

DISEÑO DE UNA ORTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DE TOBILLO CON ESGUINCE TIPO III
POR INVERSIÓN

CHERLY MARGARET DUARTE DUARTE
HERNAN ALONSO VILLAMIZAR SARMIENTO

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA

2005

DISEÑO DE UNA ORTÉSIS PARA LA REHABILITACION DE TOBILLO CON ESGUINCE TIPO III
POR INVERSIÓN

CHERLY MARGARET DUARTE DUARTE
HERNAN ALONSO VILLAMIZAR SARMIENTO

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

Director: FRANCISCO ESPINEL CORREAL.
Diseñador Industrial

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA

2005

DEDICATORIA

A mis padres, hermana .y amigos.

CHERLY

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan sus agradecimientos de manera especial a quienes han participado con su esfuerzo personal y profesional en la elaboración de esta propuesta.

Diseñador Francisco Espinel Correal, Director de proyecto

Cicop. Técnicos ortesistas y protesistas

Diseñador Vaslak Rojas, Asesor

Fisioterapeuta Doris pereira, Asesora

Fisioterapeuta Martha Lucia Niño, Terapista

Paula Restrepo, Paciente

Finalmente agradecemos a nuestras familias por todo su apoyo, paciencia, esfuerzo y amor a nosotros y cada una de las cosas que hacemos, esta obra también es fruto de su esfuerzo.

TITULO: DISEÑO DE UNA ORTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DE TOBILLO CON ESGUINCE TIPO III POR INVERSIÓN*.

AUTORES: CHERLY MARGARET DUARTE DUARTE
HERNAN ALONSO VILLAMIZAR SARMIENTO**

PALABRAS CLAVES: tobillo, esguince tipo III por inversión, atrofia, rehabilitación, movilidad, potencia, propiocepción, ortesis.

RESUMEN:

Con el desarrollo de una ayuda ortopédica que integre las fases del tratamiento para este tipo de trauma, se busca incentivar a la persona lesionada para que culmine su tratamiento y prevenir reincidencias de la lesión.

Debido a que el esguince de tobillo es el trauma de mayor recurrencia y con un alto porcentaje de reincidencias como consecuencia de un tratamiento incompleto por la deserción de los pacientes, se requiere integrar las fases del tratamiento de rehabilitación, minimizando la atrofia producida por la inmovilización de esta articulación y proporcionando al paciente la comodidad necesaria para que no interrumpa sus actividades diarias.

Se desarrollo una investigación que abarca aspectos como la anatomía y biomecánica del tobillo; la patología del trauma, su tratamiento y problemática; y el análisis de las soluciones existentes. En base a esto se plantearon hipótesis de solución que fueron evaluadas de acuerdo a objetivos previamente trazados con los que se selecciono y desarrollo una propuesta para construir un modelo funcional que fue sometido a prueba mediante la experimentación con un paciente y con profesionales en el área de la ortopedia y la fisioterapia.

De la experimentación se concluyo que es posible integrar los elementos necesarios para realizar las terapias de movilidad y de potencia, lo cual incentivo al paciente para que las llevara a cabo en cualquier momento del día, logrando una evolución al 100% de su capacidad normal.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ciencias Físico-Mecánicas, Escuela de Diseño Industrial; Director: Francisco Espinel Correal

TITLE: ORTHESIS DESIGN FOR REHABILITATION OF TYPE III ANKLE SPRAIN BECAUSE OF INVERSION*.

AUTHORS: CHERLY MARGARET DUARTE DUARTE*
HERNAN ALONSO VILLAMIZAR SARMIENTO**

KEY WORDS: ankle, type III sprain because of inversion, atrophy, rehabilitation, mobility, power, proprioception, orthosis.

ABSTRACT:

Developing an orthopedic help that integrates all phases of the treatment for this type of trauma seeks to stimulate a sick person to finish the process and to prevent the repetition of the injury.

Due to the fact that ankle sprain is the trauma of major recurrence and with high percentage of repetitions as a result of an incomplete treatment for desertion of patients, it is required to integrate all the phases of rehabilitation treatment, to minimize the atrophy produced by immobilization of this joint and to provide the necessary comfort to the patient in order that him/her does not interrupt his/her daily activities.

This investigation included aspects like ankle's anatomy and biomechanics; the trauma pathology, his treatment and problematic and analysis of the existing solutions. Hypotheses for solution based on this were proposed and evaluated according to objectives before planned which supported to select and to develop an offer to construct a functional model that was tested by means of experimentation in a patient and by professionals in orthopedics area and physical therapy.

The experimentations concluded that it is possible to integrate the necessary elements to realize mobility and power therapies, which stimulated the patient to do them in any moment of the day, achieving an evolution of the 100 % in his normal capacity.

* Thesis Project

** Physic Mechanical Faculty, Industrial Design School; Director: Francisco Espinel Correal

TABLA DE CONTENIDO

	pàg.
INTRODUCCION	i
1. ESTRUCTURACION DEL PROBLEMA	1
1.1 INTRODUCCION AL PROBLEMA	1
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2.1 Justificación	1
1.2.2 Perfil del usuario.	7
1.2.2.1 Usuario directo.	7
1.2.2.1 Usuario indirecto	7
1.3 OBJETIVOS	8
1.4 MARCO DE REFERENCIA	9
1.4.1 Marco teórico.	9
1.4.1.1 Anatomía del tobillo	9
1.4.1.1.1 Componentes óseos	9
1.4.1.1.2 Componentes ligamentosos	11
1.4.1.1.3 Componentes musculares.	14
1.4.1.2 Biomecánica del tobillo	17
1.4.1.2.1 Cinemática	19
1.4.1.2.2 Pie estático	24
1.4.1.2.3 Pie dinámico	26
1.4.1.3 Antropometría del miembro inferior	28
1.4.1.4 Lesiones del tobillo	33
1.4.1.4.1. Esguince de tobillo	34
1.4.1.4.2 Tratamiento para el esguince de tobillo	37
1.4.1.5 Problemática del tratamiento	45
1.4.1.6 Ortética del tobillo	60
1.4.2 Marco conceptual	67
1.5 ESTADO DEL ARTE	68
2. HIPÓTESIS DE SOLUCION AL PROBLEMA	73

2.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	73
2.2 ALTERNATIVAS DE DISEÑO	77
2.2.1 Descripción de alternativas.	77
2.2.1.1 Alternativa 1	78
2.2.1.2 Alternativa 2	80
2.2.1.3 Alternativa 3	85
2.3 EVOLUCIÓN DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA.	91
2.4 EVALUACION DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA	95
2.4.1 Propósito de la evaluación	95
2.4.2 Identificación de variables de evaluación.	96
2.4.3 Desarrollo y preparación del instrumento de registro de datos .	96
2.4.3.1 Perfil del usuario.	96
2.4.3.2 Juicios a evaluar.	96
2.4.3.3 Escala de calificación	97
2.4.4 Descripción de los experimentos	101
2.4.4.1 Descripción del experimento 1: comprensión del sistema	101
2.4.4.2 Descripción del experimento 2: rehabilitación de la lesión.	102
2.4.4.3 Descripción del experimento 3: comodidad de la ortesis.	103
2.4.5 Análisis de la experimentación	103
3. PROPUESTA DE DISEÑO	105
3.1 APOORTE DE DISEÑO INDUSTRIAL.	105
3.2 CALIDAD DE VALOR DE USO.	105
3.3 CONCEPTO ESTRUCTURAL-FUNCIONAL.	110
3.4 CONCEPTO TÉCNICO-CONSTRUCTIVO.	115
3.4.1 Materias primas	116
3.4.2 Procesos de producción y montaje.	121
3.5 CARACTERÍSTICAS COMERCIALES.	123
3.6 CONCEPTO FORMAL.	126
5. CONCLUSIONES	130
6. RECOMENDACIONES	132
BIBLIOGRAFIA	133

LISTA DE FIGURAS

pág.

Figura 1: Casos atendidos en urgencias, ortopedia. 1999. Hospital Universitario Clinicoquirúrgico. Cienfuegos, Cuba.	3
Figura 2. Ligamentos colaterales externos.	5
Figura 3. Articulación del tobillo.	9
Figura 4. El astrágalo.	10
Figura 5. Ligamentos interóseos.	12
Figura 6. Ligamentos colaterales.	12
Figura 7. Ligamento deltoideo.	13
Figura 8. Ligamento interóseo astrágaloalcáneo.	13
Figura 9. Músculos gemelos y sóleo.	14
Figura 10. Músculos peroneo.	15
Figura 11. Músculo tibial anterior.	15
Figura 12. Músculo extensor largo del dedo grueso.	16
Figura 13. Músculo extensor largo de los dedos.	16
Figura 14. Músculo tibial posterior.	17
Figura 15. Congruencia entre la tróclea y la mortaja.	18
Figura 16. Flexión dorsal y plantar.	19
Figura 17. Actividad de los ligamentos.	20
Figura 18. Movimientos de inversión y eversión.	22
Figura 19. Puntos de apoyo óseos.	24
Figura 20. Línea de carga.	25
Figura 21. Triángulo de fuerzas.	25
Figura 22. Marcha normal.	27
Figura 23. Tiempos de marcha.	28
Figura 24. Fases del apoyo plantar.	29
Figura 25. Pie normal.	30
Figura 26. Pie cambrado.	30
Figura 27. Pie plano.	31

Figura 28. Medidas antropométricas.	32
Figura 29. Ligamentos del tobillo.	35
Figura 30. Esguince de tobillo por inversión.	36
Figura 31. Ejercicio de rango de movimiento.	41
Figura 32. Ejercicio de flexión plantar con resistencia.	41
Figura 33. Ejercicio de flexión dorsal con resistencia.	42
Figura 34. Ejercicio de inversión con resistencia.	42
Figura 35. Ejercicio de eversión con resistencia.	43
Figura 36. Ejercicio de fortalecimiento.	43
Figura 37. Ejercicios de equilibrio.	44
Figura 38. Funciones biomecánicas de las ortesis.	61
Figura 39. Dirección de los ejes del tobillo.	64
Figura 40. Línea de carga vertical.	64
Figura 41. Eje mecánico de articulación del tobillo.	66
Figura 42. Descripción de alternativa 1.	78
Figura 43. Estructuras rígidas. Alternativa 1.	79
Figura 44. Sistema de inmovilización. Alternativa 1.	79
Figura 45. Sistema de control de edema. Alternativa 1.	79
Figura 46. Detalle de pie. Alternativa 1.	80
Figura 47. Postura. Alternativa 1.	81
Figura 48. Visibilidad de la lesión. Alternativa 1.	81
Figura 49. Descripción. Alternativa 2.	82
Figura 50. Articulación de rotula. Alternativa 2.	83
Figura 51. Mecanismo de rehabilitación. Alternativa 2.	83
Figura 52. Niveles de resistencia. Alternativa 2.	84
Figura 53. Visibilidad de la lesión. Alternativa 2.	84
Figura 54. Descripción de la alternativa 3.	85
Figura 55. Corazas. Alternativa 4.	86
Figura 56. Mecanismo de inmovilización. Alternativa 3.	86
Figura 57. Visibilidad de la lesión. Alternativa 3.	87
Figura 58. Partes sensibles. Alternativa 3.	87
Figura 59. Mecanismo de inmovilización. Alternativa 3.	88
Figura 60. Descripción de la Alternativa 4.	88
Figura 61. Coraza pierna. Alternativa 4.	89

Figura 62. Mecanismo de resistencia y de bloqueo de movimiento. Alternativa 4.	89
Figura 63. Coraza pierna. Alternativa 4.	90
Figura 64. Evolución de rotula.	92
Figura 65. Evolución coraza pierna.	92
Figura 66. Mecanismo de bloqueo de inversión y eversión.	93
Figura 67. Posibles posiciones para los elásticos.	93
Figura 68. Forma y posición del elástico.	94
Figura 69. Secuencia de ajuste de la ortesis.	94
Figura 70. Elementos rígidos de la ortesis.	105
Figura 71. Movimientos permitidos por la ortesis.	106
Figura 72. Tallas.	106
Figura 73. Vistas en perspectivas.	108
Figura 74. Manipulación de los elásticos.	108
Figura 75. Manipulación de los seguros laterales.	109
Figura 76. elástico, seguro lateral y seguro posterior.	109
Figura 77. sistema de sujeción de los elásticos.	109
Figura 78. Articulación de rotula.	110
Figura 79. Detalle de la rotula.	112
Figura 80. Mecanismo de bloqueo de inversión y eversión.	112
Figura 81. Componentes.	115
Figura 82. Curva esfuerzo-deformación en tracción, típica de un caucho vulcanizado.	121
Figura 83. Abstracción formal de la ortesis.	126
Figura 84. Abstracción formal corazas.	127
Figura 85. Abstracción formal del pie.	127
Figura 86. Abstracción formal del elástico.	127
Figura 87. Abstracción formal de los seguros.	128
Figura 88. Agarre de los sistemas de control.	128
Figura 89. Vistas de la ortésis.	129

LISTA DE TABLAS

	pàg.
Tabla 1. Clasificación del esguince de tobillo (CIE-10).	34
Tabla 2. Niveles de movilidad.	44
Tabla 3. Estado del arte 1.	69
Tabla 4. Estado del arte 2.	70
Tabla 5. Estado del arte 3.	71
Tabla 6. Estado del arte 4.	72
Tabla 7. Valoración de alternativas.	91
Tabla 8. Escala de visibilidad de la lesión.	97
Tabla 9. Escala de postura y retiro de la ortesis.	98
Tabla 10. Escala de legibilidad de la secuencia de ajuste.	98
Tabla 11. Escala de minimización de la atrofia.	98
Tabla 12. Escala de rehabilitación de músculos y ligamentos.	98
Tabla 13. Escala de recuperación propioceptiva.	99
Tabla 14. Escala de control del edema.	99
Tabla 15. Escala de identificación de los sistemas de control.	99
Tabla 16. Escala de comprensión de los sistemas de control.	99
Tabla 17. Escala de motivación para la realización de las terapias.	100
Tabla 18. Escala de confort.	100
Tabla 19. Escala de consecuencias dermatológicas.	100
Tabla 20. Escala de protección de la lesión.	100
Tabla 21. Escala de ajuste de la talla.	101
Tabla 22. Resultados del análisis de datos.	104
Tabla 23. Relación de medidas antropométricas y tallas. (Medidas en centímetros)	107
Tabla 24. Componentes de la ortésis.	112
Tabla 25. Relación pieza-proceso.	116
Tabla 26. Propiedades del polipropileno.	118
Tabla 27. Sistemas de vulcanización.	123
Tabla 28. Costos de materia prima para una caña.	124

Tabla 29. Costos de insumos para una caña.	124
Tabla 30. Costo total para una caña.	125
Tabla 31. Costos materia prima para un pie.	125
Tabla 32. Costos insumos para un pie.	125
Tabla 33. Costo total para un pie.	126

LISTA DE ANEXOS

	pàg.
ANEXO A CLASIFICACION INTERNACIONAL DE LAS ENFERMEDADES. CIE-10	135
ANEXO B TEST DE MOVILIDAD	138
ANEXO C CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3	154
ANEXO D EXPERIMENTO 1. Comprension del sistema	155
ANEXO E. EXPERIMENTO 2. Rehabilitacion de la lesion	157
ANEXO F. EXPERIMENTO 3. Cuestionarios	164
ANEXO G EXPERIMENTO 3 Comodidad de la ortesis	172
ANEXO H TABLAS ANTROPOMETRICAS	174
ANEXO I PROCESO PROPUESTO DE PRODUCCION Y MONTAJE	180
ANEXO J DIMENSIONES	182

INTRODUCCION

El ser humano es un ser activo por naturaleza que ocupa su tiempo en actividades encaminadas a responder a sus necesidades y deseos. Es capaz de caminar en cualquier tipo de terreno y de evitar las caídas tras sufrir diferentes tipos de tropiezos o resbalones. Sin embargo no esta libre de daño como una torcedura que puede ir desde el rompimiento de algunas fibras hasta una pérdida de continuidad del ligamento (esguince), que generalmente va asociada a otros traumas.

Los esguinces del tobillo resultan del desplazamiento hacia dentro o hacia fuera del pie, distendiendo o rompiendo los ligamentos de la cara interna o externa del tobillo. El dolor de un esguince de tobillo es intenso y con frecuencia impide que el individuo pueda trabajar o practicar su deporte durante un periodo variable de tiempo. Sin embargo, con un tratamiento adecuado, los esguinces de tobillo en la mayoría de los casos curan rápidamente y no se convierten en un problema crónico.

De acuerdo a las actuales tendencias de la traumatología, un buen tratamiento ya no consiste en inmovilizar sin considerar el grado del esguince. Antes se creía que con un yeso por cuatro semanas reparaban todos los ligamentos y los dejaba firme, pero el tobillo más que firme quedaba tieso, es decir, con una rigidez y atrofia por inmovilización prolongada. Todo esto alarga la recuperación, porque se produce una cicatrización del ligamento y cápsula articular menos alineada con las necesidades del tobillo, se retarda la recuperación propioceptiva, además de la atrofia. Actualmente, si una persona tiene un esguince grave, es decir, con dolor al mínimo esfuerzo y no puede pisar, se le inmoviliza, pero sólo hasta que pasa la fase de dolor (alrededor de cinco días). Después, se deja con implementos que le permiten andar en forma protegida, según su condición. Con este tipo de tratamiento, los pacientes le hacen caso a lo que perciben del tobillo, especialmente al dolor y el edema.

No existe una ciencia exacta en las terapias de rehabilitación por medio de ortesis, sino que se basa en un método de ensayo y error, apoyado en la experiencia de los técnicos y terapistas. De aquí resulta la necesidad de poder contar con información cualitativa acerca de la evolución de la rehabilitación que pueda servir para optimizar tales terapias.

Por estas razones se plantea una propuesta de solución que integren las variables que intervienen en el proceso de rehabilitación para este tipo de trauma.

1. ESTRUCTURACION DEL PROBLEMA

1.1 INTRODUCCION AL PROBLEMA

La incomodidad generada por los elementos ortopédicos existentes ocasionan que el paciente no los use con la frecuencia debida para su correcta rehabilitación.

La indisposición de tiempo y recursos para realizar la rutina diaria de ejercicios recomendada por el fisioterapeuta; y las características de los elementos existentes que presentan mayor eficiencia son visualmente pesados, voluminosos y poco accesibles comercialmente a diferencia de otro tipo de elementos que ofrecen mayor confort pero con limitada eficiencia, son algunas de las causas por las cuales los pacientes no completan su tratamiento de rehabilitación.

Los actuales elementos (vendajes, botas de yeso, tobilleras, férulas, ortesis, **braces**) utilizados para la rehabilitación de este tipo de lesiones no son confortables debido a que alteran el normal desplazamiento del paciente al caminar y no poseen coherencia con los elementos utilizados por el paciente para formar su imagen.

Por otro lado, en las últimas fases del tratamiento el paciente presenta una falsa sensación de recuperación que lo desmotiva a concluir con su rehabilitación lo cual puede hacer que sufra una reincidencia de la lesión.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.2.1 Justificación

El tobillo es la estructura que concentra la mayor cantidad de las fuerzas de apoyo, impulso y giro del caminar. Entonces, cualquier falla en el ciclo de la marcha, que abarca desde la vista hasta la

habilidad para ubicarse en el espacio, puede terminar afectando los tobillos. El esguince de tobillo es la lesión más común y el trauma más recurrente; esto explica la alta cifra de incidencia, tanto así, que el mayor riesgo de sufrir una torcedura de tobillo es ya haberla padecido. Este fenómeno se explica porque esta lesión daña justamente uno de los mecanismos principales de la caminata el cual es el sistema propioceptivo cuya función es detectar el movimiento y posición de las articulaciones. Todas las articulaciones se ven afectadas por la propiocepción, pero la de los tobillos y rodillas son las más importantes porque reciben el peso del cuerpo.

El sistema propioceptivo esta compuesto por una serie de receptores nerviosos que están en los músculos, articulaciones y ligamentos; en el esguince tipo III se rompe el ligamento del tobillo y dañan los nervios que envían la información para llevar a cabo la propiocepción. El especialista afirma que por eso es tan importante la recuperación.

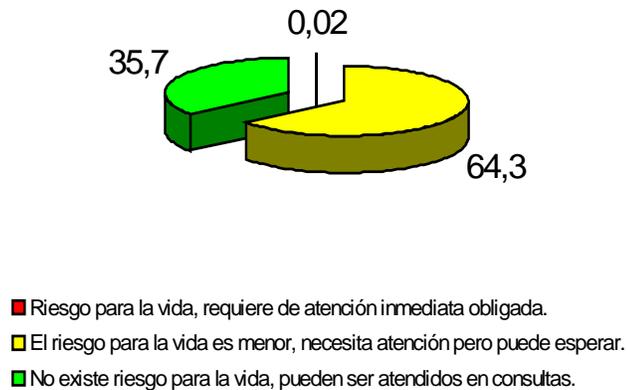
Además de la propiocepción se afecta la función mecánica del ligamento, la que asegura que actúe como bisagra para realizar ciertos movimientos y mantener la estabilidad. Considerando una recuperación óptima, un esguince por segunda vez puede ocurrir en cualquiera de los dos tobillos. Para dar una idea de la frecuencia con que se presenta esta lesión se acudió a un estudio descriptivo retrospectivo del comportamiento de las urgencias atendidas por la especialidad de Ortopedia y Traumatología en el año 1999; constituido por el 100 % de los casos que acudieron al servicio de urgencias del Hospital Universitario Clínicoquirúrgico "Gustavo Aldereguía Lima" en Cienfuegos, Cuba; y que fueron clasificados para su atención por la especialidad acorde con la clasificación según código de colores del sistema METTAG.

"La ortopedia y traumatología se encuentra entre las primeras especialidades médico-quirúrgicas que generan demandas de atención en los servicios de urgencias; son estos lugares un escenario propicio para la confluencia entre lesionados y los que sufren una enfermedad degenerativa que provoca dolor.

Dentro de las especialidades que generan mayor demanda de atención, sin dudas, la ortopédica ocupa uno de los primeros lugares. Diferentes son los motivos de consultas, las que van desde las fracturas hasta las molestias osteoarticulares, pero no siempre es posible satisfacer las demandas. En la figura 1 vemos cómo al clasificar los casos

atendidos en urgencias, las emergencias representan un pequeñísimo por ciento del total, solo el 0,02 %. El grueso de nuestra problemática lo constituye el 64,3 %, que incluyen a las fracturas, las luxaciones, los esguinces y desgarros entre otras. Se observa además cómo todavía el número de casos de menor urgencia es significativo con un 35,7 % lo cual evidencia que aún existe una brecha para disminuir el número de pacientes en los servicios de urgencias ortopédicas.

Figura 1: Casos atendidos en urgencias, ortopedia. 1999. Hospital Universitario Clinicoquirúrgico. Cienfuegos, Cuba.



Fuente: Rev. Cubana Ortop Traumatol 2001;15(1-2):22-6

Realizando un análisis de las causas más frecuentes que demandan atención de urgencia, según el código de colores, en el rojo se ubican los politraumas; en el amarillo, los esguinces y desgarros de tobillo y pie, las fracturas de epífisis superior de cúbito y radio, de los huesos del carpo, de una o varias falanges de la mano y de la cadera. En el caso del color verde, están el lumbago, las osteocondropatías sin especificación, la contusión del tobillo y pie, la sinovitis y tenosinovitis. Para nuestra casuística durante el año 1999, el comportamiento fue como se relaciona a continuación, de mayor a menor:

- Esguinces y desgarros del tobillo y pie
- Lumbago
- Fractura de epífisis superior de cúbito y radio
- Contusión de tobillo y pie
- Fractura de una o varias falanges de la mano

Se concluye que es la traumatología ortopédica una importante demanda de atención en nuestros servicios de urgencia. Las situaciones que ponen en peligro la vida, códigos rojos para este estudio, se presentan en un pequeño por ciento de los casos atendidos por los ortopédicos de urgencia. Estos están ligados a los politraumatizados los cuales requieren una atención multidisciplinaria.”¹

Específicamente las lesiones del tobillo son un problema común, responsable de aproximadamente el 12% de todos los traumatismos atendidos en las salas de urgencias.

Esta lesión es la más común de todas. En la Urgencia General de Clínica Alemana constituyó durante enero-marzo de 2002 el 20% de las consultas traumatológicas. En Estados Unidos se producen 27.000 esguinces de tobillo al día, es decir, en diez años un 36% de la población sufre de esta lesión en algún grado.

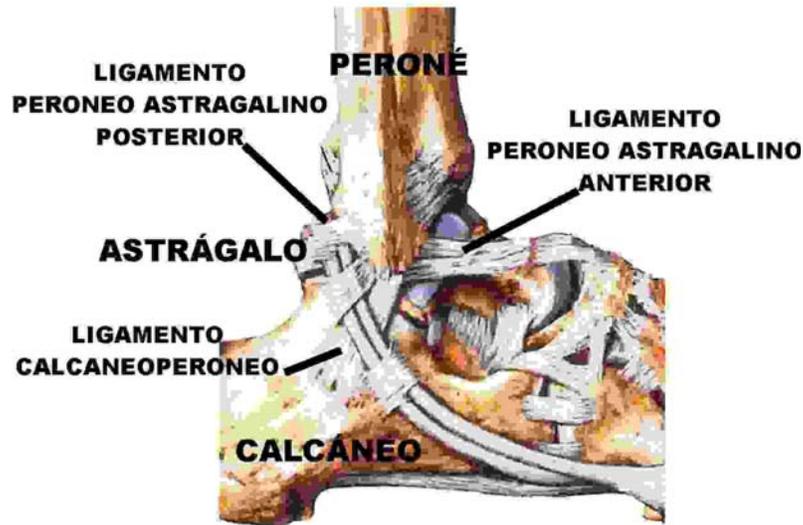
Se presume que en el mundo se produce un esguince diario por inversión del pie por cada 10.000 personas, lo que nos ofrece una idea de la frecuencia y la magnitud del problema.

Otro dato que dan las estadísticas es que el 85% de los esguinces son esguinces por inversión que afectan al ligamento lateral externo (LLE), lesionándose fundamentalmente el ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) (Figura 2).

Es una lesión que se produce con mayor frecuencia entre los 21-30 años de edad, posiblemente relacionado con un mayor incremento de la actividad deportiva en estas edades. Cuando el esguince aparece en sujetos más jóvenes o más mayores suele evolucionar peor, la lesión suele ser más grave.

¹ Rodríguez Suárez G, Leal Olivera A, Rodríguez Fernández F. Impacto del sistema de clasificación aplicando códigos de colores en la urgencia de Ortopedia. Rev Cubana Ortop Traumatol 2001;15(1-2):22-6

Figura 2. Ligamentos colaterales externos.



Fuente: Lamina ilustrativa Geigy

El esguince agudo del tobillo es la lesión músculo-esquelética más común del deporte, independientemente de la edad o el nivel de participación y representan entre el 10% y el 30% de todos los traumatismos al practicar deporte.

La lesión de esguince tipo III de tobillo en deportes de alto riesgo, son la causa de una parte del tiempo muerto (fuera del juego) y en básquet se asocian con la mitad de todas las lesiones importantes.

Si bien la mayor parte de los traumatismos de tobillo son simples torceduras de los ligamentos laterales, pueden dañarse muchas otras estructuras. Un diagnóstico y tratamiento incorrectos causa una morbilidad considerable. Un tobillo dolorido e inestable, en forma crónica, puede conducir a una discapacidad importante y eventualmente a la artrosis. Por esta razón, debe evaluarse cuidadosamente este tipo de daño, incluyéndose una detallada historia clínica acompañada por imágenes apropiadas. Una vez realizado esto, se puede hacer un diagnóstico exacto e instaurar el tratamiento adecuado.

Hasta el 44% de los sujetos que han sufrido un esguince presentan algún tipo de secuelas un año después: dolor, inestabilidad mecánica o inestabilidad funcional.

La incomodidad generada por los elementos ortopédicos existentes ocasionan que el paciente no los use con la frecuencia debida para su correcta rehabilitación.

La indisposición de tiempo y recursos para realizar la rutina diaria de ejercicios recomendada por el fisioterapeuta; y las características de los elementos existentes que presentan mayor eficiencia son visualmente pesados, voluminosos y poco accesibles comercialmente a diferencia de otro tipo de elementos que ofrecen mayor confort pero con limitada eficiencia, son algunas de las causas por las cuales los pacientes no completan su tratamiento de rehabilitación.

En el 80 ó 90% de los casos, los esguinces pueden volverse crónicos cuando no son atendidos o reciben un tratamiento incompleto; secuelas de inestabilidad en los ligamentos que se incrementarán a medida que se repitan las lesiones. Por el contrario un esguince agudo con buen tratamiento y una recuperación adecuada, no deja secuelas.

Otro factor que puede contribuir a la deserción en las terapias de rehabilitación por parte del paciente esta relacionada con las políticas internas de cada E.P.S. sobre el numero de terapias que el especialista puede ordenar que serán de cinco sesiones cada una de 20 minutos.²

Una vez el paciente haya cumplido con estas primeras cinco sesiones de terapia se presentan uno de tres posibles casos:

- Puede que el paciente haya evolucionado de una manera notoria y no requiera de mas sesiones.
- Si necesita de más sesiones, que es lo más común, el paciente puede perder grados de movilidad ganados en su rehabilitación, mientras se remite la orden nuevas terapias.

² Coordinación médica, Solsalud E.P.S.

- Y por último, este paciente que requiere de más sesiones pero que se siente mejor con un falso sentido de seguridad simplemente elige no continuar con sus terapias y queda con un tratamiento de rehabilitación incompleto.

1.2.2 Perfil del usuario.

1.2.2.1 Usuario directo.

Hombres y mujeres

Rango de edad entre los 17 y los 55 años

Tobillo con esguince tipo III por inversión

No sea deportista de alto rendimiento

1.2.2.1 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 abarca el tratamiento desde la fase de cicatrización del ligamento (inmovilización de la articulación) hasta la fase de rehabilitación (terapias musculares y sensoriales); se decidió dividir el problema en subproblemas parciales para su estudio y análisis, para posteriormente integrarse y dar una solución global al problema.

El planteamiento de los subproblemas son:

1. Para la correcta cicatrización de los ligamentos lesionados se requiere inmovilizar la articulación del tobillo. Esta inmovilización (que en los tratamientos actuales es de hasta

seis semanas) producirá atrofia en los músculos y ligamentos inactivos que a menudo generan mas problemas del que ayudo a sanar.

2. Garantizar la completa rehabilitación de las estructuras atrofiadas por la inmovilización ya que una parcial rehabilitación repercutiría en una futura reincidencia de la lesión.

3. Proponer una ortesis que al mismo tiempo que le permita la rehabilitación al paciente, interfiera en menor grado sus actividades cotidianas.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general. Diseño de una ortesis (férula dinámica) para el tobillo que contribuya con el tratamiento de rehabilitación de esguinces tipo III por inversión en adultos de nuestra población utilizando tecnología local.

1.3.2 Objetivos específicos:

1. Minimizar la atrofia de estructuras del tobillo producida por la restricción del movimiento.
2. Contribuir para una completa rehabilitación de músculos y ligamentos del tobillo.
3. Contribuir para una completa recuperación propioceptiva.
4. Incentivar al paciente para que participe activamente en su proceso de rehabilitación.
5. Proporcionar al paciente el mayor confort posible.
6. Minimizar consecuencias dermatológicas por el contacto prolongado con elementos extraños.
7. Proteger el área de la lesión de presiones externas.

8. Permitir mayor visibilidad de la lesión al especialista.
9. Facilitar la postura y retiro del sistema sobre el pie.
10. Utilizar tecnología local para la producción de la ortesis.

1.4 MARCO DE REFERENCIA

1.4.1 Marco teórico.

1.4.1.1 Anatomía del tobillo

El tobillo es una articulación que une los huesos de la parte inferior de la pierna (tibia y peroné) con el hueso superior del pie (calcáneo); por medio de otro, llamado astrágalo. Está fuertemente unido por ligamentos que le proveen de estabilidad y le previenen de los movimientos bruscos (Figura 3).

Figura 3. Articulación del tobillo.



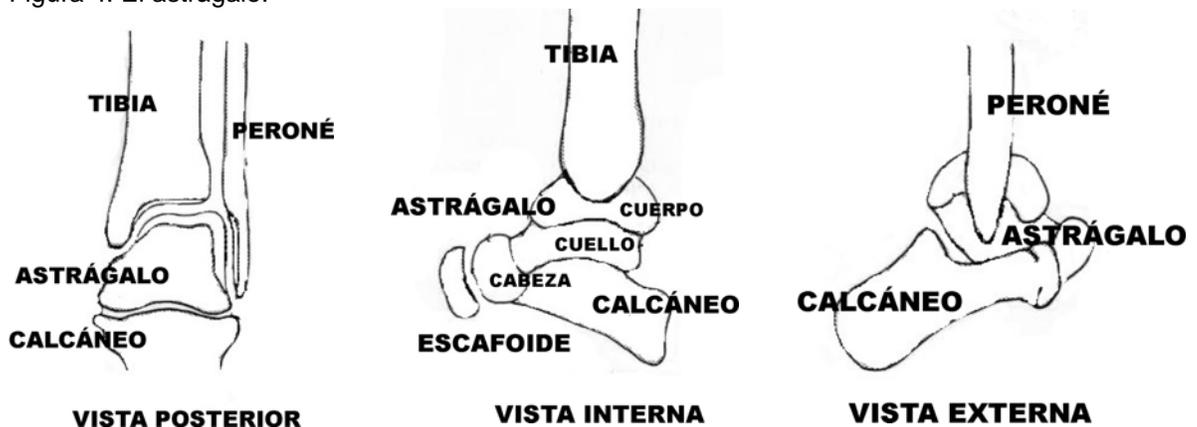
Fuente: Lamina ilustrativa Geigy

1.4.1.1.1 Componentes óseos

El astrágalo es el más alto de los huesos del tobillo. Se articula con los siguientes huesos: calcáneo, escafoides, tibia y peroné. El astrágalo forma la mayor parte de la estructura interna y superior del tobillo.

El astrágalo está formado por un cuerpo, cuello y cabeza. La superficie superior y ambos lados del cuerpo soportan a la tibia y al peroné y se articulan con ellos. La superficie superior, convexa, en forma de silla de montar del astrágalo, se desliza bajo la tibia durante el movimiento del tobillo. Ambos lados y la superficie superior del astrágalo están cubiertos por un cartílago articular y están aprisionados entre los maléolos y la tibia formando la mortaja del tobillo. El maléolo tibial se extiende hacia abajo aproximadamente hasta una tercera parte de la superficie medial del astrágalo; en cambio, el maléolo peroneo cubre totalmente la superficie lateral. La porción superior del cuerpo soporta la tibia. Dentro de esta mortaja el astrágalo funciona como una bisagra (Figura 4).

Figura 4. El astrágalo.



Fuente: Síndrome dolorosos: Tobillo y pie³

El calcáneo es un hueso cuadrangular que forma la parte externa e inferior del tobillo y se extiende hacia abajo para formar el talón. Tiene la misión de soportar buena parte de la tensión que se deposita en el pie al andar.

Las carillas anteriores de la articulación subastragalina consisten de dos superficies similares en la porción superior del calcáneo y la inferior del cuerpo y cuello del astrágalo. Las carillas del cuerpo y cuello del astrágalo son convexas y las del calcáneo cóncavas. Esto es exactamente lo contrario de la relación de la parte posterior de la articulación astragalocalcánea, donde la carilla calcánea es convexa y la porción astragalina de la articulación es cóncava.

³ CAILLIET, Rene, EL MANUAL MODERNO S.A.

El escafoides del pie es uno de los tres huesos proximales del tobillo. Se articula con el calcáneo, con el astrágalo y con los tres huesos cuneiformes.

Al unir el astrágalo con el escafoides se forma la articulación astragaloescafoidea que esta en relación con la articulación subastragalina y esta formada por el acoplamiento de la gran superficie convexa del astrágalo dentro de la superficie cóncava posterior del escafoides. Esta articulación es parte de la articulación transversa del tobillo.

La articulación transversa del tobillo esta formada por las articulaciones astragaloescafoidea y calcaneocuboidea, la cual ha sido llamada “la articulación tarsiana de los cirujanos”, articulación mediotarsiana o la articulación de Chopart, la cual es frecuentemente el sitio de amputación del pie.

1.4.1.1.2 Componentes ligamentosos

Los ligamentos dan mayor estabilidad a la articulación del tobillo. La integridad de la mortaja de éste esta mantenida por los ligamentos interóseos, la cápsula y los ligamentos anterior y posterior tibio-peroneos.

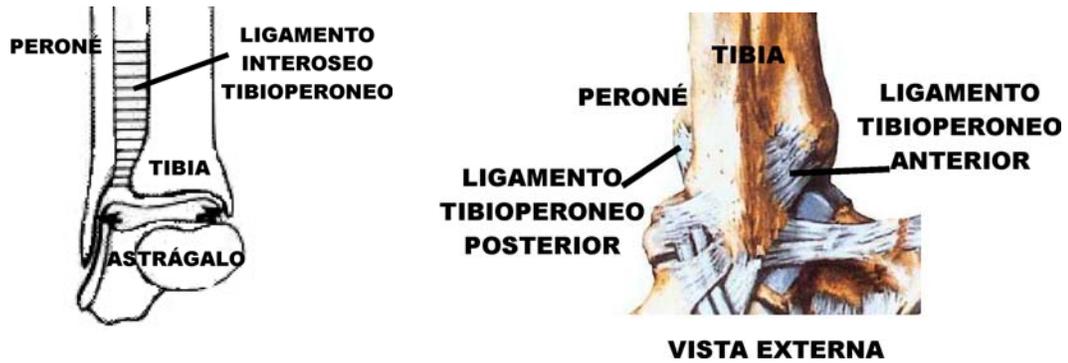
El ligamento interóseo tibio-peroneo se adhiere a la parte interna de la tibia y se dirige lateralmente y hacia abajo a la porción interna del peroné. Este ligamento interóseo y la cápsula están reforzados por los ligamentos posterior y anterior tibio-peroneos que corren paralelos a él (Figura 5).

Los ligamentos colaterales de la articulación del tobillo (Figura 6) son los soportes mas fuertes. El ligamento colateral esta compuesto por tres bandas y sostiene la porción lateral del tobillo:

- 1) el ligamento peroneo-astragalino anterior que se origina en el cuello del astrágalo y se adhiere a la punta del peroné.
- 2) el ligamento calcáneo-peroneo que va del calcáneo a la punta del peroné.

- 3) el ligamento posterior astrágalo-peroneo, que va del cuerpo del astrágalo a la punta del peroné.

Figura 5. Ligamentos interóseos.



Fuente: Síndrome dolorosos: Tobillo y pie⁴. Lamina ilustrativa Geigy

Figura 6. Ligamentos colaterales.



Fuente: Lamina ilustrativa Geigy

El ligamento deltoideo (Figura 7), sostiene fuertemente la porción interna de la articulación del tobillo, por lo cual va del maleólo interno al escafoides, a la apófisis menor del calcáneo y a la porción posterior del astrágalo. El ligamento deltoideo esta compuesto por cuatro bandas:

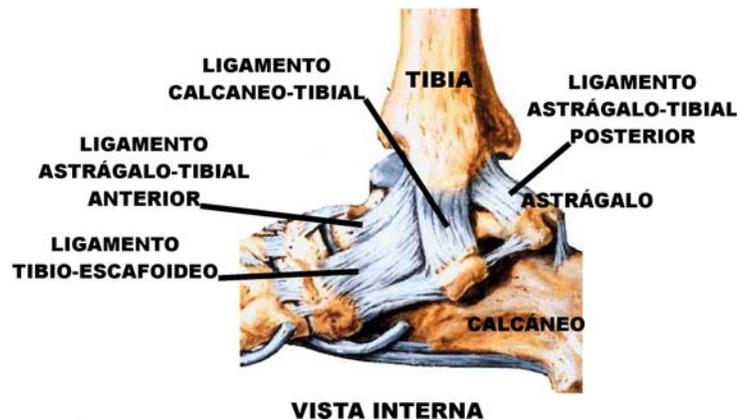
- 1) el tibio-escafoideo,

⁴ CAILLIET, Rene, EL MANUAL MODERNO S.A.

- 2) el astrágalo-tibial anterior,
- 3) el calcáneo-tibial
- 4) el astrágalo-tibial posterior

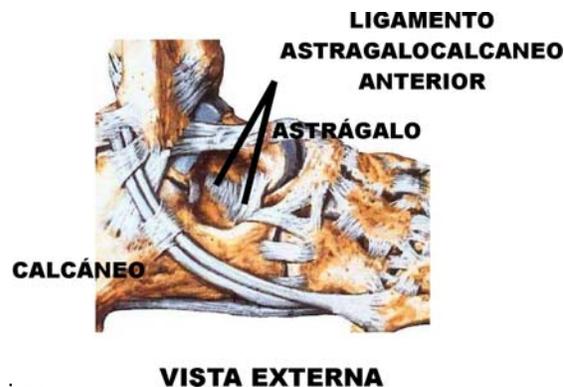
El ligamento interóseo astrágalo-calcáneo (Figura 8) une al calcáneo con el astrágalo; el cual corre a lo largo del canal del tarso y forma una división entre las porciones anterior y posterior de la articulación astrágalo-calcánea. En sus extremo peroneo existe una pequeña banda fibrosa que une a dos pequeños tubérculos del astrágalo y el calcáneo opuestos entre si. Esta pequeña banda con relación a la cual puede existir cierta rotación es llamada el ligamento del cuello.

Figura 7. Ligamento deltoideo.



Fuente: Lamina ilustrativa Geigy

Figura 8. Ligamento interóseo astrágalo-calcáneo.



Fuente: Lamina ilustrativa Geigy

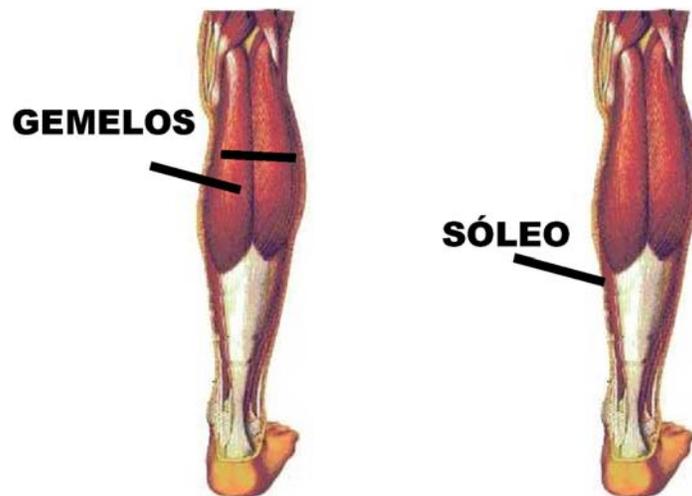
1.4.1.1.3 Componentes musculares.

Los flexores plantares del tobillo son los potentes músculos gemelos y el sóleo.

Los gemelos (Figura 9) se originan arriba de la rodilla en dos fascículos insertados cada uno en los cóndilos femorales, para terminar en la mitad inferior de la pierna, en un tendón aplanado, llamado el tendón de Aquiles

El músculo sóleo yace bajo los gemelos (Figura 9) y se origina en la porción inferior de la tibia y peroné, por debajo de la articulación de la rodilla y termina como la porción profunda del tendón de Aquiles, a la mitad de la pierna.

Figura 9. Músculos gemelos y sóleo.



Fuente: Recopilación del autor

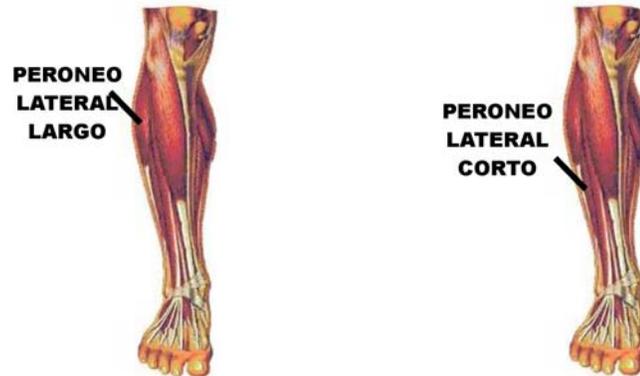
Todos los tendones que pasan por atrás de los maleólos son considerados como flexores. En la parte interna estos son: el tibial posterior, el flexor largo de los dedos y el flexor largo del dedo gordo. En el lado externo se encuentran los peroneos largo y corto.

El resto de los músculos inferiores de la pierna que actúan sobre el pie están divididos en tres grupos: lateral, anterior y medial. El grupo lateral consta de peroneo lateral largo y del corto (Figura 10), los cuales se originan en la cara lateral del peroné y es el más superficial. Sus dos tendones

comparten una corredera sinovial común al pasar por detrás del maleólo lateral. El peroneo corto se inserta en la base del quinto metatarsiano mientras que el peroneo lateral largo, mas profundo, corre a través de la superficie plantar del pie para insertarse en la base del primer metatarsiano y de la cuña media.

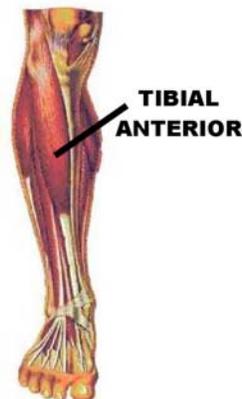
El grupo de músculos anteriores se componen del extensor largo de los dedos, de la parte externa del extensor común de los dedos, del extensor largo del dedo grueso y del tibial anterior. El tibial anterior (Figura 11) se origina en la porción lateral de la tibia y cruza el dorso del pie insertarse sobre la cuña interna y en la base del primer metatarsiano.

Figura 10. Músculos peroneo.



Fuente: Recopilación del autor

Figura 11. Músculo tibial anterior.



Fuente: Recopilación del autor

El extensor largo del dedo grueso (Figura 12) se origina en la superficie anterior del peroné y la membrana interósea, cruza el dorso del pie y se inserta en la falange distal del dedo grueso.

Figura 12. Músculo extensor largo del dedo grueso.



Fuente: Recopilación del autor

El extensor largo de los dedos (Figura 13) se origina en el cóndilo lateral de la tibia y la superficie anterior del peroné y se inserta por medio de cuatro tendones en la porción dorsal de los cuatro dedos externos. Cada tendón se divide en su extremidad distal en un haz central que se inserta sobre la falange media, y dos laterales a esta que se insertan en la falange distal. La parte externa del extensor común de los dedos, aparentemente es parte del extensor de los dedos y se insertan en la base del quinto metatarsiano.

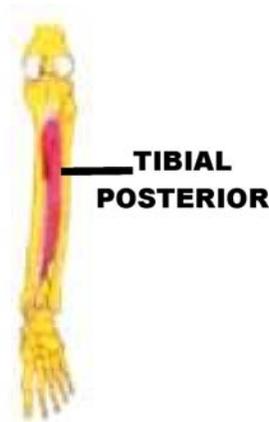
Figura 13. Músculo extensor largo de los dedos.



Fuente: Recopilación del autor.

El grupo interno de los músculos de la porción inferior de la pierna consta del tibial posterior, del flexor largo de los dedos y del flexor largo del dedo grueso. Sus tendones pasan por detrás y por abajo del maleólo interno. El tibial posterior (Figura 14) se origina en la porción posterior de la tibia y del peroné, y se inserta por múltiples prolongaciones fibrosas en los huesos del tarso y metatarsianos mediales.

Figura 14. Músculo tibial posterior.



Fuente: Ortética de la extremidad inferior. Anatomía II⁵.

1.4.1.2 Biomecánica del tobillo

Desde el punto de vista biomecánico la articulación del tobillo se halla formada por la tróclea astragalina y la mortaja tibioperonea. La tróclea astragalina viene a ser como un segmento cilíndrico 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 cinco grados.

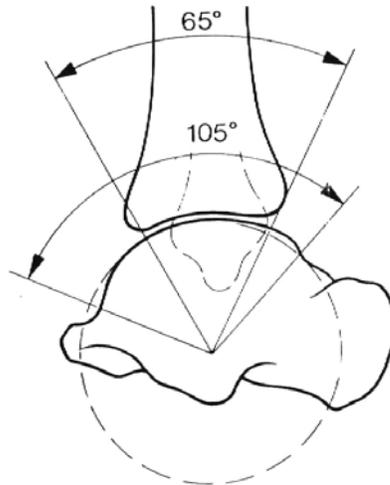
La mortaja tibioperonea encaja exactamente con la tróclea astragalina. Tiene forma de un semicilindro de unos 65°, es decir, que cubre mas parte de la superficie troclear.

Es de resaltar la perfecta congruencia que existe entre 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

⁵ Universidad Don Bosco. Departamento de ortesis y prótesis. Diplomado a distancia en ortesis y prótesis. Modulo II

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 maleólos con sus conexiones ligamentosas al tarso. Debemos destacar como esta congruencia es muy superior a la del resto de las articulaciones de la extremidad inferior, cadera y rodilla en particular.

Figura 15. Congruencia entre la tróclea y la mortaja.



Fuente: Fisiología Articular. Miembro inferior⁶.

El eje de la articulación del tobillo une aproximadamente los dos extremos inferiores de los maleólos. Teniendo en cuenta la rotación externa de la tibia y la situación del maleólo peroneo, el eje se dirige de arriba abajo, de dentro afuera y de delante atrás. El ángulo que formaría con el plano horizontal sería ocho grados, y con el sagital, de unos 20°.

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

⁶ Kapandji, A.I. Ed. Panamericana

1.4.1.2.1 Cinemática

Los movimientos de la articulación del tobillo, tanto por la oblicuidad del eje como por las ligeras diferencias entre los dos lados de la tróclea, no son puros flexión dorsal y plantar, también encontramos la eversión y la inversión.

La flexión dorsal y plantar (Figura 16) se hacen en relación a un eje que pasa transversalmente por el cuerpo del astrágalo. El extremo lateral del eje del tobillo pasa por la punta del peroné y se halla centralmente localizado entre las inserciones de los ligamentos laterales colaterales, permitiéndoles permanecer tensos durante cualquier movimiento.

Figura 16. Flexión dorsal y plantar.



Fuente: Podología ⁷.

En su extremo interno el eje transversal se encuentra excéntrico con relación al punto de inserción del ligamento interno. En esta situación, los ligamentos mediales posteriores se ponen tensos en dorsiflexión y los ligamentos mediales anteriores lo hacen en flexión plantar. Esta combinación alternada de tensión y relajación restringe el grado de movimiento dorsal y plantar del tobillo (Figura 17).

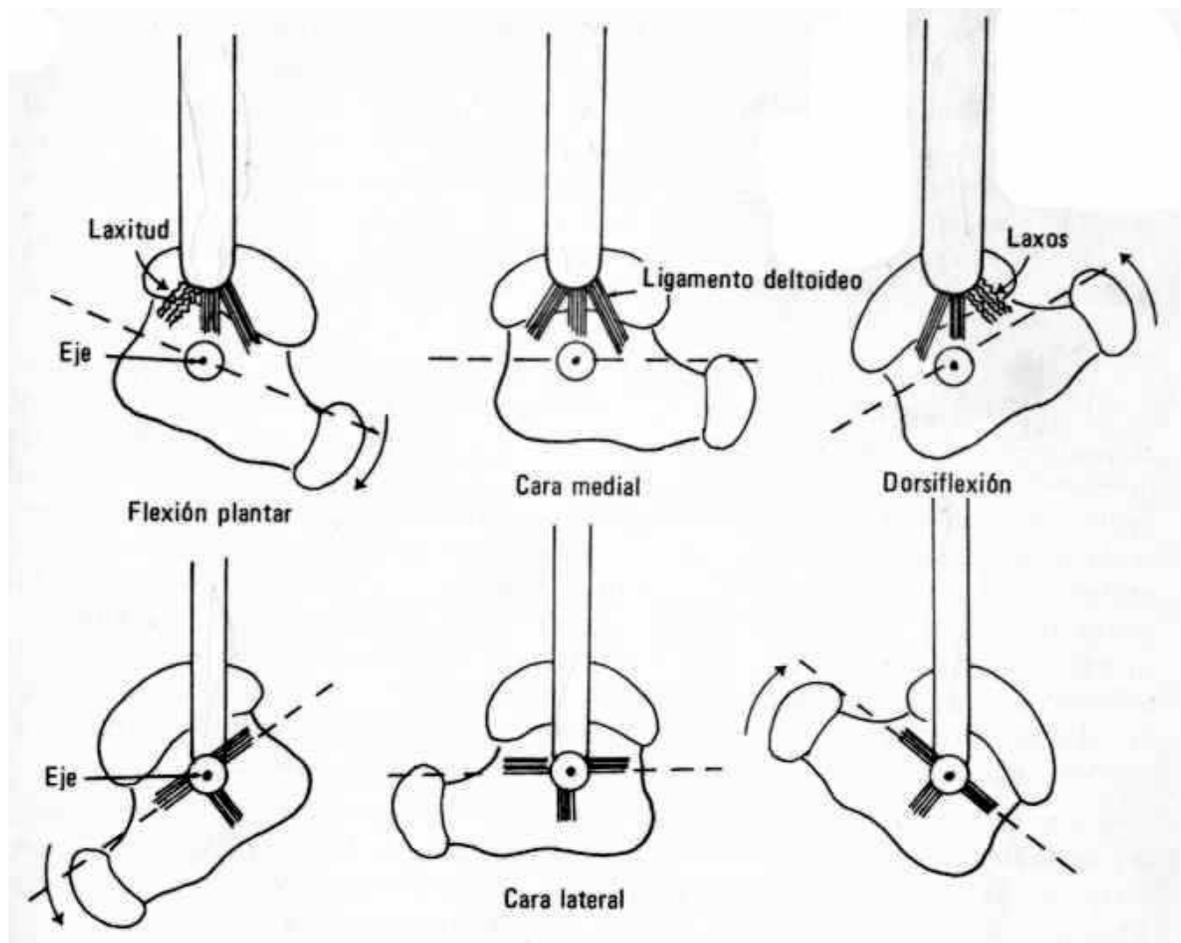
Los ligamentos interóseos (anterior y posterior tibioperoneo), durante este movimiento, se mueven de la siguiente forma cuando el peroné se eleva discretamente hace que las fibras de estos

⁷ GOLDCHER, A. Ed. Maison

ligamentos se vuelvan casi horizontales, ensanchando así la mortaja, mientras que la porción mas ancha del astrágalo se introduce en ella.

La flexión plantar presenta la porción más angosta del astrágalo dentro de la mortaja y el peroné se desplaza hacia abajo regresando el ligamento interóseo a su posición oblicua. La mortaja aquí es mas angosta.

Figura 17. Actividad de los ligamentos.



Fuente: Síndromes dolorosos Tobillo y pie⁸.

⁸ CAILLIET, Rene. El manual moderno, S:A:

El ligamento interóseo y la cápsula están reforzados por los ligamentos posterior y anterior tibio-peroneos que corren paralelos al ligamento interóseo. Estos ligamentos se pueden romper en las luxaciones severas y fracturas del tobillo.

Los ligamentos astrágalo-peroneo anterior y calcáneo-peroneo son los que se lesionan mas frecuentemente en las luxaciones del tobillo. Esto generalmente consiste en una lesión de inversión cuando el tobillo se encuentra en la posición más inestable que es la de flexión plantar.

El tendón de Aquiles, el que se inserta en la porción posterior del calcáneo y funciona produciendo la flexión plantar del tobillo. Cuando el pie esta soportando el peso, el tendón de Aquiles eleva el tobillo del piso. Debido a la oblicuidad del eje subastragalino, el grupo de los gemelos-sóleo actúa como un potente flexionador dorsal de la articulación subastragalina, cuando la porción anterior del pie se halla fija sobre el piso.

El músculo sóleo acciona la articulación del tobillo sin tener la facultad de flexionar la rodilla como la tienen los gemelos; termina como la porción profunda del tendón de Aquiles, a la mitad de la pierna.

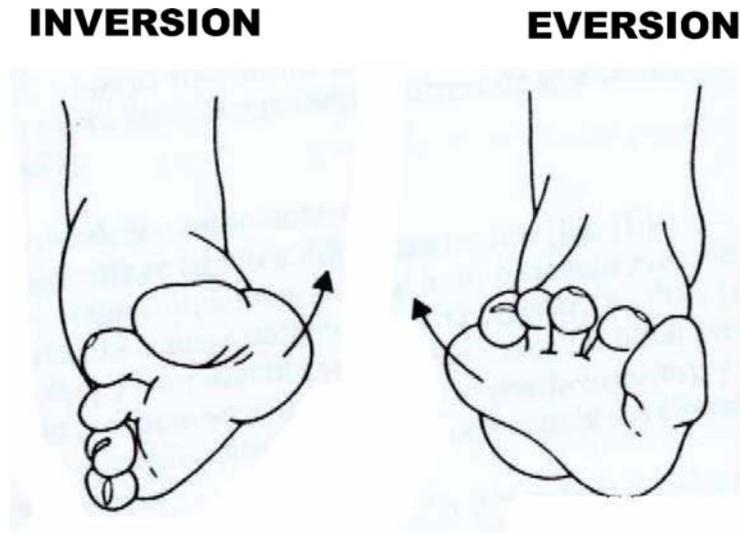
El astrágalo junto con el calcáneo forman la articulación astragalocalcánea (articulación inferior del astrágalo), la cual consta de varias articulaciones en diversos planos que permiten movimientos simultáneos en diferentes direcciones.

El movimiento en esta articulación es el de inversión y eversión principalmente, siendo el calcáneo el que proporciona la mayor parte del movimiento, mientras el astrágalo queda "atrapado" en la mortaja del tobillo.

Teniendo esta articulación un movimiento de rotación en relación a un eje que pasa por el astrágalo permitiendo el deslizamiento hacia delante, hacia abajo y hacia adentro de la articulación. Siendo la superficie articular de la cabeza del astrágalo más grande que la superficie adyacente del

escafoides, permite un importante deslizamiento de la articulación astragaloescafoidea facilitando la inversión y eversión del pie.

Figura 18. Movimientos de inversión y eversión.



Fuente: Podología⁹.

El grado de inversión y eversión de la articulación astragalocalcánea es ulteriormente limitada por una pequeña eminencia ósea localizada en la parte lateral e inferior del cuerpo del astrágalo que se proyecta sobre otra eminencia similar en el calcáneo adyacente. Estas eminencias se ponen en contacto durante la eversión del talón restringiendo aun más la eversión.

La inversión del pie se hace a expensas de las articulaciones subastragalina y transversa del tarso, por medio de tendones que cruzan el borde interno del pie. La eversión se hace igualmente en las articulaciones subastragalinas por medio de la acción de los tendones en la cara lateral. La acción mas efectiva de los peroneos es la eversión cuando el pie esta en flexión plantar, y no obstante tener una situación mecánica para la flexión plantar del pie, lo hacen insuficientemente.

Tanto los eversores como los inversores del tobillo actúan como estabilizadores cuando el pie esta fijo sobre el suelo.

⁹GOLDCHER, A. Ed. Maison

Debido a que el ligamento interóseo calcaneoastagalino corre perpendicular al eje subastragalino y por estar la mayor parte de este ligamento, así como el ligamento del cuello, por fuera de este eje, entran en tensión durante la inversión del pie, y en relajación durante la eversión.

Los flexores digitales largos producen una presión firme de los dedos sobre el piso y los tendones que corren bajo el lado interno del tobillo producen la estabilidad lateral previniendo la eversión del mismo.

El ligamento deltoideo es tan fuerte que una fuerte eversión del tobillo causa generalmente el arrancamiento del maleólo antes que la ruptura de este ligamento.

El grupo de músculos anteriores se componen del extensor largo de los dedos, de la parte externa del extensor común de los dedos, del extensor largo del dedo grueso y del tibial anterior, su acción primaria es la inversión y dorsiflexión del pie.

El extensor largo del dedo grueso. Su acción es la de extensión del dedo grueso y la de accesorio en la dorsiflexión del tobillo.

El extensor largo de los dedos, junto con su porción externa son accesorios en la dorsiflexión y eversión del pie; el primero extiende, además, los dedos.

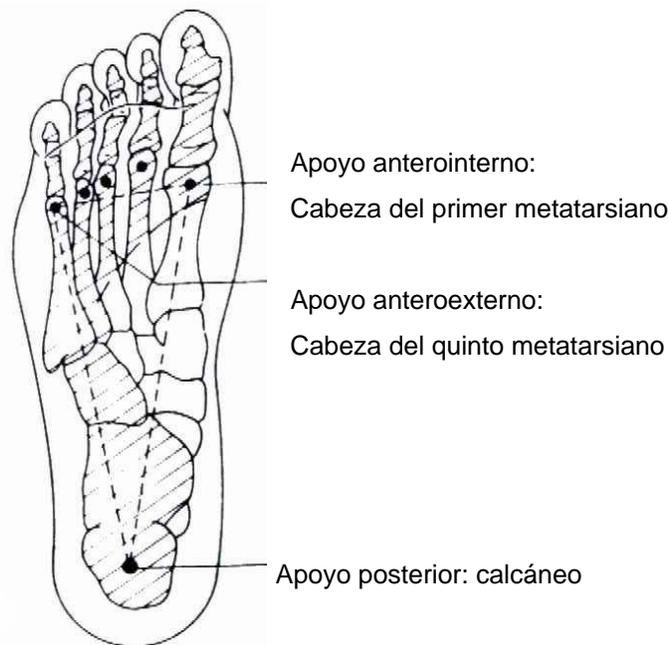
El grupo interno de los músculos de la porción inferior de la pierna consta del tibial posterior, del flexor largo de los dedos y del flexor largo del dedo grueso. Su función es de inversión y flexión plantar.

El tibial posterior, el flexor largo de los dedos y el flexor largo del dedo gordo. En el lado externo se encuentran los peroneos largo y corto. Estos grupos de músculos contribuyen únicamente con aproximadamente un cinco por ciento de la tracción total empleada para elevar el talón del piso. La mayor responsabilidad de esta acción corresponde a los músculos gemelos-sóleo.

1.4.1.2.2 Pie estático

En posición bípeda, el pie normal reposa sobre una superficie ósea, reflejada por la huella plantar. Los conceptos clásicos de apoyo sobre tres o seis pilares (apoyo calcáneo y cinco cabezas metatarsianas) representan casos particulares, a menudo patológicos, responsables de hiperpresión localizada bien explicada por la aplicación de leyes físicas (Figura 19).

Figura 19. Puntos de apoyo óseos.



Fuente: Podología¹

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 más interno, en esta articulación persiste la tendencia de la rodilla, a derrumbarse en valgo. (Figura 20).

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 del 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.

¹⁰ GOLDCHER, A. Ed. Maison

Figura 20. Línea de carga.

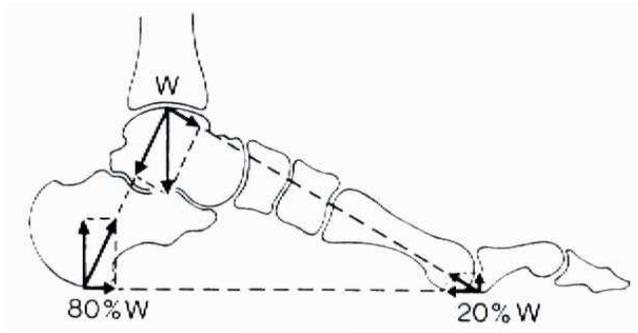


Fuente: Ortética extremidad inferior. Biomecánica II¹¹.

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 triángulo de fuerzas (Figura 21) y sumado al peso del cuerpo la fuerza de la contracción muscular se observa que, la fuerzas intrínsecas que actúan en el pie equivalen a tres y cuatro veces el peso del cuerpo.

Figura 21. Triángulo de fuerzas.



Fuente: Ortesis y Prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior¹².

¹¹ Universidad Don Bosco. Departamento de ortesis y prótesis. Diplomado a distancia en ortesis y prótesis. Modulo II

¹² VILADOT. R . Ed. Masson

Cuando se intenta sostenerse en un solo pie, la estabilidad depende de los tendones laterales y mediales que actúan a través de la articulación del tobillo. Estando el pie fijo en el piso, los tendones que cruzan la mitad lateral jalan hacia fuera.

Si el centro de gravedad es desplazado hacia fuera del astrágalo, cuando se mantiene en equilibrio en una sola pierna, los tendones de la cara medial del pie jalaran de la pierna hacia adentro, siendo los músculos principales en esta función el tibial posterior y el tibial anterior. El ajuste de la estabilidad requiere muy poca acción muscular

Tanto los eversores como los inversores del tobillo actúan como estabilizadores cuando el pie esta fijo sobre el suelo.

1.4.1.2.3 Pie dinámico

La biomecánica del pie en movimiento, tanto en la carrera como en la marcha, es una extraordinaria complejidad.

La marcha es un proceso que cada persona aprende y no es de extrañar que cada una muestre en su desarrollo unas características propias. Por ello podemos reconocer a distancia a una persona por su manera de caminar (Figura 22).

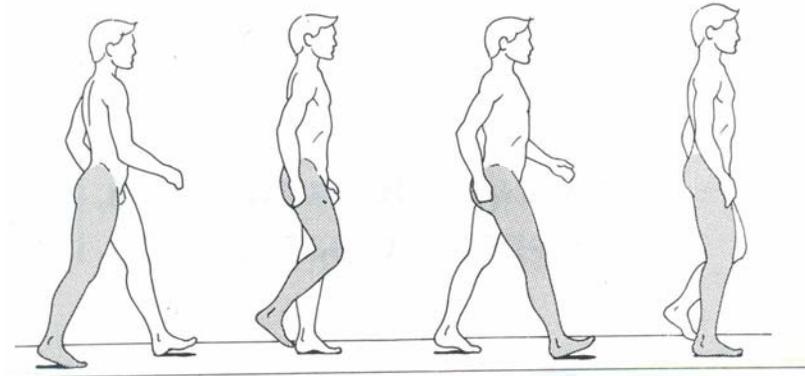
Estas características personales vienen dadas por múltiples factores: de una persona a otra pueden diferir la longitud de los segmentos del cuerpo o la masa de cada uno de ellos; por otro lado estos segmentos deben ser puestos en movimiento por unas fibras musculares que también pueden ser de diferente longitud o grosor.

Cuando estudiamos la marcha de diferentes individuos vemos que desaparecen las características personales y aparecen elementos comunes.

Durante la marcha normal podemos distinguir los siguientes tiempos: (Figura 23)

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.

Figura 22. Marcha normal.



Fuente: Ortésis y Prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior¹³.

2) Primer apoyo unilateral: El pie que en el tiempo anterior sólo 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 está 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 está en periodo de apoyo y viceversa.

¹³ VILADOT, A. ED. Masson

Denominamos doble apoyo POSTERIOR o de EMPUJE cuando el pie tomado como referencia está en situación posterior. En esta posición el pie, apoyado por su parte anterior, está acelerando el cuerpo hacia delante (Figura 24).

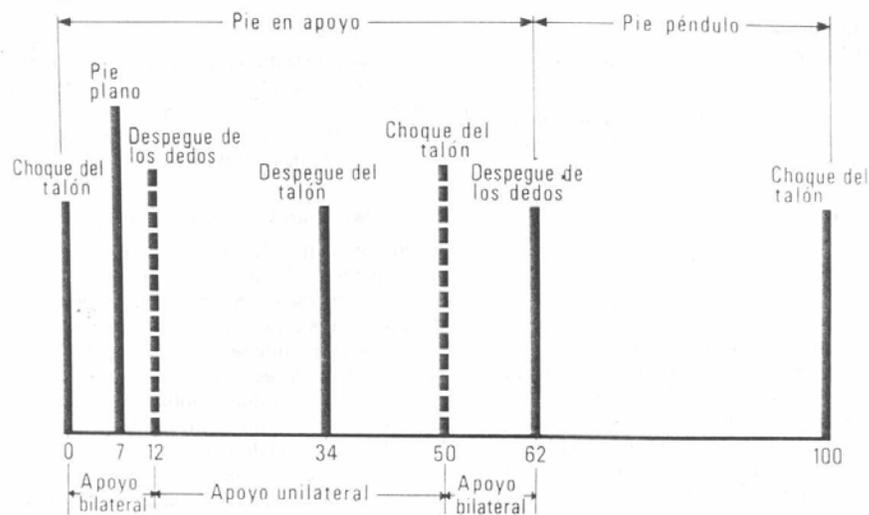
Denominamos doble apoyo ANTERIOR o de FRENADO cuando el pie tomado como referencia está en situación anterior. En esta posición el pie, apoyado por el talón, está frenando la aceleración del cuerpo hacia delante.

Es decir, durante la marcha el pie normal se comporta como si fuese cavo, existiendo sólo 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.

1.4.1.3 Antropometría del miembro inferior

La antropometría es la ciencia que estudia en concreto las medidas del cuerpo, a fin de establecer diferencias en los individuos, grupos, etc.

Figura 23. Tiempos de marcha.



Fuente: Ortésis y Prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior¹⁴.

¹⁴ VILADOT, A. ED. Masson

Figura 24. Fases del apoyo plantar.



Fuente: Ortésis y Prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior¹⁵.

Se sabe perfectamente que el mayor porcentaje de sistemas ortésicos y protésicos, deberán fabricarse sobre medida y molde, dado que en su mayoría corresponden a problemas específicos, con diferentes medidas antropométricas, niveles de lesión, avance de rehabilitación, actividad, situación anímica y socioeconómica, pero hay que conocer métodos para identificar cuando algunos productos pueden fabricarse en serie. Ante esta posibilidad es conveniente conocer la forma adecuada de recolectar información, procesarla y utilizarla para obtener patrones o modelos de diseño.

Se aplica la antropometría en el diseño de ortesis y prótesis porque existe tendencia a la regularidad en las formas y medidas, y en la fabricación de estos elementos se requieren de patrones de diseño estandarizados.

Existen productos que desde hace bastante tiempo se fabrican en serie, tales como andadores, muletas, bastones, sillas de ruedas, fajas, prótesis de seno, zapato especial para diabético, etc., y se pueden adaptar a un porcentaje grande de la población con características diferentes, pero habrá un pequeño o no tan pequeño grupo de esta población que no se adapte, y sobre ellos habrá que trabajar en la forma tradicional. Por lo tanto se habla de grupos minoritarios dentro de un grupo minoritario.

¹⁵ VILADOT, A. ED. Masson

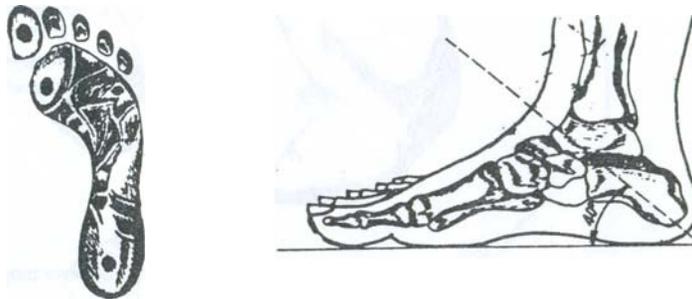
Las proporciones del pie varían en las personas según la situación geográfica, la raza, el sexo, la situación socioeconómica, la alimentación y por supuesto la edad, son algunos de los factores que predisponen cambios genéticos importantes que afectan la complexión física de la población global.

Se presentan tres tipos de pie:

1) pie normal (Figura 25). Es aquel que forma un ángulo de 40° grados, entre un plano horizontal y una línea diagonal.

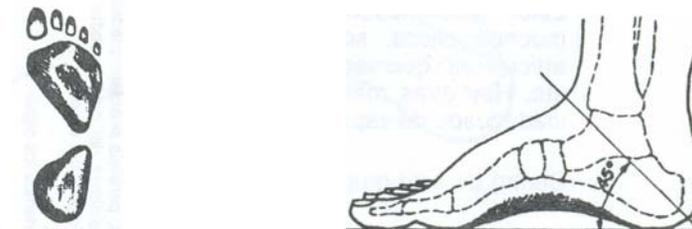
2) pie cambrado (Figura 26). Es aquel que forma un ángulo de 45°, entre un plano horizontal y una línea diagonal.

Figura 25. Pie normal.



Fuente: Calzado¹⁶.

Figura 26. Pie cambrado.



Fuente: Calzado¹⁷.

¹⁶ SENA. Modulo Institucional I. Conocimientos generales para el maontaje de calzado

3) pie plano (Figura 27). Es aquel que forma un ángulo de 30°, entre un plano horizontal una línea diagonal

Tomando un estudio publicado en la Revista Fac. Nac. Salud Pública 1998; 15(2): 112-139. "Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana 1995 (acopla95)"

Figura 27. Pie plano.



Fuente: Calzado¹⁸.

El estudio consistió en medir 69 variables antropométricas, en 2100 trabajadores, 785 de sexo femenino y 1315 de sexo masculino, en edades entre los 20 y los 60 años, con el propósito de caracterizar la población laboral de acuerdo con su antropometría, para generar una base de datos antropométrica, para elaborar por cada variable una tabla organizada por grupo etéreo y sexo. Para el caso se tendrán en cuenta solo las medidas especificadas en la figura 28.

La industria del calzado cuenta con sus propios sistemas de medidas, para determinar la longitud y volumen de los pies y de las hormas. Existen varios sistemas de medidas, pero los más conocidos son: Sistema francés y sistema americano.

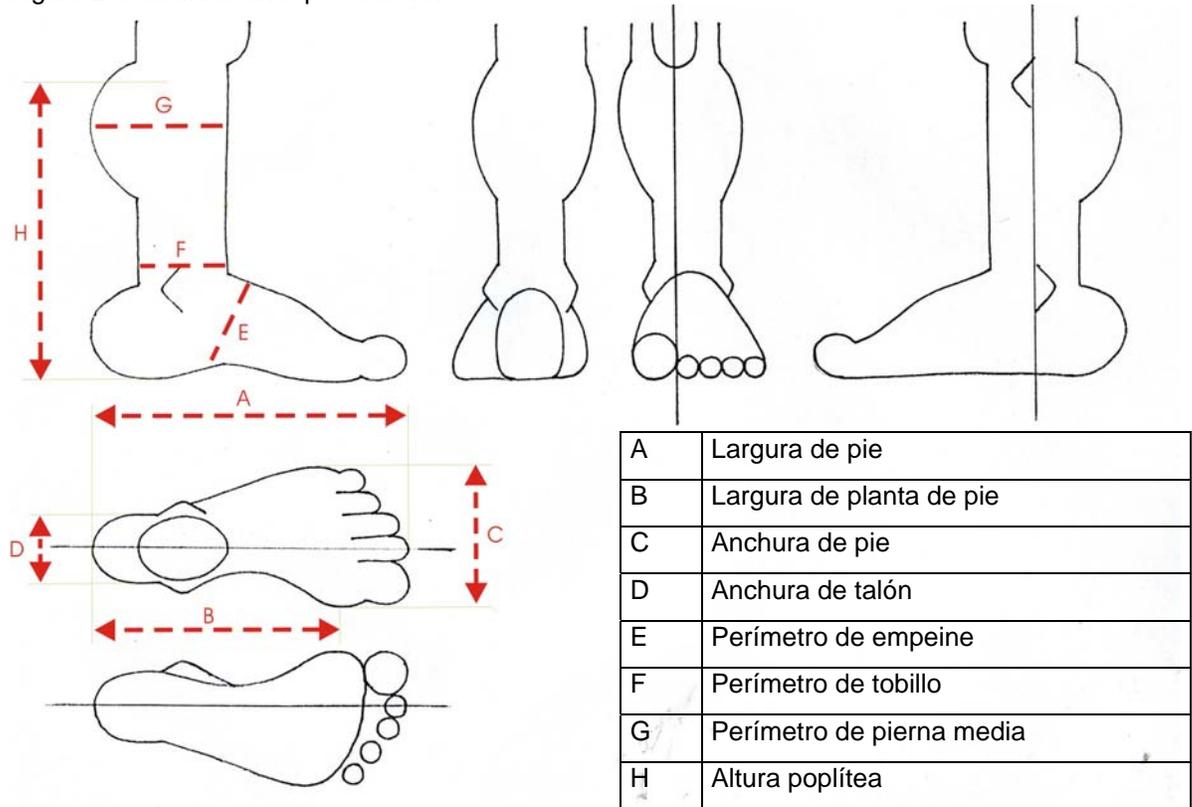
El sistema francés tiene como base, el punto francés y el sistema americano tiene como base, el punto americano; pero estos dos puntos tienen su equivalencia en el sistema métrico decimal.

¹⁷ SENA. Modulo Institucional I. Conocimientos generales para el maontaje de calzado

¹⁸ SENA. Modulo Institucional I. Conocimientos generales para el maontaje de calzado

Para el sistema francés, tres de sus puntos, equivalen a dos centímetros, es decir, cada punto francés es igual a 6.66 milímetros.

Figura 28. Medidas antropométricas.



Fuente: Los autores.

Se puede ver, el punto americano, es mucho más grande, que el punto francés. Por esta razón, en la numeración americana se usan con frecuencia, los medios puntos.

En la numeración francesa, el registro se hace continuo; así que el calzado se numera, desde el número 15 hasta el 45, distribuido en tres grupos:

15 al 35 para niños, niñas y jóvenes.

36 al 45 para hombres

33 al 38 para damas.

En la numeración americana, el registro se hace interrumpidamente, por esta razón, allí se encuentran tres grupos bien definidos. En el primer grupo encontramos la numeración para niño y niña; que va desde el número uno al trece. En el segundo grupo, encontramos la numeración para dama, entendiéndose como talla persona adulta, la cual va del número uno al ocho. En el tercer grupo, encontramos la numeración para hombre, la cual va desde el número tres al doce.

1.4.1.4 Lesiones del tobillo

Según el CIE-10¹⁹, Clasificación Internacional de Enfermedades (anexo A), clasificación aceptada en el campo médico-legal, los traumatismos en la región del tobillo y pie 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 último 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.

Mas específicamente el código S93.4 es el referente a la lesión de estudio, el esguince de tobillo tipo III.

Cabe resaltar que el CIE-10 se basa en el tipo de tratamiento a seguir en cada uno de los diagnósticos para hacer dicha clasificación, es decir las lesiones codificadas dentro del S93 requieren del mismo tratamiento: restricción de movimiento y posteriores terapias de rehabilitación (si se requiere). Lo que diferencia un tratamiento de otro es: la articulación lesionada, el grado de restricción de movimiento, el tiempo de recuperación y el número de terapias.

¹⁹ ver anexo A.

Tabla 1. Clasificación del esguince de tobillo (CIE-10).

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

Fuente: CIE-10.

1.4.1.4.1. Esguince de tobillo

El esguince es la lesión de los ligamentos de una articulación, del tobillo en este caso, por sollicitación más allá de sus límites de elasticidad, debido a un movimiento forzado de la articulación.

Dependiendo del ligamento lesionado, los esguinces de tobillo podemos clasificarlos en:

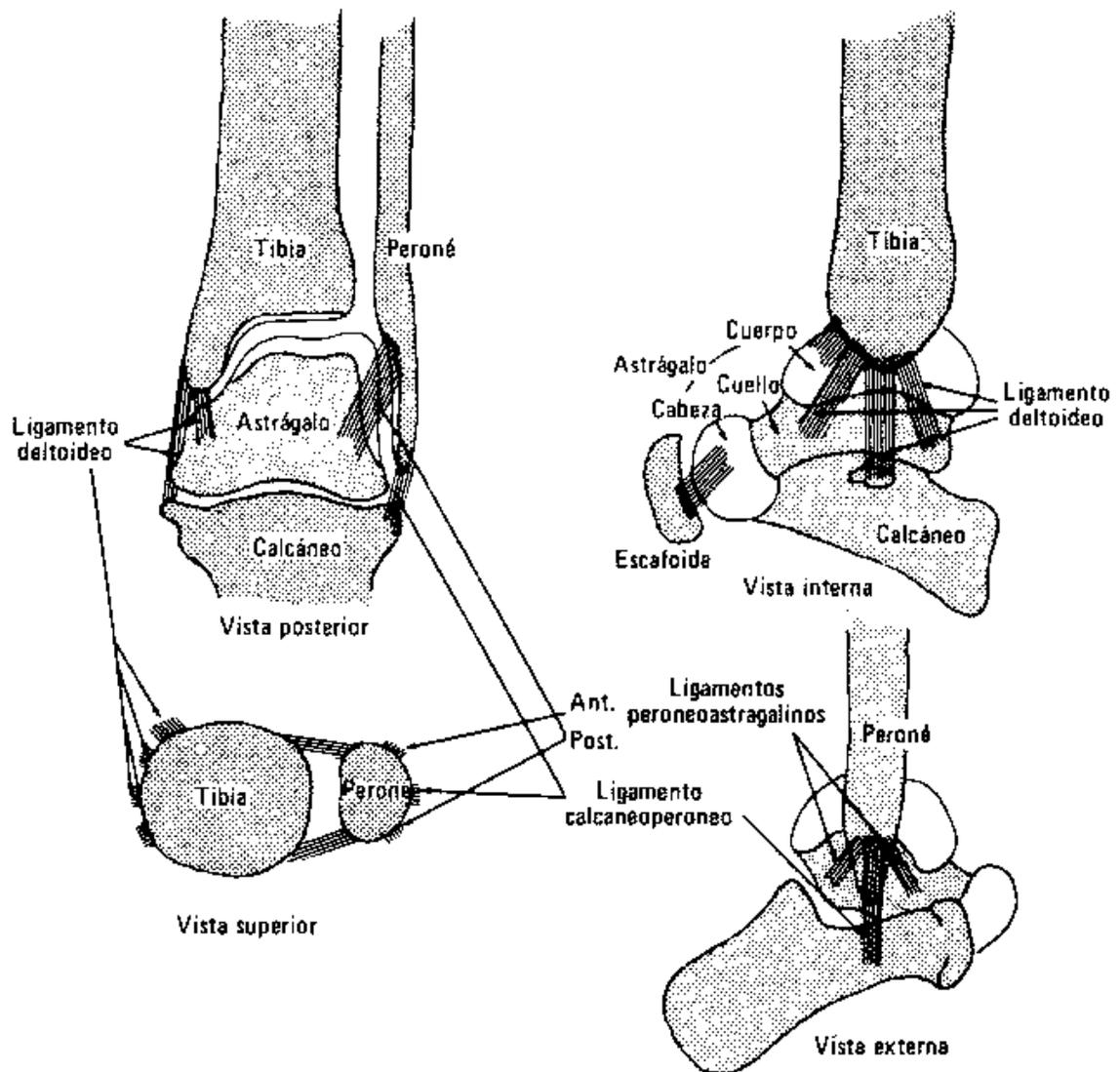
- 1) Esguince lateral, si se rompen fibras del ligamento lateral externo.
- 2) Esguince medial, si se lesiona el lateral interno o deltoideo.
- 3) Esguince sindesmal, si se rompe la sindesmosis.

Los ligamentos más afectados del tobillo son los ligamentos que unen al peroné con el astrágalo y el calcáneo (Figura 29), es decir, los ligamentos peroneoastragalinos anterior y posterior y peroneocalcaneo.

En función del daño ligamentoso producido podemos clasificar los esguinces de tobillo en tres tipos de menor a mayor gravedad:

Tipo I. Se produce un «estiramiento», una distensión del ligamento afectado, habitualmente el PAA (peroneoastragalino), no existe laxitud articular asociada: el paciente puede caminar, existe dolor leve y en general los síntomas son escasos. Se produce la rotura de menos del 5% de las fibras. Son el resultado de la distensión de los ligamentos que unen los huesos del tobillo. La hinchazón es mínima y el paciente puede comenzar la actividad deportiva en dos o tres semanas.

Figura 29. Ligamentos del tobillo.



Fuente: Síndromes dolorosos. Tobillo y pie²⁰.

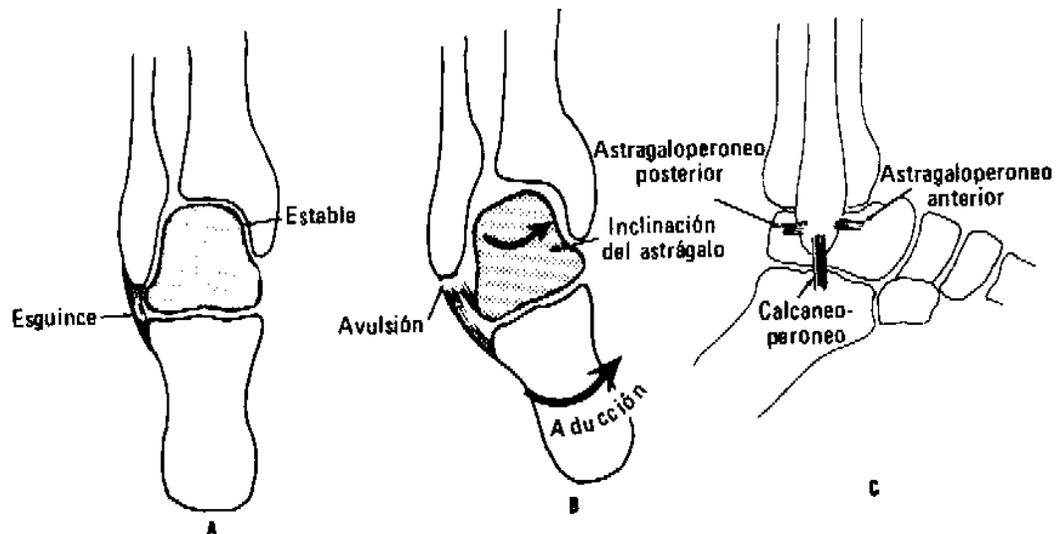
²⁰ CAILLIET, Rene. El manual moderno, S.A.

Tipo II. Se produce la rotura parcial del ligamento, aparece dolor moderado acompañado de una inestabilidad articular leve. Existe hinchazón y dificultad para la deambulación «de puntillas». El sujeto camina en posición antiálgica, y los signos y síntomas son más evidentes. Se ha producido la rotura del 40%-50% de las fibras. Los ligamentos se rompen parcialmente, con hinchazón inmediata. Generalmente precisan de un periodo de reposo de tres a seis semanas antes de volver a la actividad normal

Tipo III. Existe una laxitud articular manifiesta, rotura completa del ligamento, dolor intenso, deformidad e hinchazón francas. El sujeto no puede caminar ni apoyar el pie en el suelo. Son los más graves y suponen la rotura completa de uno o más ligamentos pero rara vez precisan cirugía. Se requieren ocho semanas o más para que los ligamentos cicatricen.

De acuerdo al mecanismo de producción estas lesiones se clasifican en: por eversión (ruptura del ligamento deltoideo) y por inversión (ruptura del ligamento externo) (Figura 30).

Figura 30. Esguince de tobillo por inversión.



Fuente: Síndromes dolorosos. Tobillo y pie²¹.

²¹ CAILLIET, Rene. El manual moderno, S.A.

Las lesiones del ligamento que está en la parte interna (ligamento deltoideo) son más raras. Dependerá su afectación de cómo se haya torcido el tobillo (hacia fuera). Si se trata de una rotura incompleta, se tratará como el resto. En caso de una rotura completa el tratamiento suele ser con cirugía, aunque este último punto dependerá siempre de la valoración de su especialista.

1.4.1.4.2 Tratamiento para el esguince de tobillo

El esguince tipo III activa una reacción inflamatoria con ruptura en mayor o menor grado de vasos capilares y de la inervación local que alargan la evolución de esta patología aun después de su cicatrización.

Cuando se produce un esguince, la zona rota es sustituida por un tejido cicatricial. Generalmente quedan secuelas porque el nuevo ligamento no está tan tenso ni es tan resistente como el primitivo. Por ello, cada vez es más fácil torcerse un tobillo cuando se van repitiendo los episodios traumáticos. También es cierto que cuantos más esguinces sufre una articulación, menos inflamación se produce y es cada vez más tolerable.

El tratamiento que se describe a continuación es el que se realiza habitualmente para un esguince de tobillo tipo III.

El tratamiento se puede dividir en tres fases:

Fase 1: (atención primaria)

Fase 2: (inmovilización)

Fase 3: (rehabilitación)

Fase 1: Durante la fase inicial del tratamiento de la lesión, los principales objetivos son la reducción de la hinchazón, la hemorragia y el dolor posteriores a la lesión. Todo el tratamiento inicial debe ir dirigido a limitar el grado de la hinchazón e incluye protección, reposo, hielo, compresión y elevación.

Este tipo de esguince debe ser evaluado por un traumatólogo que decidirá si aplica tratamiento ortopédico o quirúrgico. Los resultados son similares, por ello la mayoría se decide por el tratamiento no quirúrgico.

El tratamiento del esguince tipo III es el más controvertido, no hay estudios que evidencien que el tratamiento quirúrgico mejore el pronóstico, consiga un retorno más temprano o mejore el pronóstico.

Las indicaciones quirúrgicas son : Lesión recidivante y lesión en atletas.

Fase 2: Cicatrización del ligamento.

El tratamiento ortopédico consiste en una inmovilización durante 6 semanas y en el tratamiento quirúrgico se repara la capsuloligamentosa seguida de una inmovilización de 4 semanas.

Cuando la inflamación haya cedido (generalmente en una semana) se aconseja cambiar o ajustar la férula (fija o removible).

Fase 3: Rehabilitación: Finalizando las fases anteriores, es aconsejable de dos a tres semanas de tratamiento con un fisioterapeuta para iniciar movilizaciones y ejercicios isométricos.

El tratamiento del esguince variará según se trate de un primer episodio o si se deben a una inestabilidad crónica por episodios de repetición. También, del grado de inestabilidad, de inflamación, etc.

En el tratamiento fisioterapéutico el fisioterapeuta dispone de una serie de procedimientos y equipos que contribuye a la rehabilitación del paciente, por mencionar algunos:

Hidroterapia: Uso del agua como medio terapéutico y recuperador. Puede tener efectos diuréticos, hipnóticos, sedantes o estimulantes

Crioterapia: La aplicación de frío a los tejidos corporales con el propósito de aliviar el dolor y reducir la hinchazón.

Ultrasonido: Produce efectos analgésico, antiespasmódico, sedante, aumenta el metabolismo local.

Electroterapia: Su uso típico precisa de unos electrodos que crean una contracción de la musculatura adyacente, reduciendo el edema mediante la expulsión del flujo del tejido afectado.

Amplitud de movimiento: En las primeras etapas de la fase de rehabilitación, hay que minimizar la inversión y la eversión. Se puede llevar a cabo por movilización manual de la articulación en dirección anteroposterior o a través de los ejercicios como los estiramientos de flexión dorsal con una toalla y los estiramientos de los dedos del pie mientras el paciente esta erguido para la flexión dorsal. Estos dos ejercicios pueden realizarse mientras se esta aplicando hielo. Hay que animar al paciente a que realice estos ejercicios lentamente, sin dolor, y a que ejecuten un elevado número de repeticiones.

Una tabla inclinada puede resultar útil para la amplitud de movimiento, así como para iniciar los ejercicios de propiocepción. En un principio estos ejercicios deben realizarse sentado.

A medida que se va reduciendo la sensibilidad del ligamento, se pueden iniciar los ejercicios de inversión y eversión en conjunción con los ejercicios de flexiones plantar y dorsal. Los ejercicios iniciales incluyen tirar de una toalla de un lado a otro, realizando movimientos de inversión y eversión del pie y movimiento trazando las letras del alfabeto en un baño de hielo, utilizando letras mayúsculas para utilizar una amplitud de movimiento completa. Estos ejercicios se pueden llevar a cabo con una técnica de plataforma biomecánica para ejercitar el tobillo (BAP; platos de **Freeman**), rotando el pie a través de toda su amplitud de movimiento tanto en el sentido de las agujas del reloj como en el sentido opuesto durante dos series de 20 repeticiones.

El ejercicio con la tabla de **Freeman** se debe iniciar en posición sentado, a medida que remite el dolor y la curación del ligamento progresa se debe utilizar en posición bípeda para ganar equilibrio y fuerza muscular, primero con una sola pierna y luego avanzar hasta con las dos piernas.

El estiramiento enérgico del tendón de Aquiles debe iniciarse lo antes posible.

Potenciación: Los ejercicios isométricos pueden llevarse a cabo en los cuatro planos de movimiento principales frontales y sagitales. En la fase inicial del programa de rehabilitación pueden ir acompañados de ejercicios isotónicos de flexiones plantar y dorsal, lo que no tiene por qué poner en peligro los ligamentos.

Puede realizarse con un dispositivo tan simple como una pesa de tobillo para fortalecer la inversión y la eversión.

Propiocepción: Un ejercicio de propiocepción consiste en una progresión de mantenerse sobre los dos pies con los ojos cerrados a mantenerse sobre una pierna. Esto puede ir seguido de ejercicios de permanecer erguido sobre un balancín lo que en un principio debe llevarse a cabo contando con el apoyo de las manos. También pueden resultar beneficioso otros ejercicios de cadena cinética cerrada, acelerando el retorno propioceptivo.

Además, y en gran medida, las terapias de rehabilitación se complementan de una serie de ejercicios en casa que el paciente debe hacer dos o tres veces al día.

Ejercicio de rango de movimiento (Figura 31): Aplicar una bolsa de hielo al tobillo durante 20 minutos. Después trazar las letras del alfabeto en el aire con el dedo gordo, "escribir con el pie". Realizar este ejercicio tres veces al día y hacerlo hasta que se consiga el movimiento completo del tobillo.

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

Figura 31. Ejercicio de rango de movimiento.



Fuente: Recopilación del autor.

a) Flexión plantar (Figura 32): Sujetar ambos extremos de la banda elástica con las manos y pasarla por debajo del pie. Al mismo tiempo que se tracciona la banda empujar con el pie lejos del cuerpo. Contar hasta tres y repetir el ejercicio.

b) Dorsiflexión (Figura 33): Atar la banda alrededor de la pata de una mesa y pasar el otro extremo alrededor del dorso del pie. Tirar del pie en dirección al tronco. Contar hasta tres y repetir el ejercicio.

Figura 32. Ejercicio de flexión plantar con resistencia.



Fuente: Recopilación del autor.

c) Inversión (Figura 34): Con la goma fija a un objeto estático, siéntese en una silla. Apoyando el talón en el suelo llevar el pie hacia dentro contando hasta tres en cada ejercicio.

Figura 33. Ejercicio de flexión dorsal con resistencia.



Fuente: Recopilación del autor.

Figura 34. Ejercicio de inversión con resistencia.



Fuente: Recopilación del autor.

d) Eversión (Figura 35): Comenzando en la misma posición que en el ejercicio de inversión pero con la banda elástica en dirección inversa, realizar movimientos del pie hacia fuera contando hasta tres.

Ejercicios de fortalecimiento (Figura 36): Cuando pueda realizar los ejercicios de resistencia descritos fácilmente y sin molestias, doble la banda elástica (haciendo dos lazos) y haga diez repeticiones de los mismos ejercicios tres veces al día. Alternativamente, realizar los ejercicios con una bota pesada o colocando un peso en la suela de una zapatilla deportiva. Añada ejercicios en posición "de puntillas": Póngase de puntillas y cuente hasta tres, primero con el pie apuntando hacia delante y después hacia dentro y hacia fuera. Días después, repetir este ejercicio apoyándose en un sólo pie.

Figura 35. Ejercicio de eversión con resistencia.



Fuente: Recopilación del autor

Figura 36. Ejercicio de fortalecimiento.



Fuente: Recopilación del autor.

Ejercicios de equilibrio (Figura 37): Posición de "cigüeña": Elevar la extremidad no lesionada manteniéndose sobre la lesionada durante un minuto. Repetir hasta un total de cinco minutos, tres veces al día. Progresar hasta mantenerse sobre una pierna con los ojos cerrados.

Figura 37. Ejercicios de equilibrio.



Fuente: Recopilación del autor.

Actividades funcionales: Cuando pueda caminar sin dolor o cojera, iniciar la carrera por llano. Seguir con carrera realizando giros "en forma de ocho", y finalmente carrera en zigzag.

Para saber la evolución del paciente en su mejoría, el fisioterapeuta ejecuta un test de movilidad²² (funcional-muscular) sobre la articulación del tobillo. Dicho test evalúa al paciente en una escala desde el grado cinco hasta el grado cero.

Tabla 2. Niveles de movilidad.

Grado 5	Normal
Grado 4	Bien
Grado 3	Regular
Grado 2	Mal
Grado 1	Escaso
Grado 0	Nulo

Fuente: Recopilación del autor.

²² ver anexo B.

Cabe resaltar que un paciente que sale de una inmovilización de la articulación de seis semanas generalmente ingresa a terapias con un grado cero o nulo, y el objetivo de la rehabilitación es que logre un grado cuatro o cinco.

1.4.1.5 Problemática del tratamiento

“El tratamiento de rehabilitación se rige por el “chequeo de rehabilitación”. El “chequeo de rehabilitación” especifica el momento en el que tuvo lugar el trauma, desde cuando se producen molestias, sobre la localización de las estructuras lesionadas, sobre el alcance y la extensión de la lesión, así como del carácter y la provisión medico-medicinal y las líneas terapéuticas a seguir.

Además de la edad y del sexo interesa el nivel de esfuerzo normal cotidiano del paciente y la demanda de rendimiento de su cuerpo.

Es de gran ayuda agrupar a los pacientes en niveles actuales de desarrollo y carga, que correspondan al estado actual y que describan las limitaciones y posibilidades en relación con la lesión y el tratamiento pertinente.

En la rehabilitación fisioterapéutica se diferencia entre cinco niveles de desarrollo y carga: estabilidad en el ejercicio, capacidad de carga, capacidad de esfuerzo, capacidad de esfuerzo en la vida cotidiana y capacidad de esfuerzo en la práctica del deporte. Especialmente las primeras tres fases son de interés fisioterapéutico.

La estabilidad limitada en el ejercicio se da después de la mayoría de lesiones y molestias en la estructura ósea y muscular, siguiendo un procedimiento conservador después de unos síntomas agudos que disminuyen.

La estabilidad completa en el ejercicio se consigue cuando se alivia la región corporal lesionada y es posible la estabilidad ilimitada en los movimientos.

Después de una intervención quirúrgica, cuando ha habido un proceso sin complicaciones, en general en los tres a cinco primeros días puede contarse al menos con una estabilidad parcial en los ejercicios. La estabilidad en el ejercicio limitada exactamente por el médico establece el marco para el postratamiento funcional temprano.

También el tratamiento conservador de los pacientes con ortesis debe tenerse en cuenta el principio de la estabilidad en el ejercicio.

Desde un punto de vista fisioterapéutico, los ejercicios de estabilidad limitados suponen que el entrenamiento muscular estático y dinámico, la enseñanza de la coordinación y la movilidad sean posibles dentro de las disposiciones médicas.

Una estabilidad completa en el ejercicio no modifica las técnicas fisioterapéuticas, ya que no se ha conseguido o no es posible el elemento decisivo del esfuerzo. Pero la estabilidad completa en el ejercicio deja a menudo mucha libertad en el recorrido del movimiento, a diferencia de la estabilidad limitada en el ejercicio, que únicamente deja libres zonas concretas del recorrido del movimiento.

La capacidad de carga viene dada cuando las estructuras afectadas están tan recuperadas y estabilizadas, que la cargan en forma del mismo peso del cuerpo es posible, por lo menos a tiempo parcial. La capacidad de carga se refiere principalmente a la estabilidad de las estructuras lesionadas, pero no a su capacidad funcional de utilización.

En la fase de la capacidad de carga se producen junto a las diferencias de control coordinativo, déficits parciales significativos de la seguridad y control musculares, así como en la movilidad.

Después de lesiones leves (distensiones, desgarros musculares, torceduras, etc.) generalmente la capacidad de carga se rige por la sensibilidad al dolor y el alcance de la inflamación postraumática.

Cuando se trata de lesiones considerables de partes blandas, de las cápsulas o los ligamentos, lesiones óseas e intervenciones, el médico dará información exacta sobre el grado de la capacidad de carga.

En la fase de la capacidad de carga pueden entrenarse en el marco de la rehabilitación fisioterapéutica cadenas de músculos enteras, aplicarse resistencias, acentuar las rotaciones y largar la palanca de movimiento.

La capacidad de esfuerzo es la capacidad de devolver las funciones completas a las estructuras lesionadas o dañadas, teniendo en cuenta su entorno durante un espacio de tiempo limitado.

Las debilidades en la fase de la capacidad de esfuerzo se encuentran sobre todo en la fuerza máxima, cuando las atrofas musculares, después de una inactividad prolongada, aun no han sido compensadas del todo. Los déficits de coordinación, de fuerza-resistencia y de la resistencia del sistema cardiovascular son latentes especialmente cuando se tratan durante tiempo las estructuras afectadas. Las limitaciones de movimiento solo se producen cuando el movimiento llega al límite de su gradación e impiden la función normal de la zona corporal afectada de forma no decisiva.

En la fase de la capacidad de esfuerzo se concentra el tratamiento para la eliminación de los problemas de coordinación aun existentes y las atrofas musculares.

Una persona en rehabilitación puede integrarse de nuevo en la vida cotidiana cuando tolera las exigencias de esta sin limitación.

La inmovilización e inactividad postraumática o postoperatoria conducen, especialmente en el sistema neuromuscular, rápidamente a claras carencias funcionales del rendimiento.

La reducción de la masa muscular, especialmente en la zona de las extremidades, y las limitaciones en la movilidad de las articulaciones y de la flexibilidad muscular son identificables a simple vista.

En un diagnóstico fisioterapéutico exacto se detallan las carencias funcionales de importancia en la coordinación.

La consecuencia a simple vista de una inmovilización o de una inactividad prolongada es la atrofia muscular. En los resultados conseguidos en parte en investigaciones con series experimentales de pacientes lesionados y sanos de diferentes edades, se aprecian valores medios en el alcance y el ritmo de la atrofia como consecuencia de la inmovilización.

La inmovilización mediante vendajes o tablillas inmovilizadoras conduce en la zona de la musculatura de las extremidades a pérdidas semanales de la fuerza máxima en un 15 hasta 20%. La musculatura del muslo, inmovilizada durante tres semanas, puede reducir la fuerza máxima de los extensores de la rodilla en casi un 50% de su valor inicial.

Durante las dos primeras semanas, la pérdida de fuerza máxima progresa rápidamente. A partir de la tercera y cuarta semana de la inmovilización la pérdida de fuerza se reduce considerablemente.

La actividad electromiográfica de una musculatura del muslo en reposo se redujo después de tres semanas de inmovilidad a un 75% de sus valores iniciales.

La pérdida de masa muscular se acompaña con la reducción de las funciones de los mecanismos y procesos metabólicos, que tienen especial significado en la fuerza-resistencia.

Probablemente la razón de ello se encuentra en que, una vez finalizada la inmovilización, en muy pocos casos puede iniciarse el entrenamiento rehabilitador de potencia sin haber pasado antes por un periodo intermedio. Los déficits de flexibilidad producidos por la inmovilización del aparato capsular y ligamentoso de la musculatura, las adherencias tendinosas, los dolores, hinchazones y hematomas en las articulaciones retrasan en gran parte el inicio del entrenamiento rehabilitador efectivo. Las directrices médicas para el tratamiento y las limitaciones que se impongan a este, en cuanto a la estabilidad de los ejercicios y el esfuerzo parcial al que pueda someterse al paciente, tienen además prioridad absoluta frente al entrenamiento rehabilitador de la fuerza.

La inactividad de los músculos debida a operaciones, lesiones o dolores se alarga aun mas después de la inmovilidad "prescrita". Por una parte se reducen los déficits de flexibilidad de las cápsulas y ligamentos y, por lo tanto, la actividad funcional de la musculatura afectada, y, por la otra, los problemas de coordinación retardan el desarrollo fisiológico de los movimientos dentro de la motricidad general del cuerpo.

La inmovilización provoca molestias interarticulares y una crisis por la atrofia de las articulaciones, cuya expresión depende de la duración del reposo.

La tendencia actual apunta en dirección a la inmovilización funcional inicial. Durante un tiempo, las guías artificiales de quita y pon, en parte incluso con posibilidades de movimiento limitadas, producen un estímulo biopositivo de las funciones y de las capacidades, que las secuelas de la inmovilización disminuyen. Si fuese necesario un reposo total, pueden combinarse durante dos a cuatro semanas inmovilizaciones cortas apoyadas con entablillados o vendajes funcionales.

Los déficits de flexibilidad disminuyen el paso y el principio del entrenamiento muscular de rehabilitación considerablemente. Sobre todo los ejercicios dinámicos desarrollan a menudo su eficiencia a partir de determinadas amplitudes de movimiento.

La movilidad necesaria para un entrenamiento muscular de rehabilitación óptimo debe conseguirse mediante técnicas de tratamiento fisioterapéutico como la movilización de la zona blanda, estiramiento de los músculos y técnicas de terapia manual.

La discusión sobre la capacidad de rendimiento de los ligamentos operados o curados mediante sistemas tradicionales es intensa y a menudo controvertida.

La capacidad de esfuerzo de las cicatrices en los ligamentos se valora de diferentes maneras. En cada caso particular no se tiene muy claro si las recidivas o el fenómeno de la retracción, que pueden llevar a la laxitud de los ligamentos en el postoperatorio e inestabilidad de las articulaciones, son producidas por una cicatrización deficiente, una técnica operatoria no óptima o un posttratamiento demasiado temprano o incorrecto.

Las fibras de los ligamentos tienen una resistencia que sobrepasa la resistencia a la tracción y a la rotura de los ligamentos originales del organismo. Pero no son integrables en cada caso en el complicado sistema de la mecánica de las articulaciones, estáticas o motrices. La unión de la que carecen estos sustitutos plásticos en el sistema propioceptivo se hace notar de manera negativa en el control de coordinación de la articulación

Como hecho incuestionable está que mediante las inmovilizaciones la posibilidad de tracción y rotura de los ligamentos es menor.

Los mismos ligamentos no dañados son afectados por el reposo. Después de inmovilización de ocho semanas la resistencia a la rotura de unas estructuras ligamentosas no lesionadas era de un 61%, después de cinco meses de un 79%, sin posteriores

tratamientos fisioterapéuticos y al cabo de un año se detectaba todavía un déficit del 10% respecto a los valores de unos ligamentos no inmovilizados.

Otro problema lo ocasiona la degeneración que sufre el cartílago articular durante una inmovilización. La nutrición de la articulación se produce casi de forma total mediante los movimientos de la misma. Las inmovilizaciones bloquean casi de forma total la nutrición del cartílago.

Mientras que las consecuencias de la inmovilización muscular, así como de las cápsulas y ligamentos, ya descritas, son ampliamente reversibles, en el cartílago de la articulación existe el peligro de lesiones permanentes, ya que en esta zona la capacidad de regeneración es muy limitada.

Para conseguir una reintegración total en la vida cotidiana y en el deporte deben tomarse medidas para la recuperación de las capacidades de fuerza rápida, pero también como parte integrante de la rehabilitación, contrarrestar las atrofias musculares, superar los déficit de flexibilidad y tratar las zonas sensibles.

Junto a la sobresaliente relevancia de este rendimiento específico de la fuerza rápida en el deporte, juega un papel importante la conducta de movimiento reactiva en la recuperación de las capacidades funcionales normales del sistema neuromuscular después de lesiones, inmovilizaciones y otras disfunciones agudas o crónicas.

La unidad funcional pie-articulación tibiotarsiana-pierna, según nuestra valoración, no puede someterse a un esfuerzo completo, según la resistencia al esfuerzo definida antes, si el paciente se niega a realizar este esfuerzo, si le resulta doloroso o si no puede controlarlo de forma coordinada. Si después de una lesión en la zona de la extremidad inferior la conducta de movimiento reactiva está alterada, entonces incluso puede ser peligroso bajarse de un medio de transporte con cierta prisa o saltar desde un escalón alto. La recuperación de una conducta de movimiento reactiva suficiente depende ante todo de lo que exija el paciente a su cuerpo.

La amortización deficiente de la carga excéntrica, producida por una mala coordinación y/o unas relaciones de fuerzas insuficientes, puede convertirse en un riesgo en la fase de aterrizaje cuando el salto no se ha “afianzado”, y las articulaciones que toman parte no pueden estabilizarse. Lo que un salto de un metro con diez centímetros causa tanta impresión, en alturas más pequeñas, como los escalones de una escalera o accidentes en el suelo, puede causar microtraumatismos de estructuras anteriormente dañadas o en proceso de curación.

El entrenamiento de la fuerza y la enseñanza de la coordinación no se excluyen mutuamente, al contrario, el método diferenciado de entrenamiento de estas dos capacidades básicas motrices es difícil de vincular.

Cuando una persona no deportista, anteriormente desentrenada, empieza con el entrenamiento de rehabilitación de fuerza, sus valores de fuerza alcanzados en las pruebas de fuerza máxima son superados después de poco tiempo claramente por encima del nivel inicial, sin que se hayan producidos cambios morfológicos planificados o mejoras significativas del metabolismo muscular local. El mismo fenómeno se manifiesta en el entrenamiento de rehabilitación muscular después de lesiones, inmovilizaciones o disfunciones musculares. Incluso un paciente con una musculatura fuertemente atrofiada, siempre que este libre de dolor, es capaz después de pocas unidades de tratamiento de superar claramente los niveles de salida de sus cualidades de fuerza.

El efecto de aprendizaje coordinativo es la expresión de la enseñanza de coordinación específica, que tiene como consecuencia una reducción de la energía a invertir durante las acciones musculares con una efectividad igual o más alta.

La repetición continuada de un patrón de movimiento determinado conduce a la adaptación del aparato neuromuscular, que se expresa mediante la adaptación de la sinapsis, así como del aumento de la excitación de las células de la musculatura agonista. Estos mecanismos de adaptación se denominan como de facilitación o de vía de paso.

Los estímulos propiciados mediante los nuevos inusuales movimientos tienen la propiedad de extenderse por la zona de la cisura central, provocando al mismo tiempo la motricidad para el patrón de movimiento real de la musculatura restante. La enseñanza de la coordinación limita este efecto de irradiación. Así se evita la fatiga del sistema nervioso central, ya que las pérdidas de energía provocadas por una irradiación negativa no deseada disminuyen.

Cada acción muscular se determina mediante la calidad de dos sistemas de coordinación dependientes mutuamente. La coordinación intermuscular describe la innervación y reclutación exactamente prefijadas de los tejidos musculares en un único músculo.

El entrenamiento de la fuerza-resistencia con resistencias limitadas y un número de repeticiones alto lleva a la automatización del patrón de movimiento entrenado. Además se mejoran especialmente los procesos intermusculares de coordinación.

El entrenamiento de la fuerza con unos esfuerzos altos y máximos influye esencialmente en la coordinación intramuscular. La capacidad de poder movilizar rápidamente grandes actividades de innervación y de poder reclutar también rápidamente unidades motrices son las bases de la coordinación para el aumento de la fuerza máxima y de la fuerza rápida.

El aumento de la fuerza máxima conseguida se aprecia, en primer lugar, en la mejora de la coordinación del rendimiento máximo, ya que la duración y el alcance del estímulo de un entrenamiento especial como este es muy limitado para alcanzar hipertrofias musculares adicionales.

Según la evaluación de los científicos del entrenamiento el aumento o la disminución de la fuerza no influyen en la movilidad. En la literatura competente solo se remarca que el entrenamiento de potencia intensivo con estímulos de esfuerzo, que conducen a una hipertrofia de la musculatura, debe ir acompañado de un entrenamiento de la movilidad constante.

Después de un esfuerzo muscular intenso en los músculos principales de trabajo y en su entorno se llega a un aumento del tono muscular. La plasticidad de la musculatura conduce además a una reducción permanente de la flexibilidad post-activa, como la inflamación del tejido muscular sobreesforzado y la capacidad limitada de acoplamiento de los filamentos contráctiles de la actina-miosina a medida que crece la duración del esfuerzo, ratificados por los fisiólogos.

Normalmente esta reducción de la movilidad postactiva es reversible. Un entrenamiento intensivo en el deporte de competición, un plan de entrenamiento inadecuado, un cambio individual a la hipomovilidad o déficits de flexibilidad ya creados, pueden traer consigo es que una parte de la merma en la flexibilidad past-activa se vuelva a perder después del esfuerzo, pero que permanezca en reducción de la flexibilidad insignificante y que esta se manifieste o que incluso se acentúe mediante fases de regeneración demasiado cortas entre las unidades de entrenamiento. Lamentablemente, estas llamadas contracciones por agotamiento son muy frecuentes y suponen un factor de riesgo, que aumenta la posibilidad de un lesión. Además estas limitaciones de la movilidad impiden el desarrollo óptimo del rendimiento,

Las así llamadas contracciones por agotamiento también pueden aparecer en el entrenamiento de rehabilitación muscular. La musculatura atrofiada, como estructura normotrofa, tiene una tolerancia de esfuerzo reducida. En su dosificación incorrecta del esfuerzo, sea en su cantidad o en su intensidad, los mecanismos actúan esencialmente mas rápidamente que en una musculatura entrenada después de un largo tiempo de entrenamiento o de esfuerzos máximos que conducen a la reducción de la flexibilidad. La estructuración correspondiente del entrenamiento rehabilitador de la fuerza puede contrarrestar el alcance de este riesgo, mediante la correcta dosificación del esfuerzo, así como la duración de las pausas y de la distribución del mismo.

Otro problema lo presentan las reducciones de flexibilidad después de lesiones, intervenciones, inmovilizaciones o situaciones incorrectas por causa ósea o postural.

La realización de ejercicios musculares estáticos es independiente en gran parte del grado de flexibilidad. Por lo contrario, el entrenamiento de potencia dinámico se dispone de otra manera solo a partir de una amplitud de movimiento optima determinada de la articulación. En la primera fase de la rehabilitación muscular se indica y permite con frecuencia solo un trabajo muscular estático. En las ultimas fases temporales debe volver a controlarse el movimiento activo mediante la introducción de ejercicios de fuerza dinámicos. Para ser imparciales con esta tarea del entrenamiento de rehabilitación se presupone una determinada medida de la movilidad. Mediante determinados métodos de tratamiento fisioterapéuticos los déficits de flexibilidad en el campo muscular o cápsulo-ligamentoso pueden ser tratados. Junto a las técnicas de estiramiento muscular son indicadas aquí las medidas de la terapia manual, las técnicas de fricción en diagonal de las partes blandas y naturalmente también tratamientos de la terapia física.

Depende de cada caso individual y de las prescripciones medicas el que en la rehabilitación se traten primero los déficits de flexibilidad o se de prioridad a la estabilidad sobre el entrenamiento muscular.

Existen tres formas de estado de la musculatura, la atrofia, la normotrofia y la hipertrofia.

Para simplificar vamos a definir la normotrofia como el grado de desarrollo de la musculatura de una persona, con el que realiza los esfuerzos normales y diarios a los que se la somete. En caso de atrofia de la musculatura de determinadas etapas funcionales, esta persona ya no estará en condiciones de tolerar las cargas diarias y normales sin limitaciones. Las cargas normales no se superan o solo con mucho esfuerzo y las capacidades musculares no son suficientes para controlar los movimientos y las articulaciones de forma estática y dinámica. Las características de un músculo atrofiado suponen, además de una sección del tejido muscular reducido, la transformación de las proteínas contráctiles y trastornos en el campo del metabolismo muscular, pero también la insuficiencia en el marco de la coordinación neuromuscular.

El principal interés del entrenamiento muscular rehabilitador es la recuperación de la normotrofia y de la función normal de la musculatura lesionada por accidentes, intervenciones o problemas de ortesis y enfermedades.

En muchos casos se busca por encima de ello una hipertrofia planeada de algunos músculos o de cadenas enteras de músculos, con el objeto de ser imparciales con las transformaciones individuales. Un valor especial lo tiene en este sentido el entrenamiento de rehabilitación de los disminuidos físicos, cuando la disfunción o la falta de miembros completos del cuerpo debe ser compensada.

El entrenamiento de rehabilitación muscular no se limita a la consecución de una musculatura hipertrofiada y ensanchada verticalmente. El entrenamiento de potencia en la rehabilitación tiene la tarea de normalizar y mejorar los procesos de metabolismo dentro de los músculos, así como de terminar con los déficits de coordinación. Solo cuando se consigue el nivel definido de la normotrofia y la capacidad de función del metabolismo muscular – la coordinación neuromuscular de la sección del músculo, puede hablarse de una rehabilitación muscular conseguida.

La evaluación de numerosas investigaciones medicas y fisiológicas dio como regla empírica que la recuperación del nivel inicial de las relaciones de fuerzas, incluso en un entrenamiento consecuente, se necesitaba el triple e incluso el cuádruple de tiempo que en una musculatura afectada por la inmovilización o por una disfunción.

El desarrollo de una musculatura hipertrofiada sobre la base de una normotrofia ya existente requiere también mucho tiempo.

Si después de un reposo postraumático de seis semanas necesita un tiempo añadido, para solucionar correctamente los déficits de flexibilidad, y es posible un entrenamiento muscular rehabilitador efectivo, debe tenerse en cuenta para esta fase, donde prima la enseñanza de la movilidad, un tiempo deficiente, un tiempo suficiente por lo menos en parte para el tiempo dedicado a la inmovilización. Después de un tiempo total de por

ejemplo ocho hasta nueve semanas con una función muy limitada, es muy probable que la fase de rehabilitación muscular requiera seis meses antes de que se alcance nuevamente el estándar normal de la calidad de la fuerza. La condición previa es en todo caso un entrenamiento intensivo de la fuerza, con ausencia de dolor, o por lo menos casi, y con una amplia tolerancia en cuanto al esfuerzo al que se someten las estructuras articulares y de las partes blandas.

La posibilidad de la hipertrofia de la musculatura esquelética es ilimitada. Sin embargo se discute sobre los procedimientos que conducen a la hipertrofia, así como sobre los posibles caminos mas rápidos para aumentar la fuerza máxima.

En la ciencia del entrenamiento se ofrecen dos teorías diferenciadas, que reivindican conseguir el estímulo óptimo para el desarrollo de la sección del músculo. A pesar de las evidentes contradicciones en estos métodos, con los dos tipos de tratamiento se consiguieron notables hipertrofias y, unido a ello, también mejoras de la fuerza máxima. Una aclaración a este fenómeno podría ser el suponer que a partir de un estiramiento determinado, un músculo pudiera responder con la misma adaptación, independientemente de la duración o del número de contracciones, o que dos procesos de adaptación fisiológica diferenciados condujeran finalmente a los mismos resultados mensurables, es decir a la hipertrofia y a un aumento de la fuerza máxima.

Por una parte existe la teoría del estímulo de estiramiento, en la que se basa el método del entrenamiento muscular estático. La teoría clásica del estímulo de estiramiento parte de las contracciones musculares máximas estáticas.

Además de ella existe la mas reciente teoría de la deficiencia de ácido adenosintrifosfato (ATP). El termino "deficiencia del ATP" esta elegido de forma poco afortunada, pues nuevas investigaciones han probado, que no es demostrable ninguna falta de ATP en musculaturas completamente agotadas. El principio de esta teoría se basa en la repetición del empleo de fuerzas submáximas, que buscan un estiramiento del músculo con una fuerza máxima del 70 hasta el 95%, así como con una frecuencia de movimiento dinámico rítmicamente rápida.

El tratamiento fisioterapéutico, así como el entrenamiento muscular rehabilitador especial, tienen que orientarse el máximo posible a las realidades de la vida cotidiana del paciente.

Un fundamento de la funcionalidad es la selección de los ejercicios durante el tratamiento o del entrenamiento en si. Los ejercicios deben, en la medida que sea posible, tener relación directa con la vida cotidiana del paciente.

La funcionalidad en esta fase supone que el entrenamiento muscular intensivo, si es posible iniciado con poca presión, se combine con un entrenamiento amplio iniciado con un esfuerzo, y que estos se realicen cercanos a la practica al mismo nivel de entrenamiento que las funciones dinámicas y estáticas de la unidad funcional.

Los ejercicios demasiados estructurados, como demasiados cometidos de ejercicio diferenciados (estirar los músculos glúteos, estirar hacia arriba las palmas de las manos, dejar los dedos relajados, levantar la cabeza, apoyar los talones en el suelo, respirar tranquila y relajadamente, etc.) frecuentemente le piden demasiado al paciente en la realización del ejercicio y dificultan al terapeuta el control de la ejecución.

En el marco del tratamiento terapéutico controlado también son realizables ejercicios de coordinación exigentes, e incluso son obligados, siempre que mejoren los procesos de los movimientos no alejados de la realidad cotidiana.

Especialmente en la selección de los ejercicios de autoestabilización y automovilización para el entrenamiento sin control terapéutico, tiene validez el fundamento de la limitación sobre lo realmente importante y fácilmente realizable por el paciente sin cometer errores.

La posibilidad de objetivación de la eficiencia del entrenamiento de potencia suponía en el pasado de la fisioterapia un problema. Incluso hoy, durante los primeros pasos de la rehabilitación, como por ejemplo, ocurre en la fase de estabilidad en el ejercicio, un entrenamiento de rehabilitaron muscular objetivable es casi imposible. En las fases

relevantes para un entrenamiento de rehabilitador eficiente de la capacidad de carga y de esfuerzo esta exigencia es posible mediante la introducción de instrumentos modernos de entrenamiento con una capacidad de estímulo objetivable y reproducible. La capacidad de objetividad del entrenamiento de rehabilitación muscular es posible cuando se consigue modificar siguiendo las reglas básicas de la ciencia del entrenamiento (que naturalmente se expresa esencialmente mediante los conocimientos del entrenamiento deportivo de deportistas sanos y no lesionados) y de la medicina laboral, las exigencias específicas de la fisioterapia y de la rehabilitación. La eficiencia del entrenamiento rehabilitador de potencia en el tratamiento de pacientes con ortesis y traumatismo se logra planeando un tratamiento fisioterapéutico, especialmente en el campo del entrenamiento muscular, de tal manera que en el cuerpo o en la musculatura del paciente aparezcan verdaderos síntomas de adaptación, análogamente a los procesos que son definidos mediante el concepto de entrenamiento.

Un tratamiento óptimo es posible sin modificar esta doctrina del entrenamiento y su puesta en práctica para la fisioterapia. Por lo menos en el campo del tratamiento después de un accidente y de la fisioterapia con ortesis los éxitos objetivables únicamente son posibles mediante la síntesis de una selección de ejercicios funcionales y un método de entrenamiento correcto.

Junto a los instrumentos de entrenamiento con una capacidad de estímulo objetivable y reproducible, como son las pesas, los aparatos de poleas, etc., cuyas medidas de resistencia están normalizadas y son constantes, se utiliza también en la fisioterapia el soporte informático, algo lógico en los tiempos del tratamiento electrónico de datos, y que no debe suponer ninguna molestia.

La exigencia de una selección completa de ejercicios fisioterapéuticos en el sentido de cadenas musculares fisiológicas ya se introdujo como parte fundamental de la funcionalidad del tratamiento.

Nuestra concepción de la complejidad guarda relación adicionalmente con la compleja unión del desarrollo de todas las capacidades básicas motoras o de condición física. La

complejidad del tratamiento fisioterapéutico y del entrenamiento de rehabilitación esta garantizada mediante la síntesis de los contenidos del tratamiento, que mejoran la coordinación, la fuerza, la movilidad y la resistencia.

El entrenamiento rehabilitador no deja desligar del desarrollo, especialmente de las capacidades de coordinación y de movilidad. La mejora de las cualidades de fuerza estáticas y dinámicas se consigue en gran parte mediante la mejora de la coordinación. Un entrenamiento de la coordinación correcto unido a la enseñanza de la flexibilidad es un pilar importante del entrenamiento rehabilitador de potencia. Con la aplicación practica de esta pretensión se diferencia el entrenamiento de rehabilitación considerablemente de la filosofía y sobre todo de las realidades del entrenamiento de potencia deportivo.²³

1.4.1.6 Ortética del tobillo

Las ortesis son mecanismos técnico-ortopédicos auxiliares y terapéuticos. Sirven para reconstruir, sustituir o corregir las funciones dañadas o perdidas del aparato locomotor. Mientras las prótesis sustituyen las partes del cuerpo, las ortesis corrigen o apoyan funciones biomecánicas.

Según la norma UNE 111-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una órtesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuro-músculo-esquelético. Entonces, las ortesis se utilizan con la intención de mantener, mejorar o restaurar la función.

Para las extremidades inferiores las denominamos de acuerdo a su función como:

Ortesis de descarga.

Ortesis de fijación

Férulas de corrección.

Férulas de compensación.

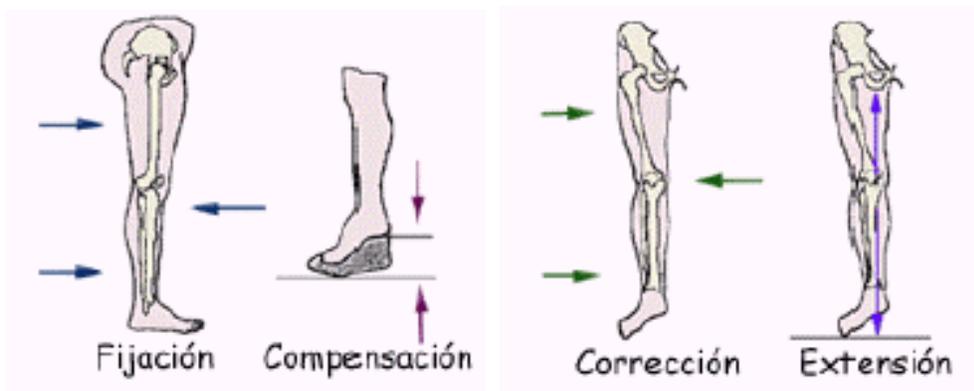
²³ EINSMSINGBACH, Thomas. La recuperación muscular en la fisioterapia y en la rehabilitación. Ed. Paidotribo.

Plantillas ortopédicas.

Sus funciones biomecánicas son (Figura 38):

- a) Fijación: para guiar, bloquear y mantener.
- b) Corrección: para enderezar, mejorar, post-correr.
- c) Compensación: equiparar longitud y volumen en las tres dimensiones.
- d) Extensión: descargar, aplicar fuerza bajo tracción.

Figura 38. Funciones biomecánicas de las ortesis.



Fuente: Ortética extremidad inferior. Biomecánica II²⁴.

El diseño y fabricación de una ortesis para la extremidad inferior no debe orientarse solamente por el estado de la deformidad. Una deformación estructural o funcional de la pierna debe de verse más bien como una parte global. Deben tenerse en cuenta como metas, las relaciones estáticas y dinámicas normales y sanas de la cadera, la rodilla, las articulaciones tibiotarsiana y subastragalina. Si no se considera prioritariamente esta meta, una ortesis puede llegar a constituirse en un cuerpo extraño, que más bien agrava la deformidad en vez de aliviarla.

El diseño y la adaptación de una ortesis ejercen influencia una sobre la otra, que sin embargo se conceptualizarán separadamente para diferenciarlos.

²⁴ Universidad Don Bosco. Departamento de Ortesis y Prótesis. Diplomado a distancia en Ortesis y Prótesis. Modulo II

El diseño se ocupa tanto de la posición de las piezas, unas con respecto a otras, como también respecto a un sistema de referencia tridimensional, el cual puede representarse de una forma simplificada como líneas de fuerza o perpendiculares. La adaptación por el contrario se refiere al ajuste de las piezas de la ortesis a las características anatómicas, en especial a las prominencias óseas, partes blandas, bordes blandos eventuales, etc.

Los objetivos de un buen diseño y una buena adaptación son:

Contacto estático - dinámico correcto entre el zapato y el piso.

Congruencia amplia entre los ejes anatómicos y mecánicos.

Ordenamiento horizontal del eje.

Conformidad de forma y contorno de las estructuras ortéticas y anatómicas.

Para alcanzar estos objetivos es necesario orientarse por las características de la articulación anatómica afectada.

En la articulación del tobillo, dependiendo del grado de torsión tibial natural que en cada persona es diferente, el eje del tobillo puede estar rotado externamente hasta 30° respecto al eje de la rodilla. La torsión de la tibia es un proceso que se desarrolla desde unos dos grados en recién nacidos hasta 20° - 30° permanentes en un lapso de aproximadamente siete años. Este desarrollo coloca a la articulación del tobillo en la mejor posición para la marcha, considerando el desplazamiento lateral del centro de gravedad hacia la respectiva pierna de apoyo.

La dirección de la locomoción se representa por medio de una línea recta, sin embargo, el centro de gravedad del cuerpo se mueve en forma sinoidal o de ondas, de un lado hacia el otro de esta línea.

El eje del tobillo rota hacia afuera y no está perpendicular a la dirección de la locomoción. Más bien se le encuentra casi perpendicular respecto a la desviación lateral del centro de gravedad del cuerpo (Figura 39). Esto permite a la pierna, que rota sobre la articulación del tobillo, realizar una secuencia de movimientos en dirección de la aceleración del centro de gravedad, entre el choque de talón y la fase media de apoyo.

El diseño se realiza en un sistema de referencia de tres dimensiones que puede representarse en forma simplificada como la proyección de una línea de carga predeterminada en forma de perpendiculares anterior, una posterior y lateral del cuerpo.

En el sector especializado alemán, las perpendiculares tienen su punto de origen desde del centro de la articulación de la cadera y baja perpendicularmente hacia la superficie de apoyo. Ya se ha descrito lo difícil que resulta encontrar el centro articular de la cadera, por lo que se permite partir de la perpendicular que en posición relajada normal:

En la vista frontal, atraviesa el centro de las articulaciones de rodilla y tobillo.

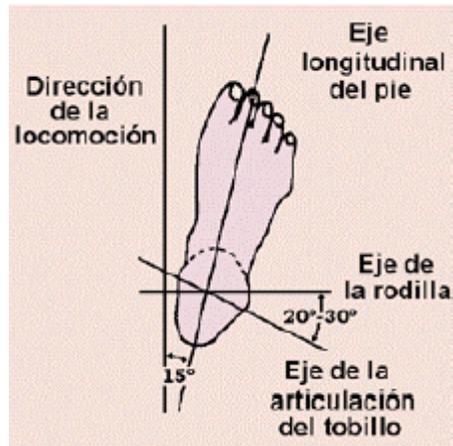
En la vista posterior, atraviesa el centro de la fosa poplíteica y el tendón de Aquiles.

En la vista lateral, se origina en la cavidad axilar, corta el trocánter mayor, corta la articulación de la rodilla en aproximadamente la línea límite entre los dos tercios anteriores y un tercio posterior, siguiendo hacia abajo pasando justamente antes del maléolo externo, perpendicular a la superficie de apoyo.

Normalmente, los ejes de flexión-extensión de las articulaciones del tobillo de la rodilla y la cadera se encuentran perpendiculares a la línea de referencia o paralelos al suelo. La línea de referencia de construcción, la perpendicular o la supuesta línea de carga estática siempre se encuentra perpendicular al suelo. El diseño de la ortesis toma como referencia esta línea y no solamente a la deformidad de la pierna. Consecuentemente el pie debe asentar de forma plana y homogénea en el suelo (teniendo en cuenta la altura de tacón).

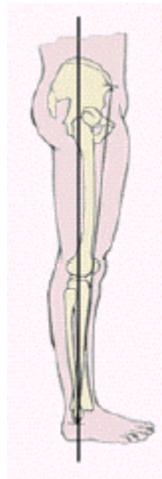
La disposición de las articulaciones de la cadera, de la rodilla y del tobillo en el plano sagital, debe orientarse respecto a la perpendicular sagital. Esta disposición tiene determinados efectos específicos (y eventualmente secundarios) sobre los desplazamientos anterior y posterior así como sobre torsiones eventuales entre articulaciones.

Figura 39. Dirección de los ejes del tobillo.



Fuente: Ortética extremidad inferior. Biomecánica II²⁵.

Figura 40. Línea de carga vertical.



Fuente: Ortética extremidad inferior. Biomecánica II²⁵.

Para efectos de su ubicación anatómica, la articulación de tobillo debería situarse lateralmente más distal y medialmente más proximal. Esto corresponde a su trayectoria inclinada. Se permite al técnico ortopédico simplificar y suponer una horizontal para ubicar la articulación a una altura de compromiso. Esta altura corresponde al borde inferior del maléolo medial (interno). El maléolo

²⁵ Universidad Don Bosco. Departamento de Ortesis y Prótesis. Diplomado a distancia en Ortesis y Prótesis. Modulo II

interno se encuentra usualmente un centímetro y medio a dos centímetros y medio anterior al maléolo lateral (externo). Esto es ocasionado por la torsión tibial y condiciona la rotación externa de 20°-30° del eje de la articulación del tobillo. Si se desea congruencia entre la articulación anatómica y la dirección de locomoción con la articulación mecánica del tobillo, debe colocarse esta articulación rotada respecto al eje de la rodilla. La congruencia de dos articulaciones (como por ejemplo bisagras de puertas) realmente es valedera en este caso. Pero la comparación es válida entre articulaciones anatómicas y mecánicas de la misma articulación y no entre distintos niveles articulares como a menudo se afirma erróneamente. Las articulaciones de tobillo y rodilla no flexionan al mismo tiempo durante el ciclo de marcha.

Un error frecuente es confundir la desviación externa del pie con la posición del eje del tobillo. La rotación del pie es la posición angular entre la línea de dirección de locomoción y el eje longitudinal del pie. Esta oscila en promedio entre diez a quince grados y depende de muchos factores como: torsión de la tibia, rotación de rodilla, de cadera, inversión-eversión de la articulación subastragalina, abducción y aducción del antepié. La articulación del tobillo está rotada más externamente con respecto a la desviación lateral del pie.

Técnicamente respetar esta rotación sólo es posible si ambos estribos están desplazados en su construcción y si el corte de la férula es prolongado medialmente. Los estribos tienen que tener curvas para seguir este desplazamiento de los puntos articulares. Es común esta construcción de ortesis bajo los mencionados criterios funcionales.

Esta disposición técnica ópticamente desagradable todavía causa reacciones negativas. Como se debe evitar la carga fisiológica sobre la articulación anatómica y la fricción mecánica aumentada de la articulación ortética se debe considerar la rotación hacia afuera del eje del tobillo. Una solución técnico-ortopédica de compromiso simplificada es la de considerar la ubicación de la articulación entre los maléolos (el medial está aproximadamente dos centímetros y medio adelantado) como referencia (compromiso) para la ubicación del eje de la articulación (Figura 41).

Se distinguen dos métodos de fabricación:

Siguiendo un contorno o dibujo: La información para la construcción de la ortesis se obtiene siguiendo el contorno de la extremidad. Las correcciones necesarias se logran comparando la función necesaria y la posición errada de la extremidad con ayuda de radiografías y tablas de medidas.

Figura 41. Eje mecánico de articulación del tobillo.



Fuente: Ortética extremidad inferior. Biomecánica II²⁶.

De acuerdo a un modelo positivo de yeso de la extremidad: En este método, el diseño y la construcción de la ortesis se hace en el modelo de yeso de la extremidad. Toda la información necesaria se toma de ese modelo. Las correcciones necesarias en la extremidad se deben de realizar en su mayoría durante la toma de molde y la rectificación del molde de yeso.

²⁶ Universidad Don Bosco. Departamento de Ortesis y Prótesis. Diplomado a distancia en Ortesis y Prótesis. Modulo II

Puede ser necesario cortar el negativo de yeso para corregir la deformidad y así lograr una post-corrección de partes no completamente corregidas en la toma de medida. La corrección final se hace siempre sobre el molde positivo de yeso.

1.4.2 Marco conceptual

Los términos definidos a continuación, permiten identificar de manera clara los diferentes conceptos que se enmarcan dentro de la investigación y que fueron necesarios para su desarrollo, así mismo fueron extraídos de diversas fuentes especializadas que no obedecen de manera directa al desarrollo de la propuesta, por tal razón omitimos su aparición (diccionarios temáticos y bases de datos principalmente).

Bota de yeso: Férula estática elaborada con venda de yeso alrededor de la pierna y el pie.

Brace: Férula u ortésis que envuelve por completo el pie y la pierna.

Cuello de pie: (o tobillo). parte del pie que se une con la pierna sobre la zona de la articulación entre la tibia y el peroné con el astrálogo y el calcáneo

Edema: Hinchazón local o generalizada debida a la retención de líquido de los tejidos corporales.

Ejercicios isométricos: Ejercicio activo sin cambio en la longitud del músculo.

Ejercicios isotónicos: Ejercicio activo sin cambio en la fuerza de contracción muscular pero con acortamiento del músculo

Férula: Aparato resistente, rígido o flexible, que sirve para inmovilizar un miembro del cuerpo que se ha fracturado.

Fisiatra: La Fisiatría es la especialidad médica que se ocupa fundamentalmente de la rehabilitación de personas con patologías motoras. Para esto trabaja básicamente tres grandes áreas: La Medicina Física, la Medicina de rehabilitación y los estudios electrofisiológicos.

Fisioterapeuta: Profesional en diversas técnicas de alivio del dolor, mejora de la función muscular y articular y la recuperación, por medio de diversos ejercicios, de partes del cuerpo lesionados.

Ortesis: Dispositivo ortopédico que sirve para sostener, alinear ó corregir deformidades y para mejorar la función del aparato locomotor.

Ortética: La ortética es el uso de aparatos ortopédicos y tablillas (órtesis u órtesis) para asistir biomecánicamente en el soportar y estabilización de partes del cuerpo afectados por músculos paralizados y/o débiles.

Ortopedista: Médico especialista que se ocupa del tratamiento de los trastornos de huesos y articulaciones, enfermedades reumáticas y alteraciones de músculos y nervios que pueden causar o agravar enfermedades osteoarticulares.

Podiatra: Médico especialista en enfermedades de los pies

Podología: Ciencia y técnica de las dolencias y deformaciones del pie.

Tobillera: Media elástica a la altura del tobillo.

Tendón: Banda gruesa, fuerte e inelástica de tejido fibroso que inserta un músculo en un hueso.

1.5 ESTADO DEL ARTE

Tabla 3. Estado del arte 1.

Soluciones actuales	Descripción	Restringe los movimientos	Contribuye a la rehabilitación de músculos y ligamentos	Contribuye a la recuperación propioceptiva	Contribuye al control del edema	Permite su retiro	Permite visibilidad sobre la lesión	Permite ocultarse bajo la ropa y el calzado	Bajo costo en el mercado
<p>Bota de yeso</p>  <p>Fuente: Autores</p>	<p>Estructura rígida hecha con venda enyesada.</p>	X			X				X
<p>Brace de tobillo</p>  <p>Fuente: e-life international co.,ltd</p>	<p>Estructuras laterales y planta rígidas. Dispositivos de amarre. Relleno espumado. Suela con curvatura en el extremo frontal para facilitar la marcha.</p>	X			X	X			
<p>Ortosis ergonómica</p> 	<p>Estructura rígida en lamina termoformada.</p>	X				X	X	X	

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 4.Estado del arte 2.

Soluciones actuales	Descripción	Restringe los movimientos	Contribuye a la rehabilitación de músculos y ligamentos	Contribuye a la recuperación propioceptiva	Contribuye al control del edema	Permite su retiro	Permite visibilidad sobre la lesión	Permite ocultarse bajo la ropa y el calzado	Bajo costo en el mercado
<p>Brace de tobillo</p>  <p>Fuente: Aircast</p>	<p>Tres estructuras rígidas que recubren la totalidad de la pierna, Sistema de ajuste con relleno inflable. Suela con curvatura frontal para la marcha.</p>	X			X	X			
<p>Ortesis articulada PTB</p>  <p>Fuente: Becker Orthopedic</p>	<p>Estructura rígida en lamina de polipropileno termoformada en pierna y planta del pie. Articulación con un muelle de silicona a cada lado del tobillo.</p>		X			X	X	X	
<p>Ortesis dinámica para la rehabilitación del tobillo (Proyecto académico)</p>  <p>Fuente: Araceli Fernández Gonzales. UNAM. 2002</p>	<p>Cuatro estructuras rígidas modulares a cada lado de la pierna y del pie. Ajustes con correas. Mecanismo de articulación.</p>		X			X	X		

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 5. Estado del arte 3.

Soluciones actuales	Descripción	Restringe los movimientos	Contribuye a la rehabilitación de músculos y ligamentos	Contribuye a la recuperación propioceptiva	Contribuye al control del edema	Permite su retiro	Permite visibilidad sobre la lesión	Permite ocultarse bajo la ropa y el calzado	Bajo costo en el mercado
<p>Ortésis</p>  <p>Fuente: e-life international co.,ltd</p>	<p>Estructura rígida en lamina de polipropileno termoformada. Ajuste con una correa y con calzado.</p>	X				X	X	X	
<p>Ortésis articulada</p>  <p>Fuente: Becker Orthopedic</p>	<p>Estructura rígida en la pierna y el pie unidas por una articulación en cada lado del tobillo.</p>	X	X			X	X	X	
<p>Ortésis para noche</p>  <p>Fuente: e-life international co.,ltd</p>	<p>Dos estructuras rígidas, una posterior a la pierna y otra bajo el pie, articuladas gracias al relleno espumado y soportadas por una banda elástica a cada lado.</p>					X			
<p>estabilizador de tobillo</p>  <p>Fuente: Balmat</p>	<p>Hecho en tela con dos almas rígidas en metal a cada lado. Sistema de sujeción y ajuste mediante cordones.</p>		X	X	X	X		X	X

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 6. Estado del arte 4.

Soluciones actuales	Descripción	Restringe los movimientos	Contribuye a la rehabilitación de músculos y ligamentos	Contribuye a la recuperación propioceptiva	Contribuye al control del edema	Permite su retiro	Permite visibilidad sobre la lesión	Permite ocultarse bajo la ropa y el calzado	Bajo costo en el mercado
tobillera estabilizadora de neopreno  Fuente: Ortofarma	Pieza entera en neopreno con una estructura plástica interna removible. Ajuste con correas sobre la pierna.		X	X	X	X		X	X
tobillera elástica  Fuente: Ortofarma	Venda elástica para rodear el tobillo.		X	X	X	X		X	X
Tobillera con refuerzo  Fuente: e-life international co.,ltd	Pieza entera en neopreno con alma rígida a cada lado del tobillo.		X	X	X	X		X	X
Tobillera  Fuente: e-life international co.,ltd	En neopreno con o sin ajuste extra tipo vendaje.		X	X	X	X		X	X

Fuente: Recopilación del autor.

2. HIPÓTESIS DE SOLUCION AL PROBLEMA

2.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Requerimientos de uso:

Practicidad

- Debe lograrse una corta secuencia de uso durante la postura

Conveniencia

- Debe estabilizarse el ligamento lesionado
- Debe evitarse el contacto sobre áreas sensibles de la piel
- Debe permitir la visibilidad del edema y/o herida
- Debe tenerse en cuenta la sensibilidad de la lesión durante la postura
- Debe minimizarse el volumen externo del sistema
- Debe contribuirse a la reducción de edemas
- Debe considerarse la transpiración de la piel
- Debe permitirse el aseo diario

Seguridad

- Debe considerarse la fragilidad del material
- 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 protegerse el área de la lesión
- Debe minimizarse la acumulación de agentes contaminantes

Mantenimiento

- Debe tenerse en cuenta los acabados superficiales

Reparación

- Debe considerarse la implementación de piezas estandarizadas

Manipulación

- Debe considerarse el tipo de dispositivos de control y cierre
- 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 especificarse una posición de reposo mientras no este en uso
- Debe considerarse la forma y el volumen externo del sistema

Requerimientos de función:

Mecanismos

- Debe considerarse la estabilización del ligamento lesionado
- Debe considerarse los métodos existentes para la reducción de edemas
- Debe considerarse los métodos existentes para la rehabilitación muscular
- Debe considerarse los métodos existentes para la rehabilitación de ligamentos

Confiabilidad

- Debe considerarse pacientes de ambos sexos

Versatilidad

- Debe tomarse en cuenta las fases del tratamiento: recuperación de la lesión, rehabilitación de los músculos y ligamentos atrofiados, recuperación propioceptiva

Resistencia

- Debe tomarse en cuenta el peso del paciente como unidad de carga para calcular los rangos de compresión, tensión, flexión, torsión y choque

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

Requerimientos estructurales:

Numero de componentes

- Debe reducirse al máximo el numero 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 para la selección del material tanto de las uniones como del sistema mismo

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 formales:

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 ritmo y contraste

Equilibrio

- Debe tomarse en cuenta el equilibrio formal del sistema durante su uso

Superficie

- Debe tomarse en cuenta el color y textura del diseño

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

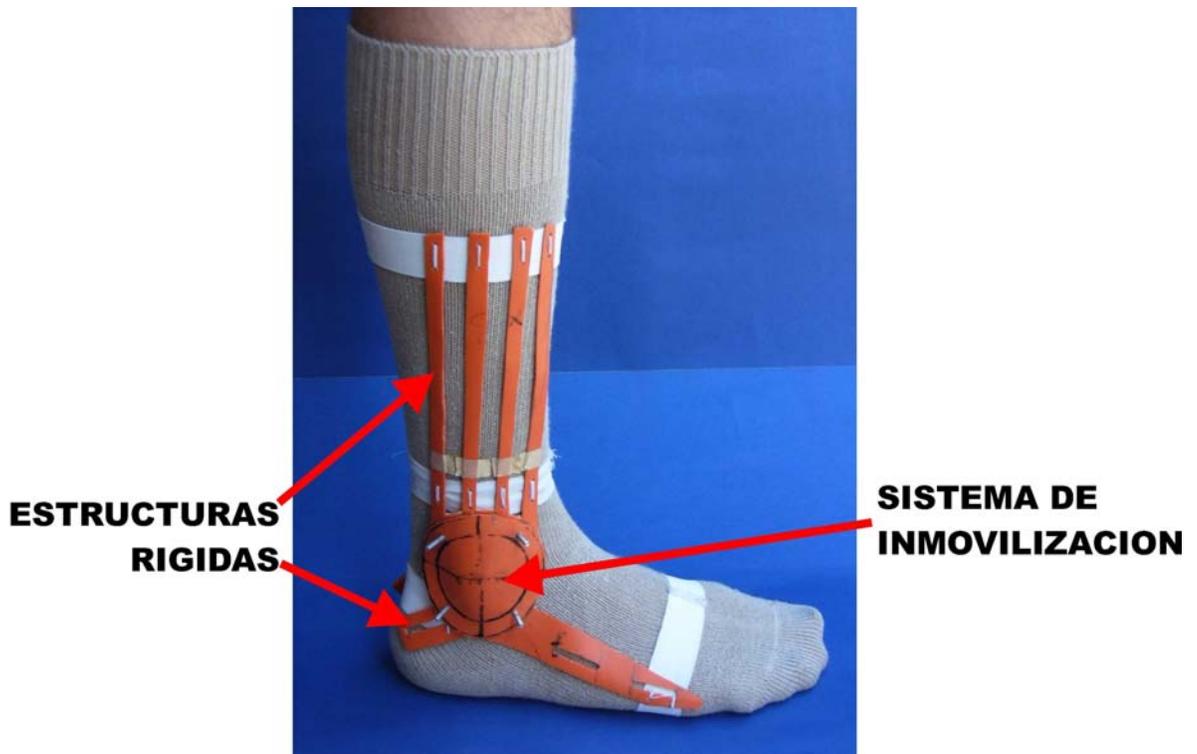
2.2 ALTERNATIVAS DE DISEÑO

2.2.1 Descripción de alternativas.

2.2.1.1 Alternativa 1

- Media elástica con cuatro estructuras rígidas internas que están ubicadas en los laterales de la pierna y del pie. (Figura 42)
- El sistema de inmovilización consiste en dos placas que unen las estructuras de la pierna y del pie. (Figura 42)
- El sistema de rehabilitación se realiza por medio de las fibras elásticas de la media. (Figura 42)

Figura 42. Descripción de alternativa 1.



Fuente: Los autores.

Las ventajas de esta alternativa son:

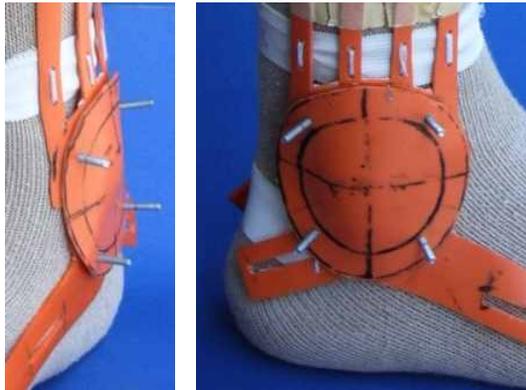
- Adaptación a cualquier constitución de pierna y anchura de pie. En la figura 43 se puede observar que debido a la forma como se encuentra dividida la estructura que se halla ubicada en la pierna ésta permite la adaptación a varios perímetros de pierna y en el pie las estructuras laterales permite adaptarse a varias anchuras de pie.
- Simplicidad el sistema. En la figura 44, se puede observar la placa que une las estructuras inmovilizando la articulación, sin ser necesario la implementación de mecanismo alguno.

Figura 43. Estructuras rígidas. Alternativa 1.



Fuente: Los autores.

Figura 44. Sistema de inmovilización. Alternativa 1.



Fuente: Los autores.

- Control de edema (Figura 45). El área de la lesión en donde la presión ejercida por la media elástica contribuye al control del edema.

Figura 45. Sistema de control de edema. Alternativa 1.



Fuente: Los autores.

- Volumen mínimo. Las estructuras rígidas encapsuladas dentro del tejido elástico de la media, no generan un volumen mayor a cuatro milímetros sobre la piel.

Y sus desventajas son:

- Inmovilidad insuficiente (Figura 46). La media de tejido elástico sugerida y las estructuras no ofrecen la rigidez requerida para una inmovilidad total.
- Secuencia de postura inconveniente (Figura 47). La postura de esta alternativa no es la adecuada, debido a que el pie debe encontrarse siempre a 90° con la pierna, condición necesaria para la cicatrización del ligamento.
- No hay visibilidad de la lesión (Figura 48). La media elástica sugerida impide tener contacto visual sobre la lesión.

2.2.1.2 Alternativa 2

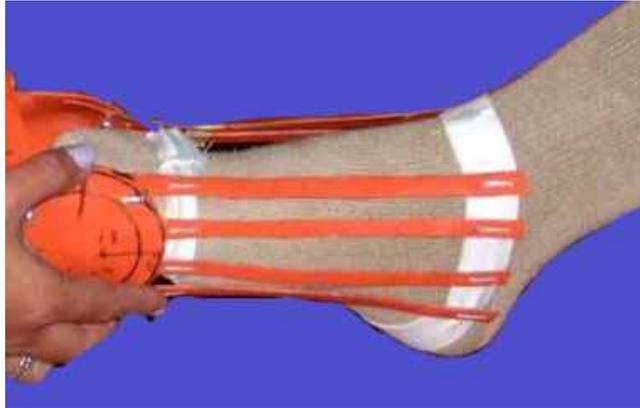
- Coraza en la parte posterior de la pierna y en la planta del pie, sujetadas por correas sobre la pantorrilla y con calzado. (Figura 49).
- La unión entre las dos corazas se da por secciones de esferas que forman una articulación de rotula. (Figura 49).

Figura 46. Detalle de pie. Alternativa 1.



Fuente: Los autores.

Figura 47. Postura. Alternativa 1.



Fuente: Los autores.

La inmovilización de esta alternativa es por medio de dos ejes laterales y por un pasador en la parte posterior que atraviesan las esferas de la rotula bloqueando los movimientos del tobillo.

Figura 48. Visibilidad de la lesión. Alternativa 1.



Fuente: Los autores.

Las ventajas de esta alternativa son:

- La articulación en forma de rotula (Figura 50) permite todos los movimientos del tobillo. Simplicidad en el mecanismo de articulación en relación con las alternativas tres y cuatro.

El mecanismo de rehabilitación (Figura 51) lo componen tres elásticos sujetados en sus extremos a las corazas. Sistema con mayor viabilidad de producción que los propuestos en las alternativas tres y cuatro.

Permite variar el rango de resistencia (Figura 52) La sujeción del elástico con la coraza de la pierna se puede configurar en dos alturas diferentes para dos niveles de resistencia durante la rehabilitación.

Posibilidad de combinar las tallas de la pierna con las del pie. Conservando la geometría de las esferas de la rotula se pueden modificar las dimensiones de las corazas para ser estandarizadas por tallas.

Figura 49. Descripción. Alternativa 2.



Fuente: Los autores.

Figura 50. Articulación de rotula. Alternativa 2.



Fuente: Los autores.

Figura 51. Mecanismo de rehabilitación. Alternativa 2.



Fuente: Los autores.

Figura 52. Niveles de resistencia. Alternativa 2.



Fuente: Los autores.

- Visibilidad de la lesión (Figura 53). La geometría de las corazas no impiden el contacto visual sobre la lesión.
- La única desventaja presentada en esta alternativa es que las superficies de la rotula no se mantienen en contacto permanente para el correcto funcionamiento de la articulación.

Figura 53. Visibilidad de la lesión. Alternativa 2.



Fuente: Los autores.

2.2.1.3 Alternativa 3

- Coraza rígida sobre la pantorrilla y sobre el empeine sujetadas por correas en la parte posterior de la pierna y con calzado. (Figura 54).
- El sistema de inmovilización consiste en dos placas uniendo las estructuras de la pierna y del pie. (Figura 54).
- El sistema de rehabilitación es mediante un par de muelles ubicados a cada lado del tobillo. (Figura 54).

Las ventajas de esta alternativa son:

Posibilidad de adaptación a la mayoría de los usuarios por la ausencia de estructura rígida en la parte posterior de la pierna y en la planta del pie, zonas de mayor variedad dimensional entre la población.

Restringe los movimientos de inversión y eversión; sin bloquear la flexión dorsal y plantar.

Figura 54. Descripción de la alternativa 3.



Fuente: Los autores.

Figura 55. Corazas. Alternativa 4.



Fuente: Los autores.

Figura 56. Mecanismo de inmovilización. Alternativa 3.



Fuente: Los autores.

- Visibilidad de la lesión (Figura 57). La geometría de las corazas y del mecanismo propuesto no impiden el contacto visual sobre la lesión.

Figura 57. Visibilidad de la lesión. Alternativa 3.



Fuente: Los autores.

Las desventajas que se presenta son:

- La corazas están ubicadas sobre la pantorrilla y el empeine, zonas muy sensibles a presiones y fricciones (Figura.58).

Figura 58. Partes sensibles. Alternativa 3.



Fuente: Los autores.

- Excesivo número de componentes (ejes, placas, muelles, sujetadores) en el mecanismo de inmovilización (Figura 59), lo que dificulta tanto la precisión de los ajustes del mismo como la manipulación por parte del usuario.

Figura 59. Mecanismo de inmovilización. Alternativa 3.



Fuente: Los autores.

2.2.1.4 Alternativa 4 (Figura 60).

- Coraza rígida sobre la pantorrilla y debajo del pie, sujetadas por correas en la parte posterior de la pierna y con calzado. (Figura 60).
- Sistema de rehabilitación por medio de resortes a tensión y compresión. (Figura 60).
- Las estructuras se unen por un eje a cada lado a la altura del tobillo para la articulación. (Figura 60).

Figura 60. Descripción de la Alternativa 4.



Fuente: Los autores.

Las ventajas que presenta esta alternativa son:

- Posibilidad de adaptación a la mayoría de los usuarios por la ausencia de estructura rígida en la parte posterior de la pierna, una de las zonas de mayor variedad dimensional entre la población (Figura 61).

Figura 61. Coraza pierna. Alternativa 4.



Fuente: Los autores.

- La unión de las corazas por medio de un eje restringe la inversión y eversión, movimientos requeridos para la cicatrización del ligamento (Figura 62).
- Permite mayores rangos de resistencia al incorporar resortes; elemento que puede ejercer altos niveles de fuerza (Figura62).

Figura 62. Mecanismo de resistencia y de bloqueo de movimiento. Alternativa 4.



Fuente: Los autores.

Las desventajas son:

- La coraza de la pierna está ubicada sobre la pantorrilla, zona muy sensible a presiones y fricciones (Figura.63).

Figura 63. Coraza pierna. Alternativa 4.



Fuente: Los autores.

- Excesivo número de componentes (ejes, placas, resortes , guías del resorte, sujetadores) en el mecanismo de inmovilización (Figura 62), lo que dificulta tanto la precisión de los ajustes del mismo como la manipulación por parte del usuario.
- Selección de alternativa a desarrollar. Teniendo en cuenta los objetivos específicos propuestos, se cuantifico cada alternativa y así seleccionar una para su desarrollo. Donde cinco cumple completamente con el objetivo y cero es que no lo cumple.
- De acuerdo a los criterios mencionados en la tabla 7, la alternativa dos cumple parcialmente con los objetivos planteados, por lo tanto será desarrollada para que los satisfaga completamente.

Tabla 7. Valoración de alternativas.

Alternativa	A1	A2	A3	A4
Restricción del movimiento	1	5	4	2
Contribución en la rehabilitación de músculos y ligamentos	1	5	4	3
Contribución en la recuperación propioceptiva	1	5	3	4
Posibilidad de terapia auto asistida	1	5	3	2
Mayor confort	5	4	3	1
Minimiza consecuencias dermatológicas	5	3	3	3
Protege el área de la lesión	1	5	2	4
Permite visibilidad sobre la lesión	0	5	4	3
Facilidad en la postura y retiro	0	3	5	4
Realizable con tecnología local	4	5	5	1
TOTAL	19	45	36	27

Fuente: Los autores.

2.3 EVOLUCIÓN DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA.

La desventaja que esta alternativa presentaba en su primera fase de diseño era que las superficies de las esferas no se mantenían en contacto al colocar los elásticos del sistema de rehabilitación. Para dar solución a esto se incorporo una tercera esfera ubicada en la parte interna del pie (Figura 64).

Se modificó la coraza de la pierna (Figura 65) realizándole un corte en la parte posterior lo cual permite un mejor ajuste sobre la pierna y a su vez permite la adaptación a un mayor rango de perímetros de pierna media.

Se integró un recubrimiento de material espumado y antialérgico en las caras internas de las corazas, recubrimiento necesario para el contacto con la piel.

Figura 64. Evolución de rotula.



Fuente: Los autores.

Figura 65. Evolución coraza pierna.

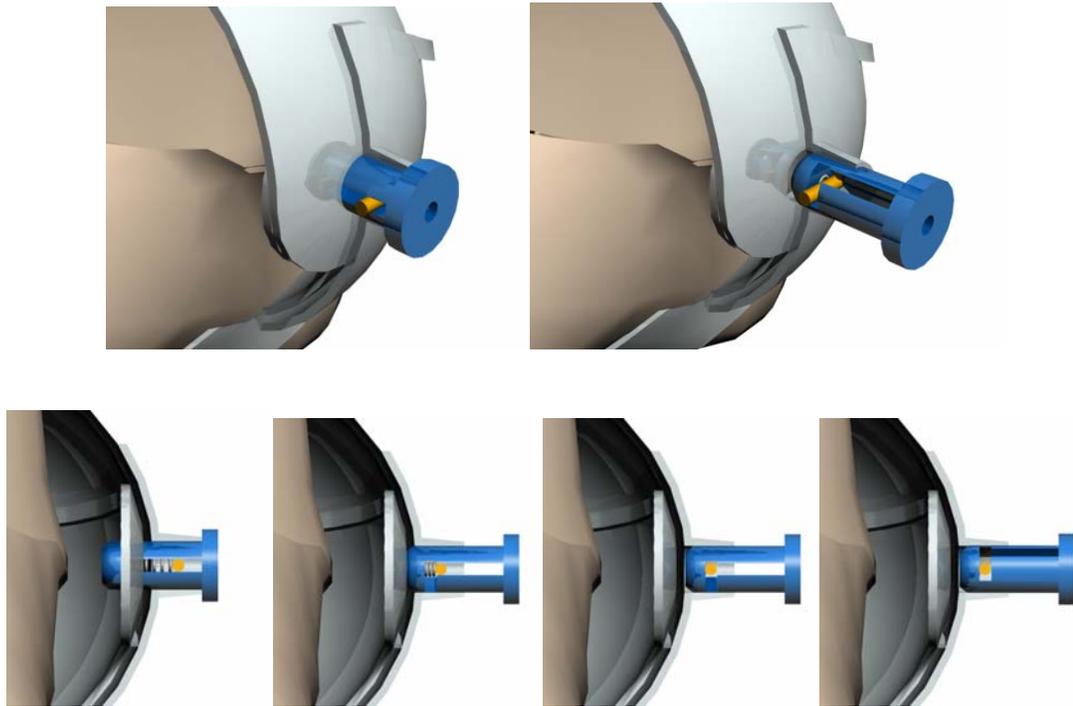


Fuente: Los autores.

Se desarrolló un mecanismo que restringe o permite los movimientos de inversión y eversión (Figura 66).

Se estudió las posibles direcciones y ubicaciones en que los elásticos podían ejercer resistencia y se concluyó la dirección adecuada (Figura 67). De igual manera se definió el modo en que los elásticos se sujetarían a las corazas.

Figura 66. Mecanismo de bloqueo de inversión y eversión.



Fuente: Los autores.

Figura 67. Posibles posiciones para los elásticos.



Fuente: Los autores

Se definió el material y la geometría de los elásticos (Figura 68).

Se desarrolló el sistema de sujeción de la ortesis, utilizando correas para la coraza de la pierna y una banda elástica para el pie. La postura se realiza empezando desde el pie, para estabilizar la

lesión y hacia arriba para ajustar la pierna con la correa del cuello del pie y la correa de la pierna media (Figura 69).

La banda elástica que rodea el pie contribuye al control de edema y a sujetar la ortésis en los momentos cuando el paciente no este usando calzado.

Figura 68. Forma y posición del elástico.



Fuente: Los autores.

Figura 69. Secuencia de ajuste de la ortesis.



Fuente: Los autores

2.4 EVALUACION DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA

Para asegurar que la ortesis cumple con los objetivos propuestos y con los requerimientos de diseño planteados se debe someter el modelo funcional a un proceso de evaluación, el cual se debe desarrollar por un tiempo mínimo de una semana, durante las cuales se recolectaran datos sobre la evolución en la rehabilitación del paciente y la comodidad del mismo.

Como principales puntos la experimentación ayudará a:

Evaluar el correcto funcionamiento de los mecanismos incluidos en la ortesis.

Evaluar posibles ajustes de diseño en el modelo formal final.

Evaluar bajo condiciones reales si la ortesis es operable y efectiva.

Evaluar la secuencia de uso por los usuarios directos e indirectos.

Determinar que el diseño de los componentes concuerde con la relación ergonómica.

Determinar la motivación del paciente para la realización de los ejercicios recomendados por la fisioterapeuta.

2.4.1 Propósito de la evaluación

El propósito de la evaluación es de carácter exploratorio, donde se pretende evaluar el funcionamiento de los mecanismos propuestos para la rehabilitación y la satisfacción de los usuarios directos e indirectos, para de esta manera poder determinar las facultades operativas de la ortesis identificando la forma de mejorar los procesos deficientes.

La evaluación se desarrollará por un tiempo mínimo de una semana, lo cual nos permitirá analizar la rehabilitación de un paciente y el funcionamiento de los mecanismos durante su utilización.

Algunas observaciones se harán de acuerdo a la valoración que realicen el medico especialista en ortopedia y el fisioterapeuta.

Otras se darán en entrevistas realizadas al usuario directo.

2.4.2 Identificación de variables de evaluación.

Variables independientes: (las características personales o propias del usuario)

- Edad: el paciente debe estar comprendido entre los 17 y 55 años
- Sexo: puede ser de genero femenino o masculino.
- Características de los usuarios: El usuario directo es la persona que padece de esguince de tobillo grado III por inversión, y el usuario indirecto son las personas que tienen bajo su supervisión la evolución de la lesión; médico especialista en ortopedia, que determina la gravedad de la lesión y como se debe dar su proceso de rehabilitación y el fisioterapeuta que determina los ejercicios adecuados para el desarrollo de la terapias.
- Localización geográfica: Los sitios donde se realizarán las evaluaciones serán el consultorio del médico especialista en ortopedia, el consultorio de la fisioterapeuta y el entorno natural del paciente (su hogar).

Variables dependientes: (disposición del paciente para la realización de los ejercicios en el hogar)

2.4.3 Desarrollo y preparación del instrumento de registro de datos .

2.4.3.1 Perfil del usuario.

- Experimento 1: nombre, especialidad.
- Experimento 2: nombre, especialidad.
- Experimento 3: nombre, edad, sexo y medidas antropométricas.

2.4.3.2 Juicios a evaluar.

Experimento 1: Comprensión del sistema de postura.

- Visibilidad de la lesión
- Postura y retiro de la ortesis

- Legibilidad de la secuencia de ajuste

Experimento 2: Rehabilitación de la lesión

- Minimización de la atrofia
- Rehabilitación de músculos y ligamentos
- Recuperación propioceptiva
- Control del edema
- Identificación de los sistemas de control
- Comprensión de los sistemas de control

Experimento 3: Comodidad de la ortesis

- Motivación para la realización de las terapias
- Confort
- Consecuencias dermatológicas
- Protección de la lesión
- Ajuste de la talla
- Postura y retiro de la ortesis

2.4.3.3 Escala de calificación

Por medio de esta escala se determina en forma cuantitativa y cualitativa la eficiencia de la ortesis, mediante la identificación de las actitudes y errores del usuario. Para la toma de datos se utilizarán los siguientes criterios de evaluación:

Tabla 8. Escala de visibilidad de la lesión.

Visibilidad de la lesión	
ESCALA	VALOR
Ninguna	1
Regular	2
Buena	3

Fuente: Los autores.

Tabla 9. Escala de postura y retiro de la ortesis.

Postura y retiro de la ortesis	
ESCALA	VALOR
Difícil	1
Fácil	3

Fuente: Los autores.

Tabla 10. Escala de legibilidad de la secuencia de ajuste.

Legibilidad de la secuencia de ajuste	
ESCALA	VALOR
Incorrecto	1
Correcto	3

Fuente: Los autores.

Tabla 11. Escala de minimización de la atrofia.

Minimización de la atrofia	
ESCALA	VALOR
Inexistente	1
Existente	3

Fuente: Los autores.

Tabla 12. Escala de rehabilitación de músculos y ligamentos.

Rehabilitación de músculos y ligamentos	
ESCALA	VALOR
Ninguna	1
Aceptable	2
Bueno	3

Fuente: Los autores.

Tabla 13. Escala de recuperación propioceptiva.

Recuperación propioceptiva	
ESCALA	VALOR
Ninguna	1
Aceptable	2
Bueno	3

Fuente: Los autores.

Tabla 14. Escala de control del edema.

Control del edema	
ESCALA	VALOR
Ninguno	1
Aceptable	2
Bueno	3

Fuente: Los autores.

Tabla 15. Escala de identificación de los sistemas de control.

Identificación de los sistemas de control	
ESCALA	VALOR
No identificable	1
Identificable	3

Fuente: Los autores.

Tabla 16. Escala de comprensión de los sistemas de control.

Comprensión de los sistemas de control	
ESCALA	VALOR
Incomprensible	1
Medianamente comprensible	2
Comprensible	3

Fuente: Los autores.

Tabla 17. Escala de motivación para la realización de las terapias.

Motivación para la realización de las terapias	
ESCALA	VALOR
Ninguna	1
Aceptable	2
Buena	3

Fuente: Los autores.

Tabla 18. Escala de confort.

Confort	
ESCALA	VALOR
Ninguna	1
Aceptable	2
Buena	3

Fuente: Los autores.

Tabla 19. Escala de consecuencias dermatológicas.

Consecuencias dermatológicas	
ESCALA	VALOR
Existentes	1
Inexistentes	3

Fuente: Los autores.

Tabla 20. Escala de protección de la lesión.

Protección de la lesión	
ESCALA	VALOR
Ninguna	1
Aceptable	2
Buena	3

Fuente: Los autores.

Tabla 21. Escala de ajuste de la talla.

Ajuste de la talla	
ESCALA	VALOR
Malo	1
Regular	2
Bueno	3

Fuente: Los autores.

2.4.4 Descripción de los experimentos

2.4.4.1 Descripción del experimento 1: comprensión del sistema

Objetivo principal:

Valorar la comprensión del sistema de postura de la ortesis.

Tipo de usuario:

Médico especialista en ortopedia.

Técnica utilizada:

La estrategia para lograr el objetivo es la colocación del modelo funcional a el paciente por parte del médico especialista en ortopedia.

Equipo:

Para desarrollar el experimento se utilizará el modelo funcional.

Tiempo de experimento:

Aproximadamente diez minutos.

Procedimiento:

La prueba se realizará en el consultorio del médico especialista en ortopedia y se le entregará el modelo funcional en donde se observará la manipulación del modelo funcional al colocarlo y retirarlo del paciente, se tomará nota de los comentarios realizados sobre el modelo y una posterior conversión a las escalas establecidas.

2.4.4.2 Descripción del experimento 2: rehabilitación de la lesión.

Objetivo principal:

Valorar la eficiencia del sistema de rehabilitación.

Tipo de usuario:

Fisioterapeuta.

Técnica utilizada:

La estrategia para lograr el objetivo es la colocación del modelo funcional por un periodo de una semana.

Equipo

Para desarrollar el experimento se utilizará el modelo funcional.

Tiempo de experimento:

Aproximadamente 20 minutos o más.

Procedimiento:

La prueba se realizará en el consultorio fisioterapeuta, donde hará la valoración correspondiente al paciente por medio del test de movilidad, se observará la manipulación del modelo funcional al colocarlo y retirarlo del paciente, se tomará nota de los comentarios realizados sobre el modelo y una posterior conversión a las escalas establecidas.

2.4.4.3 Descripción del experimento 3: comodidad de la ortesis.

Objetivo principal:

Valorar la comodidad de la ortésis.

Tipo de usuario:

Paciente con esguince de tobillo tipo III por inversión.

Técnica utilizada:

La estrategia para lograr el objetivo es la entrevista del paciente, cada dos días.

Equipo:

Para desarrollar el experimento se utilizará el modelo funcional por un periodo de tiempo de una semana.

Se utilizara un cuestionario²⁸ y lápiz.

Tiempo de experimento:

Aproximadamente diez minutos.

Procedimiento:

La prueba se realizará en el entorno natural de un paciente y se le formulará una entrevista y una posterior conversión a las escalas establecidas.

2.4.5 Análisis de la experimentación

Después de realizados los experimentos se llevo a cabo su análisis cuyo resultados se interpretan con las escalas de clasificación predeterminadas.

²⁸ ver Anexo C.

Tabla 22. Resultados del análisis de datos.

Experimento	Juicios evaluados	Resultado
Comprensión del sistema de postura ²⁹	Visibilidad de la lesión	Regular
	Postura y retiro de la ortesis	Fácil
	Legibilidad de la secuencia de ajuste	Incorrecto
Rehabilitación de la lesión ³⁰	Minimización de la atrofia	Bueno
	Rehabilitación de músculos y ligamentos	Bueno
	Recuperación propioceptiva	Bueno
	Control del edema	Bueno
	Identificación de los sistemas de control	Identificable
	Comprensión de los sistemas de control	Medianamente comprensible
Comodidad de la ortesis ³¹	Motivación para la realización de las terapias	Buena
	Confort	Aceptable
	Consecuencias dermatológicas	Inexistentes
	Protección de la lesión	Buena
	Ajuste de la talla	Regular

Fuente: Los autores.

Adicionalmente se obtuvieron observaciones que servirán para los ajustes del diseño en el modelo formal.

- Se requiere de mayor rigidez en las estructuras laterales de la caña para bloquear por completo la inversión y la eversión.
- Se requiere de mayor rigidez sobre las esferas interna y externa de la rotula para evitar deformaciones de la misma al accionar los elásticos del sistema de rehabilitación.
- Se requiere de ventilación sobre la pierna para disminuir la sudoración.

²⁹ ver Anexo D.

³⁰ ver Anexo E.

³¹ Ver Anexo F y G.

3. PROPUESTA DE DISEÑO

3.1 APORTE DE DISEÑO INDUSTRIAL.

El diseño propuesto para la ortesis, se compone por dos elementos (Figura 70), uno ubicado sobre la pierna (la que se denomino caña) y otro en el pie (que se denomino pie), los cuales se encuentran conectados por medio de una rotula, que permite la perfecta unión de uno con el otro.

Figura 70. Elementos rígidos de la ortesis.



Fuente: Los autores.

Debido a la forma de encajamiento entre los elementos (caña y pie), se pueden fabricar de varios tamaños y combinarlos, así la talla de la caña la determina el perímetro del tobillo y la talla del pie el numero del calzado.

La ortesis propuesta tiene como característica principal su versatilidad para complementar todas las fases del tratamiento incluyendo la realización de los ejercicios recomendados por el fisioterapeuta, protegiendo la lesión de movimientos indeseados (Figura 71).

3.2 CALIDAD DE VALOR DE USO.

Basándonos en el perfil del usuario directo, se tomaron como rango de medidas los percentiles³¹ desde el cinco hasta el noventa y cinco, para hombres y mujeres; de este análisis se decidió dividir esta población en tres tallas: S, M, L (Figura 72).

Figura 71. Movimientos permitidos por la ortesis.



Fuente: Los autores.

Figura 72. Tallas.



Fuente: Los autores.

Se tomaron tolerancias de dos milímetros a cada lado que es el grueso de un recubrimiento interno y se disminuyeron veinticinco milímetros de la altura poplítea para determinar la altura de la caña.

³¹ ver Anexo H.

Tabla 23. Relación de medidas antropométricas y tallas. (Medidas en centímetros)

TALLA	S	M	L
N° de calzado	32 a 35	36 a 38	39 a 41
Altura poplítea	35,1	35,1	35,1
Perímetro de pierna media	33,7	36,9	40,2
Perímetro tobillo	20,1	21,6	23,2
Anchura de talón	6,1	6,8	7,6
Perímetro de empeine	22,6	24,7	26,8
Largura de planta de pie	17,2	18,8	20,4
Largura de pie	23,3	25,3	27,3
Anchura de pie	8,2	9,1	10

Fuente: Recopilación del autor.

La ortesis propuesta presenta en la caña una capa interna de goma EVA, para aislar la piel del contacto con el material de la caña y en el pie el elemento esta recubierto por una capa de neopreno, el cual cubre la parte interior del pie y lo envuelve de tal forma que lo sujeta y ajusta, por su forma de envolvimiento (tipo vendaje) contribuye con el control de edema.

El baricentro se encuentra sobre la línea de carga a la altura del tobillo, lo que es conveniente para la marcha.

La ortesis debido a su forma y material presenta un peso de aproximadamente 250 gramos.

El pie tiene formas determinantes para identificar sobre qué pie se va a usar, si es derecho o izquierdo (Figura 73); formas como el candado, el corte de la planta y la dirección de envolvimiento del neopreno.

Los sistemas de control se dividen en: de ajuste, el cual consiste en correas con velcro para la caña y neopreno con velcro para el pie; de resistencia, el cual se conforma por elásticos que se pueden mover en dos posiciones (Figura 74); y de liberación de inversión-eversión (Figura 75), el

cual se compone por una perilla que acciona el eje de liberación; que son fácilmente identificables por su forma y posición.

Figura 73. Vistas en perspectivas.



Fuente: Los autores.

Figura 74. Manipulación de los elásticos.

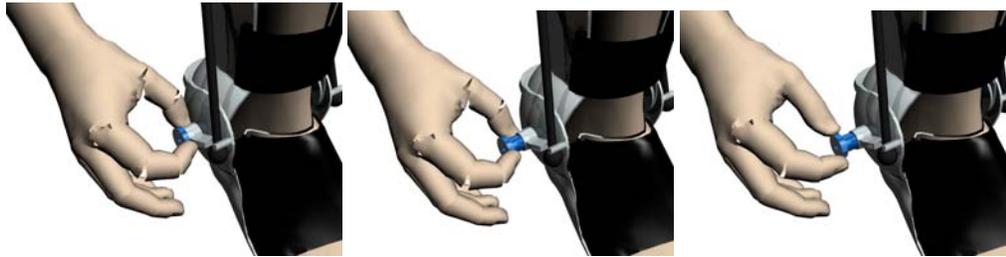


Fuente: Los autores.

El mantenimiento de las superficies se puede hacer por medio de un paño impregnado de alcohol debido a su material y a su superficie completamente lisa.

Los elásticos, los seguros laterales y el seguro posterior (Figura 76) también serán comercializados individualmente para la reparación de los sistemas de resistencia y de bloqueo de movimientos. Estos elementos están diseñados para adaptarse a cada una de las tallas propuestas.

Figura 75. Manipulación de los seguros laterales.



Fuente: Los autores.

El material utilizado es polietileno de baja densidad cuya fragilidad es mínima, solo se ve afectada bajo temperaturas menores a cero grados centígrados.

Figura 76. elástico, seguro lateral y seguro posterior.



Fuente: Los autores.

La ortesis se ha diseñado de tal forma que los elementos de acople entre esta y los elásticos, garanticen su correcta posición al realizar los ejercicios. las salientes tienen una altura la cual no afecta el desempeño de la marcha (Figura 77).

Figura 77. sistema de sujeción de los elásticos.



Fuente: Los autores.

El material con el que se propone la ortesis, se encuentra recubierto con goma EVA y neopreno los cuales son materiales que por su composición no reaccionan con la piel.

La ortesis formalmente se desarrollo teniendo en cuenta las áreas de mayor irrigación sanguínea en la pierna para evitar problemas de circulación posteriores.

Por la posición en que se encuentra la lesión, esta se halla protegida por la rotula (Figura 78) la cual ofrece una coraza sobre esta área, impidiendo que pueda lastimarse y por medio de los elásticos y del eje que la mantiene en una posición adecuada, la preteje de movimientos involuntarios.

Figura 78. Articulación de rotula.



Fuente: Los autores.

3.3 CONCEPTO ESTRUCTURAL-FUNCIONAL.

La ortesis esta diseñada para que realice una función especifica en cada una de las etapas de la recuperación del esguince grado III por inversión, de la siguiente forma:

Primera etapa: Cicatrización del ligamento. Inmoviliza la articulación, manteniendo una ángulo de 90° entre el pie y la pierna. Se realiza compresión en la parte inferior sobre la lesión para el control del edema.

Después que la fase de inmovilización ha terminado el paciente puede empezar a apoyar el pie y puede caminar. Esta función puede realizarse con la ortesis sin temor a empeorar la lesión puesto que con los ejes laterales y los elásticos conserva estable la articulación.

El fisioterapeuta puede realizar los ejercicios o la terapia con o sin la ortesis.

Segunda etapa: Fase de recuperación de movilidad. El paciente por recomendación deberá realizar ejercicios en casa sin necesidad de retirar la ortesis, ya que la rótula tiene la función de mantener estable la articulación. Se libera la eversión e inversión sin resistencia para recuperar movilidad, lo que contribuye a la recuperación de la elasticidad de los ligamentos y prevenir un mayor grado de atrofia.

Tercera etapa: Fase de recuperación de la fuerza.

Cuyo objetivo es revertir la atrofia muscular, el fisioterapeuta determina que nivel de resistencia es el adecuado en los elásticos de la ortesis, para que el paciente realice los ejercicios y de esta manera se puedan sustituir elementos adicionales (toallas o bandas elásticas).

Además la ortesis, para cumplir con las funciones ya mencionadas posee un mecanismo que permite la articulación del tobillo libremente y otro que la bloquee.

El primero consta de una rótula de tres secciones de esferas (Figura 79), dos de ellas solidarias a la coraza inferior (pie) las cuales contienen la tercera sección de esfera que es solidaria a la coraza superior (caña).

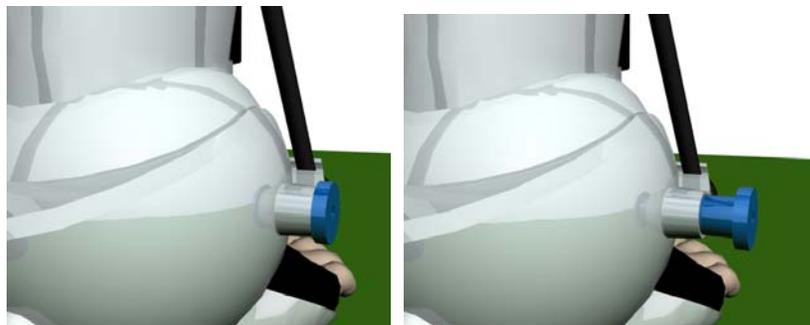
Y el segundo mecanismo empleado que bloquea la articulación (Figura 80), es un eje móvil ubicado en la dirección del eje mecánico del tobillo, que se desliza longitudinalmente para sujetar o liberar la sección de esfera que corresponde a la caña con lo que se consigue impedir la eversión e inversión del pie.

Figura 79. Detalle de la rotula.



Fuente: Los autores.

Figura 80. Mecanismo de bloqueo de inversión y eversión.

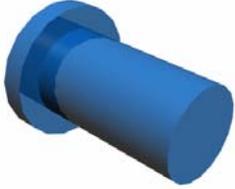


Fuente: Los autores.

Para el eficiente funcionamiento de los mecanismos se requiere de un acabado liso para minimizar la fricción entre las superficies.

Tabla 24. Componentes de la ortésis.

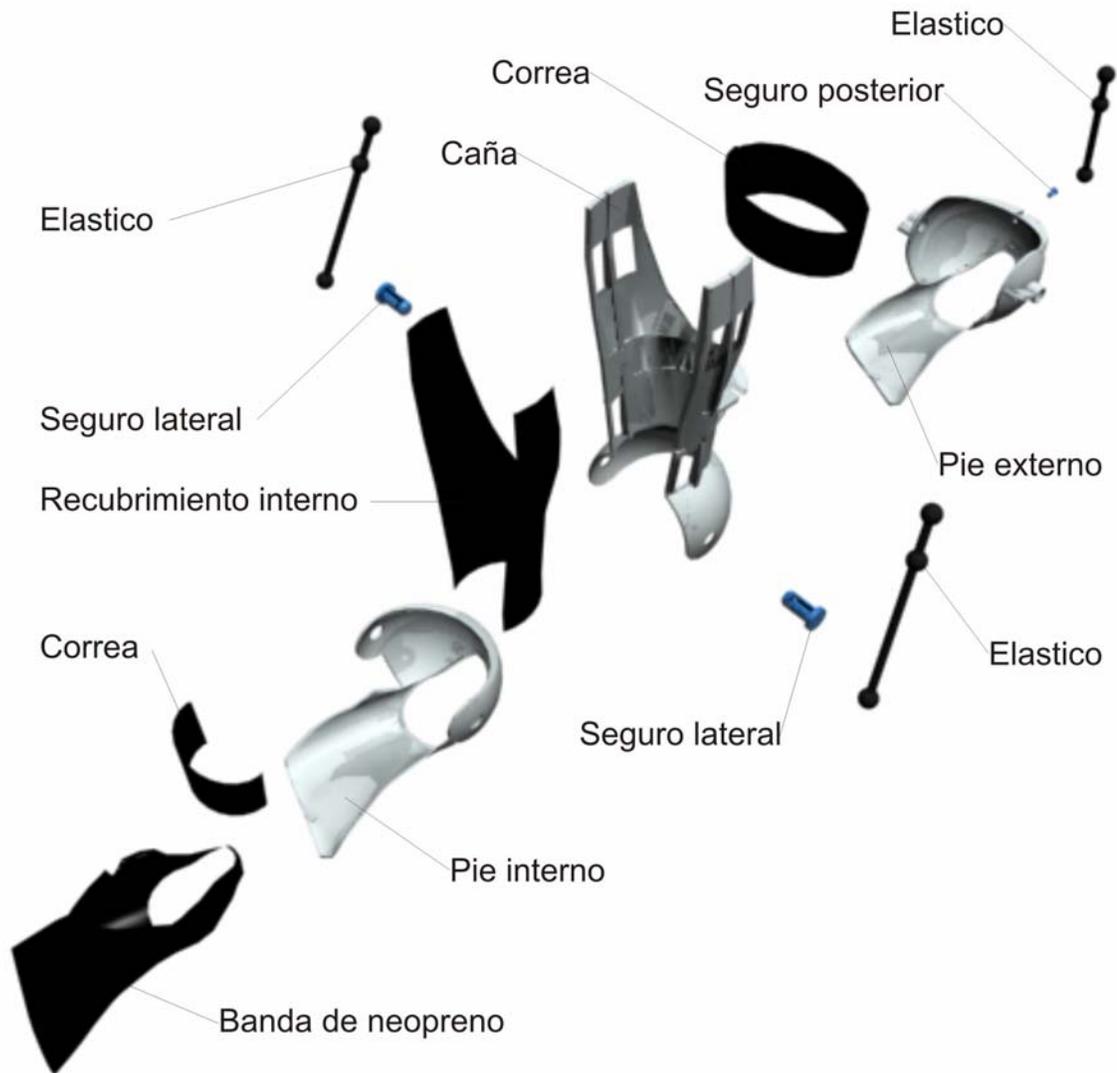
componente	función	cantidad
<p data-bbox="321 1486 391 1514">Caña</p> 	<p data-bbox="803 1623 1291 1745">Coraza que proporciona estructura para la inmovilización de la articulación y sostiene los elásticos</p>	<p data-bbox="1369 1648 1382 1675">1</p>

<p>Pie externo</p> 	<p>Coraza que protege la lesión, proporciona estructura para la inmovilización de la articulación y sostiene los elásticos</p>	<p>1</p>
<p>Pie interno</p> 	<p>Coraza que aprisiona la caña al pie externo.</p>	<p>1</p>
<p>Recubrimiento interno</p> 	<p>Lamina de goma EVA que aísla el contacto de la piel con el material de la caña.</p>	<p>2</p>
<p>Remache</p>	<p>Remache que une el pie interno con el pie externo.</p>	<p>5</p>
<p>Seguro dorsi-flexión</p> 	<p>Pin que impide el movimiento de flexión dorsal y plantar</p>	<p>1</p>

<p>Seguro inversión-eversión</p> 	<p>Eje que impide el movimiento de inversión y eversión</p>	<p>2</p>
<p>Resorte</p>	<p>Activa el mecanismo de bloqueo de movimiento</p>	<p>2</p>
<p>Pasador</p>	<p>Asegura el resorte del mecanismo de bloqueo de movimiento</p>	<p>2</p>
<p>Correa pierna media</p>	<p>Sujeta y gradúa la caña a la pierna</p>	<p>1</p>
<p>Correa tobillo</p>	<p>Sujeta la caña a la pierna</p>	<p>1</p>
<p>Banda del pie</p>	<p>Control de edema</p>	<p>1</p>
<p>Elásticos</p> 	<p>Proporciona la resistencia para los movimientos de la articulación</p>	<p>3</p>

Fuente: Los autores

Figura 81. Componentes.



Fuente: Los autores.

3.4 CONCEPTO TÉCNICO-CONSTRUCTIVO.

Para la producción de la ortosis se propone un sistema de producción satélite combinado con manufactura interna³³.

³³ ver anexo I.

Tabla 25. Relación pieza-proceso.

PIEZA	MATERIAL	PREFORMA	PROCESO
Caña	polipropileno	PET	Inyección
Pie externo	polipropileno	PET	Inyección
Pie interno	polipropileno	PET	Inyección
Recubrimiento interno	goma EVA	Lamina	Corte
Remache rápido	Latón	Remache	-
Seguro dorsi-flexión	Polietileno	Pin	-
Seguro inversión-eversión	Polietileno	PET	Inyección
Resorte	Acero inoxidable	Resorte	-
Pasador	Acero inoxidable	Alambre	Corte
Correa pierna media	Poliéster	Cinta	Corte
Correa tobillo	Poliéster	Cinta	Corte
Banda del pie	Neopreno	Lámina	Corte
Elásticos	Caucho natural	Masa	Vulcanizado

Fuente: Los autores

3.4.1 Materias primas

POLIPROPILENO (PP). Material de la estructura rígida de la ortesis el cual es un material blanco, semiopaco, elaborado en una amplia variedad de calidades y modificaciones. Por pertenecer al grupo metilo, sus cadenas aumentan la temperatura de transición vítrea, y por ello el polipropileno tiene temperaturas de fusión y de deformación por calor, mayores a las del polietileno.

Por pertenecer al grupo de los termoplásticos, el polipropileno posee la capacidad de fundirse a una temperatura determinada, además posee un comportamiento viscoso y elástico que proporciona ante los ensayos de tracción, compresión, flexión y torsión, resultados satisfactorios. Es un material desarrollado también, bajo el manejo de un excelente control de calidad, brindando así una plena seguridad de uso en sus diferentes aplicaciones. Es un polímero, además obtenido por la polimerización del propeno en presencia de catalizadores y en determinadas condiciones de presión y temperatura.

Dentro del gran sin numero de propiedades que maneja este material, deben destacarse:

Propiedades físicas

- La densidad del polipropileno, esta comprendida entre 0.90 y 0.93 gr/cm³. Por ser tan baja permite la fabricación de productos ligeros.
- Es un material más rígido que la mayoría de los termoplásticos. Una carga de 25.5 kg/cm² , aplicada durante 24 horas no produce deformación apreciable a temperatura ambiente y resiste hasta los 70 grados C.
- Posee una gran capacidad de recuperación elástica.
- Tiene una excelente compatibilidad con el medio.
- Es un material fácil de reciclar
- Posee alta resistencia al impacto.

Propiedades mecánicas

- Puede utilizarse en calidad de material para elementos deslizantes no lubricados.
- Tiene buena resistencia superficial.
- Tiene buena resistencia química a la humedad y al calor sin deformarse.
- Tiene buena dureza superficial y estabilidad dimensional.

El polipropileno de bajo costo puesto que puede sinterizarse de materiales petroquímicos que a su vez son más económicos.

Es un material parcialmente cristalino, con una cristalinidad del 65% aproximadamente y con una entalpía, en estado fluido de unos 110j/g. Tiene además, un buen equilibrio de propiedades interesantes para producir muchos productos manufacturados, no se oxida, ni se deteriora, reduce la permeabilidad, tiene alta resistencia a los ambientes alcalinos y ácidos, posee buena tenacidad. Por todo esto, el polipropileno es considerado uno de los plásticos mas competitivos hoy en día.

Los diferentes procesos que se le pueden aplicar al polipropileno, son fundamentalmente inyección, extrusión, moldeo por soplado y calandrado. Es apto para el termo conformado y conformado en frío.

Tabla 26. Propiedades del polipropileno.

Grupo	Resinas poliolefinicas
Símbolo ISO	PP
Especificaciones	DIN 16774-UNI 7055
Estructura molecular	semicristalina
Peso específico	0.90 g/cm ³
Absorción de agua	(24 h – 23° C): 0.01%
Temperatura de ablandamiento	95 – 115 °
Dureza rockwell	65 – 75 escala M
Esfuerzo a la tensión (a la rotura)	30 – 40 N/mm ²
Elongación (a la rotura)	150 – 600 %
Modulo elástico (a la flexión)	1200-1550 N/mm ²

Fuente: Proceso de inyección. Materiales³⁴

Para la contracción de moldes hay que contar con una contracción de 1,2 a 2,5 % en partidas de buena fluidez; de 2 a 3% en partidas de menor fluidez.

POLIETILENO (PE). El polietileno convencional es una resina *termoplástica* de color blanco translucido; de bajo costo; facilidad de procedimiento; excelentes propiedades eléctricas y resistencia química; tenacidad y flexibilidad aún a bajas temperaturas; suficiente transparencia de películas delgadas; inodoro; atóxico; baja permeabilidad al vapor del agua, en comparación a las cualidades los defectos son mínimos y de todas maneras mejorables con la adición adecuada de aditivos y condiciones de procesamientos.

Es flexible y tenaz en condiciones normales ambientales y no se quiebra, pero debajo de cero grados centígrados es frágil y a temperaturas altas su resistencia a la rotura se reduce; a temperatura ambiente no es atacado por ácidos, bases ni sales; con excepcionales propiedades eléctricas; es óptimo aislante para altísimas frecuencias aún en ambientes húmedos; en prolongada exposición a la luz se oxida foto-químicamente ; en películas es ligeramente permeable al vapor del agua y los gases.

³⁴ Enciclopedia dl Plástico. G. G.

El Polietileno destinado al moldeo por inyección y extrusión se expende en forma de gránulos, mientras que para recubrimiento por Lecho Fluidizado se suministra en polvo; se colorea sin dificultad y existen tipos espumables y grados autoextinguibles, el polietileno de alta densidad soporta esfuerzos superiores al del polietileno de baja densidad, pero tiene menor resistencia.

CAUCHO NATURAL. Tradicionalmente los cauchos se han dividido entre los llamados de uso general y los de usos especiales, aunque en ocasiones resulte difícil clasificar un tipo determinado en una categoría o en la otra.

En términos generales podría decirse que los de uso general son el caucho natural y aquellos cauchos sintéticos que compiten con él en la mayoría de sus aplicaciones. Entre ellos figuran, además del poliisopreno sintético (IR), el caucho de poli(butadieno-estireno) (SBR) y el polibutadieno (BR). Son los que se emplean en gran medida en la fabricación de cubiertas de neumáticos.

Los demás cauchos sintéticos se usan principalmente en razón de alguna o algunas características especiales, que los hacen particularmente idóneos para una aplicación determinada, aunque en ocasiones sean de un costo muy superior a los de uso general.

Según las estimaciones del Instituto Internacional de Productores de Caucho Sintético (International Institute of Synthetic Rubber Producer, IISRP), con exclusión de los países de economía planificada gubernamentalmente, el caucho natural es el caucho de mayor demanda para productos de uso general.

Propiedades y aplicaciones. Una característica a la que el caucho natural debe gran parte de sus excelentes propiedades, y que a su vez es consecuencia de su regularidad estructural, es su tendencia a la cristalización. Cuando el caucho natural es estirado, adquiere en parte un carácter cristalino, reconocible por ejemplo por difracción de rayos X. Estas zonas cristalinas, los llamados «cristalitos», actúan reforzando considerablemente el material, y a ello se atribuye la buena tenacidad de las mezclas crudas y la elevada resistencia mecánica de las mezclas sin carga

Respecto a la resistencia al desgaste por abrasión depende, en primer lugar, del tipo de abrasión que se considere. Por ejemplo en mangueras de granallado o en revestimientos de tolvas y conducciones de arena y lodos abrasivos, lo mejor es un material que sea a la vez resistente, blando y elástico, y en este caso el caucho natural ofrece posibilidades inigualables.

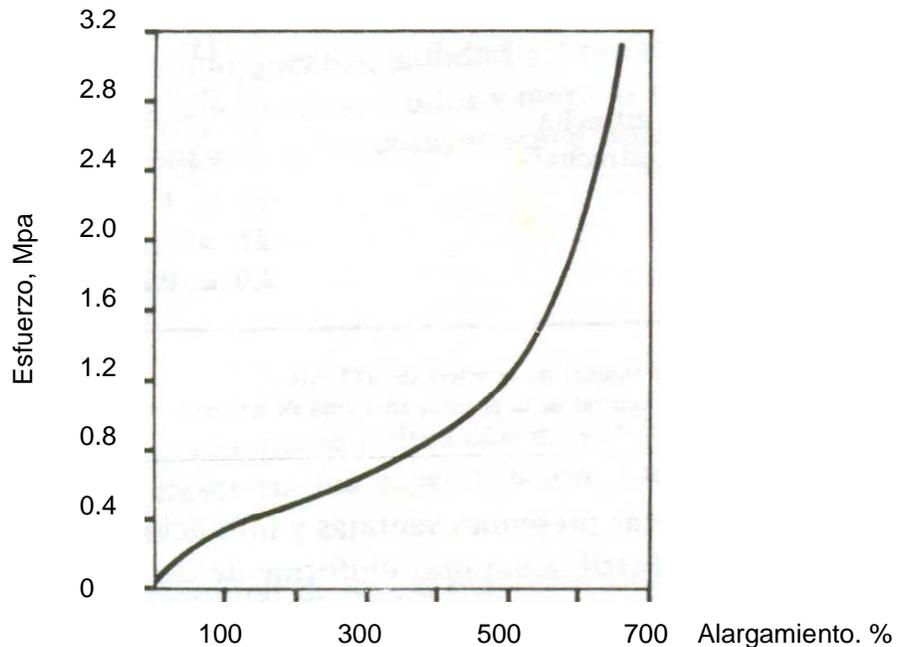
Otra característica destacada de los vulcanizados de caucho natural es su resistencia a la fatiga. En el caso de la fatiga por flexión, su resistencia al agrietamiento es inferior a la del SBR o BR, pero en cambio es mucho mayor su resistencia a la propagación de las grietas iniciadas.

A diferencia de muchos materiales empleados en ingeniería en los que la relación esfuerzo/deformación está representada por una línea recta (ley de **Hooke**), cuya pendiente es el llamado «módulo de elasticidad o modulo de **Young**», en la goma dicha relación adopta la forma de una curva (figura 82). Consecuentemente en el caso de la goma no son suficientes las coordenadas del punto final, esfuerzo y alargamiento en el momento de la rotura, para describir las fases intermedias del proceso, por lo que en tecnología de caucho es muy frecuente medir además los esfuerzos necesarios para producir alargamientos intermedios, por ejemplo, de 100 por ciento, 300 por ciento, 500 por ciento, etc., que con mucha frecuencia se llaman «módulos al X por ciento», aunque se recomienda no emplear la palabra «módulo», que puede inducir a confusión con el módulo de elasticidad, constante característica de otros materiales frecuentemente empleada en cálculos de ingeniería.

NEOPRENO. Es el nombre genérico con que se designan los elastómeros sintéticos a base de cloropreno. Tiene por fórmula C_4H_5Cl , obteniéndose a partir del 2-clorobutadieno.

Los neoprenos constituyen uno de los primeros cauchos sintéticos(1931).Los vulcanizados de neopreno, en todos sus tipos, se asemejan a los del caucho natural en las propiedades físicas básicas; pero son muy superiores en muchas propiedades específicas como la resistencia al deterioro por los aceites, los disolventes, la oxidación, la luz solar, la flexión, el calor y las llamas. La resistencia a las llamas es probablemente su propiedad mas singular, y es debida a su contenido de cloro.

Figura 82. Curva esfuerzo-deformación en tracción, típica de un caucho vulcanizado.



Fuente: Manual de tecnología del caucho³⁵

Goma EVA. Es un compuesto basado en un copolímero, de etileno con acetato de vinilo. El polímero posee propiedades elásticas que se mejoran en una reticulación con peróxidos de la cadena polimérica, y también con la acción de esponjantes que liberan nitrógeno, que forma una espuma con microburbujas que permite que el material sea liviano y de gran resistencia mecánica respecto de su densidad.

3.4.2 Procesos de producción y montaje.

INYECCIÓN. La elaboración de materias termoplásticas por el proceso de inyección ofrece amplias posibilidades de racionalización desde el punto de vista de producción económica, y se extiende a un dilatado campo de aplicación. Las principales ventajas del procedimiento de inyección residen en el ahorro de material, espacio de fabricación y tiempo de producción.

El proceso ofrece entre otras cosas:

³⁵ Consorcio Nacional de Industriales del Caucho.

- Máxima exactitud de forma y dimensiones de las piezas inyectadas.
- Posibilidades de formación de orificios, refuerzos, ajustes y marcas, así como de inserción de elementos de otros materiales, con lo que la producción se hace completa – o las piezas quedan considerablemente listas para el montaje.
- Superficie lisa y limpia de las piezas inyectadas.
- Buenas propiedades de resistencia a pesar de espesores de pared finos, con una configuración de las piezas adecuada al proceso y al material.
- Múltiples posibilidades en cuanto a un ennoblecimiento posterior de las superficies.
- Rápida producción de gran cantidad de piezas en moldes duraderos con una o varias cavidades; esto permite plazos de entrega relativamente cortos y una capacidad de almacenaje reducida.
- Gran aprovechamiento del material empleado; en muchos casos puede efectuarse la trituración de las mazarotas directamente junto a la máquina de producción, mezclando de nuevo la molienda con el granulado fresco.
- Considerado desde el punto de vista puramente tecnológico, hay que valorar como máxima ventaja de la inyección el hecho de que la pieza inyectada queda determinada por el molde en todas sus superficies, en cuanto a forma y dimensiones. En los restantes métodos de elaboración que compiten con la inyección (moldeo en caliente y soplado) las tolerancias de forma y dimensiones quedan determinadas solamente por la superficie de la cavidad del molde o del núcleo. Por ello hay que considerar en estos procesos diferencias en espesor de pared y variaciones en la resistencia mecánica.

Por todas estas ventajas es el proceso de producción más apropiado para la ortesis.

VULCANIZACIÓN. La mayoría de los productos del caucho se vulcanizan bajo presión y alta temperatura. Muchos productos se vulcanizan en moldes y se comprimen en prensas hidráulicas, aunque la presión necesaria para una vulcanización eficaz se puede conseguir sometiendo el caucho a la presión externa o interna del vapor durante el calentamiento.

El buen comportamiento del caucho natural sin y con carga permite obtener gomas con elevadas prestaciones mecánicas en una gama muy amplia de durezas, desde 40 hasta más de 90 IRHD (o grados Shore A). Estas buenas propiedades de resistencia mecánica se mantienen a niveles aceptables en un margen de temperatura más amplio que en el caso de la mayoría de los cauchos

sintéticos. Asimismo, al poder limitar la proporción de carga, se pueden obtener vulcanizados con muy baja histéresis y por ello poca generación de calor en el caso de deformaciones repetidas.

Tabla 27. Sistemas de vulcanización.

Mezcla n. °	1	2	3	4
Sistema vulcanizante	convencional	EV	EV	Semi-EV
Ciclohexilbenzotiacilsulfenamida (CBS)	0.5	3.0	2.2	0.3
Disulfuro de tetrametiltiuram. (TMTD)	-	2.0	1.0	0.4
Azufre	2.5	0.33	0.25	1.2
Prevulcanización Mooney (min a 120° C)	19	8	12	12
tiempo de vulcanización a 140°C, min	30	30	40	30
Tendencia del vulcanizado a eflorescer	ninguna	fuerte	ligera	ninguna
Propiedades originales				
Dureza, IRHD	68	71	61	67
Resistencia a tracción, MPa	29.2	26.6	27.2	29.1
Alargamiento en la rotura, %	490	460	555	490
Módulo al 300%, MPa	8.9	8.6	6.7	9.0
Resistencia al desgarro, kN/m	39	29	-	35
Deformación remanente por compresión, 22 h a 70° C, %	44	17	21	19
Resistencia a fatiga por tracción, Kc	120	39	-	58

Fuente: Manual de tecnología del caucho³⁵

3.5 CARACTERÍSTICAS COMERCIALES.

Si se produce un esguince diario por inversión del pie por cada 10.000 personas, para la población adulta de Bucaramanga (261.694 Fuente: AMB), se estima un promedio de 26 casos de esguince de tobillo diariamente. Esto implica una morbilidad de 780 casos de esguince de tobillo por inversión cada mes.

Teniendo en cuenta estas cifras se propone una producción de 600 unidades (200 de cada talla) para la pre-serie.

³⁵ Consorcio Nacional de Industriales del Caucho.

- Se tendrá en cuenta las siguientes disposiciones:
- Se producirá en tres tallas (S, M y L) para la caña.
- Se producirá en tres tallas (S, M y L) para el pie derecho y para el pie izquierdo.
- Se empacará por separado la caña del pie; el empaque de la caña contendrá la caña y los tres elásticos, y el empaque del pie contendrá el pie y una plantilla para el calzado del pie contrario al afectado.

Tabla 28. Costos de materia prima para una caña.

	Componente	Materia prima	Material x unidad	Costo x unidad	Unidades x producto	
Producción satélite	Caña	polipropileno (pet)	190gr	\$ 3.000	1	\$ 3.000
	Elástico	caucho natural (pasta)		\$ 270	3	\$ 810
	Recubrimiento interno	goma EVA (lamina)	275cm ²	\$46	2	\$92
	Empaque	PVC (lamina)	40cm x 30cm	\$ 2.250	1	\$ 2.250
	Impreso	cartón propalcote	35cm x 20cm	\$ 660	1	\$ 660
Producción interna	Riata	-	80cm	\$200	1	\$200
	Velcro	-	45cm	\$495	1	\$495
	Hilo	-	300cm	\$8	1	\$8
	Pegante	-	82cm ³	\$492	1	\$492
TOTAL						\$8.007

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 29. Costos de insumos para una caña.

Insumo	valor	Vida útil (N° de piezas)	Costo x pieza	Piezas x producto	
Matriz caña	\$2.000.000	1.000	\$2.000	1	\$2.000
Matriz elástico	\$200.000	1.500	\$134	3	\$402
Matriz empaque	\$200.000	10.000	\$20	1	\$20
Troquel recubrimiento interno	\$15.000	5.000	\$3	2	\$6
Aguja	\$1.000	1.000	\$1	1	\$1
TOTAL					\$2.429

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 30. Costo total para una caña.

Caña	
Materia prima	\$8.007
Insumos	\$2.429
TOTAL	\$10.436

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 31. Costos materia prima para un pie.

	Componente	Materia prima	Material x unidad	Costo x unidad	Unidades x producto	
Producción satélite	Pie interno	polipropileno (pet)	50gr	\$ 1.200	1	\$ 1.200
	Pie externo	polipropileno (pet)	70gr	\$ 1.800	1	\$ 1.800
	Seguro lateral	polietileno (pet)	5gr	\$900	2	\$1.800
	Banda de neopreno	neopreno (lamina)	450cm ²	\$ 1.800	1	\$ 1.800
	Empaque	PVC (lamina)	40cm x 30cm	\$ 2.250	1	\$ 2.250
	Impreso	cartón propalcote	35cm x 20cm	\$ 660	1	\$ 660
Producción interna	Remache tubular	-	-	\$ 7	5	\$35
	Resorte	-	-	\$ 200	2	\$400
	Seguro posterior	-	-	\$ 300	1	\$ 300
	Pasador	-	1,6cm	\$21	2	\$42
	Velcro	-	5cm	\$55	1	\$55
	Hilo	-	100cm	\$3	1	\$3
	Pegante	-	88,4cm ³	\$531	1	\$531
TOTAL						\$10.876

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 32. Costos insumos para un pie.

Insumo	valor	Vida util (N° de piezas)	Costo x pieza	Piezas x producto	
Matriz pie externo	\$1.000.000	1.000	\$1.000	1	\$1.000
Matriz pie interno	\$1.000.000	1.000	\$1.000	1	\$1.000
Matriz seguro lateral	\$400.000	1.000	\$400	2	\$800

Matriz empaque	\$200.000	10.000	\$20	1	\$20
Troquel banda de neopreno	\$20.000	5.000	\$4	1	\$4
Aguja	\$1.000	1.000	\$1	1	\$1
TOTAL					\$2.825

Fuente: Recopilación del autor.

Tabla 33. Costo total para un pie.

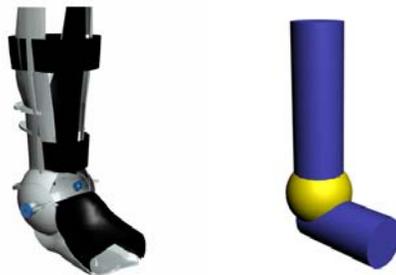
Pie	
Materia prima	\$10.876
Insumos	\$2.825
TOTAL	\$13.701

Fuente: Recopilación del autor.

3.6 CONCEPTO FORMAL.

Se manejaron las combinaciones de formas simples; la esfera y el cilindro derivados de la extremidad inferior (cilindro) y del mecanismo de la rotula sobre el tobillo (esfera).

Figura 83. Abstracción formal de la ortesis.



Fuente: Los autores.

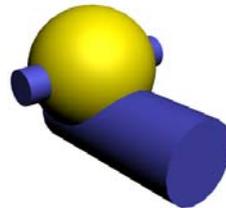
De esta manera se combinaron los diferentes componentes de la ortesis:

Figura 84. Abstracción formal corazas.



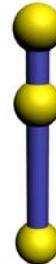
Fuente: Los autores.

Figura 85. Abstracción formal del pie.



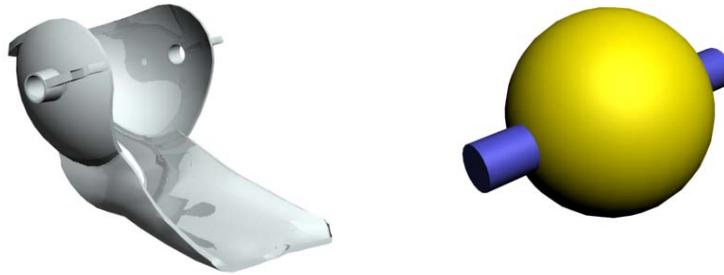
Fuente: Los autores.

Figura 86. Abstracción formal del elástico.



Fuente: Los autores.

Figura 87. Abstracción formal de los seguros.

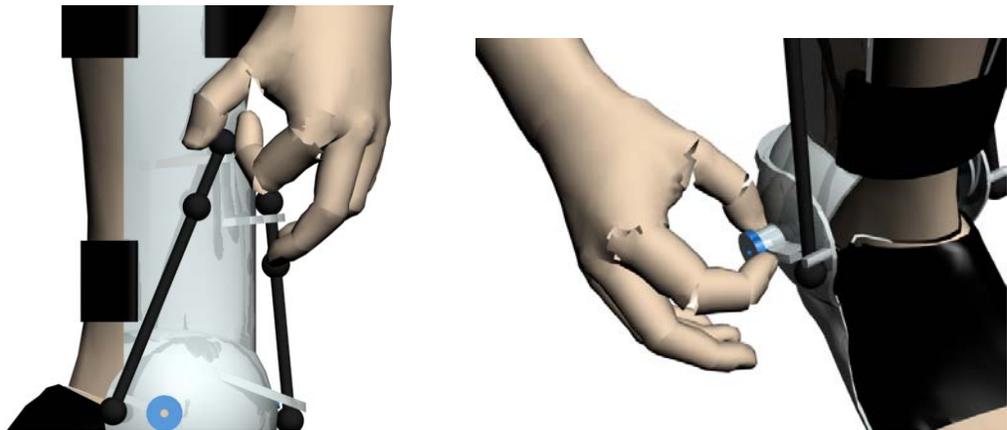


Fuente: Los autores.

De igual manera se aprovecharon dichas formas para adaptarlas como sistemas de control (Figura 88). En las cabezas de agarre para los elásticos y en las perillas de los seguros.

Parte del dominio del polipropileno sobre los artículos de ortopedia se debe a su color natural que es un blanco semitransparente que denota higiene y limpieza, poco peso.

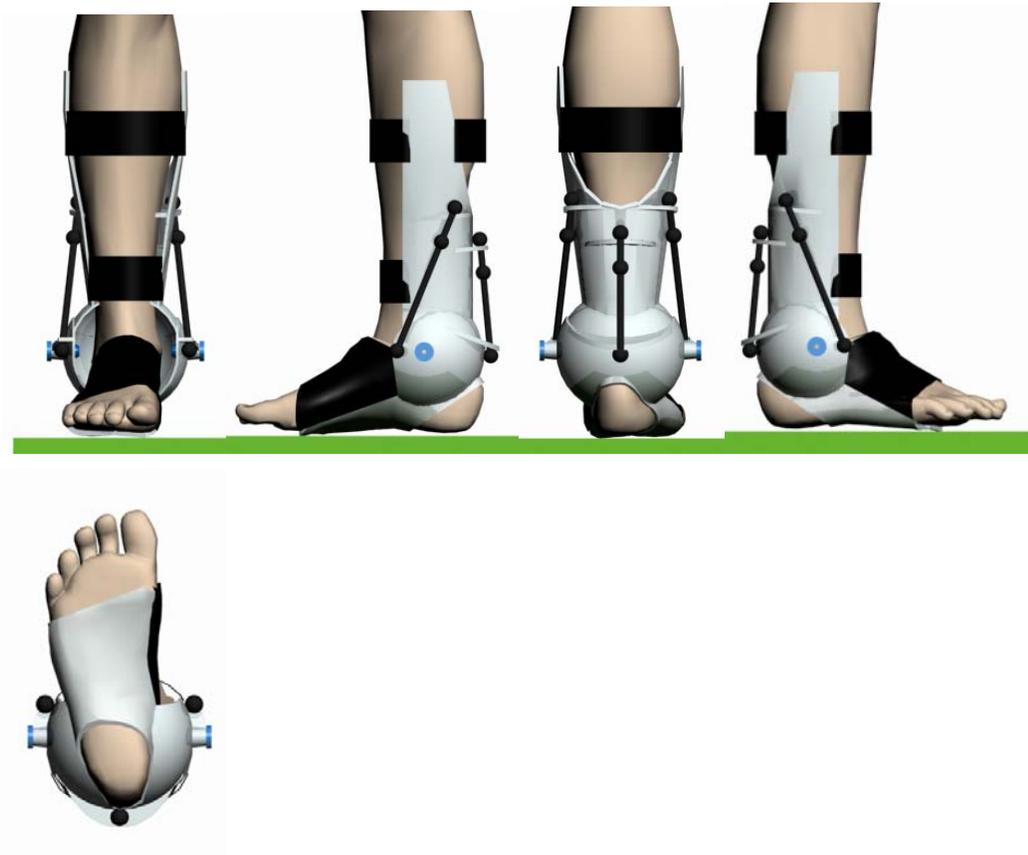
Figura 88. Agarre de los sistemas de control.



Fuente: Los autores.

El contraste de color en las perillas y en el pin que aseguran la articulación.

Figura 89. Vistas de la ortésis.



Fuente: Los autores.

Los factores principales que influyeron en la forma final del producto son:

Estructurabilidad, producción y costos

Mecanismo de articulación (rotula).

Adaptación antropomórfica al usuario.

5. CONCLUSIONES

En base a la experimentación realizado a un paciente utilizando el modelo funcional desarrollado en el proceso de diseño, se concluye:

Al reducir, de cinco a dos semanas el tiempo de inmovilización, el paciente presento un grado de movilidad 2- (mal-).

La ortesis al integrar los elementos necesarios para realizar las terapias de movilidad y de potencia, logro que el paciente evolucionara al 100% de su capacidad normal en diez días de terapias.

La ortesis al permitir los movimientos del tobillo de manera resistida, contribuyo a generar la protección y seguridad que el paciente necesito para desarrollar sus actividades sin temor a lastimarse.

La ortesis al integrar los elementos necesarios para realizar las terapias de movilidad y de potencia en casa, incentivo al paciente para que las llevara a cabo en cualquier momento del día.

Factores como la posibilidad de marchar normalmente, y de usar prendas y calzado de uso cotidiano fueron características que el paciente valoro en esta propuesta.

Los materiales utilizados en el modelo funcional no produjeron consecuencias dermatológicas al paciente.

La geometría de las estructuras rígidas de la ortésis protegieron la lesión contra impactos involuntarios.

La posibilidad de abrir la banda de neopreno para visualizar el área de la lesión sin necesidad de retirar la ortésis de la pierna, proporciono una ventaja frente otros sistemas de inmovilización.

Los elementos de ajuste y la configuración de la ortesis, permitió una conveniente postura y retiro sobre la pierna.

Los procesos de inyección de polipropileno, inyección de polietileno, vulcanización de caucho, troquelado, corte y confección que se proponen para la producción de la ortésis, son realizados en Bucaramanga.

6. RECOMENDACIONES

El proceso de experimentación para este proyecto requiere de un mayor número de pacientes, así como un seguimiento después de terminado el tratamiento, para saber si el paciente sufre reincidencias de la lesión.

La exploración de otros materiales para la elaboración de este tipo de productos que mejoren sus propiedades funcionales y que se adecuen mejor a los factores de producción y comercialización.

Se requiere de una muestra antropométrica, midiendo la altura del tobillo, tanto la del maleólo interno como la del maleólo externo, y tomando del resultado el percentil 50 para establecer la altura del eje mecánico del tobillo.

BIBLIOGRAFIA

CALZADO, Bloque modular 1 : Preparación de Materiales, Modulo institucional 1 : Conocimientos Generales para el montaje de calzado. Bogotá : Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA). s.f. p. 9-37.

EINSINGBACH, Thomas. La Recuperación Muscular : en la fisioterapia y en la rehabilitación. Barcelona : Paidotribo, 1996. p. 11-24, 46-61.

GEISTNER B., Jochen. Conceptos de Ortopedia. Cali : U. Del Valle, 1998. p. 23-34.

GOLDCHER, A.. Podología. Barcelona : Masson, 1992. p. 3-21, 139-145.

KAPANDJI, A. I.. Fisiología Articular. Madrid : Médico Panamericana, 1998. v. 2, p. 146-152, 161-169, 198-199, 218-224, 236, 255-266

MCRAE, Ronald. Ortopedia y Fracturas : Exploración y Tratamiento. s.l : Marban, 1996. p. 30-40.

MINK, Walter. El plástico en la industria : tratado practico. 2 ed. México : Gustavo Gili, 1991. p. 15-20, 63-65.

RODRÍGUEZ, Gerardo. Manual del Diseño Industrial : curso básico. 3 ed. México : Gustavo Gili, s.f.. 165 p.

ROYO, Joaquin. Manual de tecnología del caucho. 2 ed. Barcelona : Reclamo técnico, 1980. p. 20-24, 220-231.

VILADOT PERICE, A.. Quince lecciones sobre patología del pie. Barcelona : Toray, 1989. p. 1-43.

VILADOT, R., COHI and O., CLAVEL S.. Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor : Extremidad inferior. Madrid : Masson, 1999. v. 2, p. 33-49, 160-163.

WILSON, J. N and CH. M., F. R. C. S. Fracturas y Heridas Articulares. Barcelona : Salvat, 1980. p. 1031-1085.

http://www.acortec.es/productos_ortesis.htm

http://www.apma.org/espanol/es_orthotics.htm

<http://www.ortofarma.com/catalogo.asp?tipo=1&grupo=85>

<http://www.ortoplast.com/miembroinferior.htm>

<http://www.medynet.com/elmedico/aula2003/tema2/trauma4.htm>

<https://www2.seguridad.com/edelweiss/secure/cat2/protect/ortesis.htm>

<http://ce-atl.posgrado.unam.mx/cidiweb/acad/tesis/ortesis/ortesis.html>

ANEXO A

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
S96.2	y del tobillo
S96.7	Traumatismo de tendones y músculos intrínsecos a nivel del pie y del tobillo
S96.8	Traumatismo de múltiples tendones y músculos a nivel del pie y del tobillo
S96.9	Traumatismo de otros tendones y músculos a nivel del pie y del tobillo
	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

ANEXO B

TEST DE MOVILIDAD

Flexión plantar del tobillo (gemelos y sóleo)

Test para el gemelo y el sóleo

Posición del paciente: De pie sobre el miembro que se explora, con la rodilla extendida. Es probable que el paciente requiera un soporte externo; no deben utilizarse más de uno o dos dedos apoyados sobre una mesa (u otra superficie), sólo para ayudar a mantener el equilibrio (Figura 1).

Figura 1. Posición en el test para el gemelo y el sóleo



Fuente: Pruebas funcionales musculares.²⁷

Test: El paciente eleva el talón del suelo repetidamente, completando la amplitud de la flexión plantar.

Puntuación

²⁷ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Grado 5 (normal): El paciente realiza correctamente un mínimo de 20 elevaciones del talón, completando el movimiento, sin descansar entre los ejercicios y sin fatiga. (20 elevaciones del talón corresponden a más del 60% de la actividad electromiográfica máxima de los flexores plantares)

Grado 4 (bien): Se asigna cuando el paciente realiza un número de elevaciones entre 10 y 19, sin descansar entre los ejercicios y sin fatiga. Sólo se asigna si el paciente realiza correctamente el ejercicio en todas las repeticiones. Cualquier fallo al completar la amplitud de movimiento en un ejercicio determinado implica automáticamente realizar el test para el grado inferior.

Grado 3 (regular): El paciente realiza entre 1 y 9 elevaciones correctamente, sin descansar y sin fatiga.

Cuando el paciente de pie no puede completar, al menos, una elevación con la amplitud correcta, el grado debe ser inferior a 3 (regular). Independientemente de la resistencia, si por cualquier razón se realiza la prueba en una posición distinta a la de bipedestación, el grado también debe ser inferior a 3.

Grado 2 (mal)

Test en bipedestación

Posición del paciente: De pie, sobre el miembro que se va a explorar, con la rodilla en extensión y guardando el equilibrio con el apoyo de dos dedos sobre una superficie.

Posición del fisioterapeuta: De pie o sentado, observando lateralmente la extremidad que se va a examinar.

Test: El paciente intenta elevar el talón del suelo, recorriendo la amplitud completa de la flexión plantar (Figura 1).

Puntuación

Grado 2+ (mal +): El paciente apenas eleva el talón del suelo y no puede lograr de puntillas la posición final de la prueba.

Nota: Este caso constituye una excepción para la utilización de la puntuación 2+ (mal +). No existe grado 2 en la posición de bipedestación.

Test en decúbito prono

Posición del paciente: Decúbito prono, con el pie sobresaliendo de la mesa.

Posición del fisioterapeuta: De pie en el extremo de la mesa, frente al pie que va a ser examinado. Una mano se coloca por debajo y alrededor de la pierna, inmediatamente por encima del tobillo (Figura 2). El talón y la palma de la mano que aplican la resistencia se colocan contra la superficie plantar, a nivel de las cabezas de los metatarsianos.

Figura 2. Posición en el test en decúbito prono.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.²⁸

Test: El paciente realiza la flexión plantar del tobillo, completando el movimiento. La resistencia manual se aplica hacia abajo y hacia adelante, en el sentido de la dorsiflexión.

Puntuación

²⁸ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Grado 2+ (mal): El paciente realiza el movimiento completo de flexión plantar y se mantiene frente a la máxima resistencia.

Grado 2 (mal): El paciente realiza el movimiento completo de flexión plantar, pero no tolera ninguna resistencia.

Grado 2-(mal-): El paciente sólo realiza un movimiento de amplitud parcial.

Grado 1 (escaso) y grado 0 (nulo)

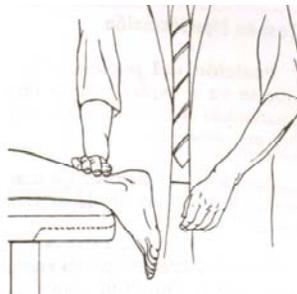
Posición del paciente: Decúbito prono, con los pies sobresaliendo del borde de la mesa.

Posición del fisioterapeuta: De pie, en el extremo de la mesa, frente a la extremidad a examen. Una mano palpa la actividad del gemelo-sóleo, detectando la contracción del tendón de Aquiles, inmediatamente por encima del calcáneo (Figura 3). Los vientres musculares de ambos músculos también pueden ser palpados.

Test: El paciente intenta realizar la flexión plantar del tobillo.

Instrucciones al paciente: «Dirija los dedos de los pies hacia abajo, como un bailarín de puntillas.»

Figura 3. Posición en el test en decúbito prono.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.²⁹

²⁹ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Test: El paciente intenta realizar la flexión plantar del tobillo.

Instrucciones al paciente: «Dirija los dedos de los pies hacia abajo, como un bailarín de puntillas.»

Puntuación

Grado 1 (escaso): El tendón refleja cierta actividad contráctil del músculo, pero no se produce ningún movimiento. Puede palpase actividad contráctil en los vientres musculares.

La mejor localización de la palpación del gemelo es en la mitad de la pantorrilla, con el pulgar y los dedos a cada lado de la línea media, pero por encima del Sóleo. La palpación del sóleo se realiza mejor sobre la superficie posterolateral de la parte distal de la pantorrilla. En la mayor parte de los pacientes con puntuación superior al grado 3 en la pantorrilla se pueden observar y diferenciar ambos músculos durante la flexión plantar, ya que aparecen bien definidos. ,

Grado 0 (nulo): No se detecta ninguna actividad contráctil.

FLEXIÓN PLANTAR, SÓLO SÓLEO

Todos los músculos flexores plantares son activos en todas las posiciones de la exploración de la flexión plantar; por tanto, no es posible realizar un verdadero aislamiento del sóleo. Si se realiza la exploración de pie con la pierna flexionada, se produce una disminución del 70% de la actividad del gemelo. Éste es el modo de interpretar el test realizado para aislar el sóleo.

Grado 5 (normal), grado 4 (bien) y grado 3 (regular)

Posición del paciente: De pie sobre el miembro que se explora, con la rodilla ligeramente flexionada (Figura 4). Puede utilizar uno o dos dedos apoyados sobre una mesa (u otra superficie), para ayudar a mantener el equilibrio.

Figura 4. Posición en el test en flexión plantar solo soleo.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³⁰

Test: El paciente eleva el talón del suelo repetidamente, completando la amplitud de la flexión plantar y manteniendo flexionada la rodilla(Figura 4). Debe realizar veinte (20) elevaciones correctas consecutivamente, sin descansar y sin demasiada fatiga.

Puntuación

Grado 5 (normal): El paciente realiza correctamente un mínimo de 20 elevaciones del talón, completando el movimiento, sin descansar entre los ejercicios y sin fatiga.

Grado 4 (bien): Se asigna cuando el paciente realiza un número de elevaciones entre 10 y 19, sin descansar entre los ejercicios y sin fatiga.(Figura 4).

³⁰ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Grado 3 (regular): El paciente realiza entre 1 y 9 elevaciones correctamente, con la rodilla flexionada.

Nota: Cuando el paciente no puede completar todas las elevaciones con la amplitud correcta, el grado debe ser inferior a 3 (regular). Cuando el paciente no puede mantenerse en bipedestación por cualquier causa, la puntuación asignada debe ser inferior a 2.

Grado 2 (mal), grado 1 (escaso) y grado O (nulo)

Posición del paciente: Decúbito prono, con la rodilla flexionada 90°.

Posición del fisioterapeuta: De pie, al lado del paciente. La resistencia se aplica con el talón de la mano colocado por debajo de la superficie plantar del empeine, en el sentido de dorsiflexión.

Test: El paciente realizar la flexión plantar del tobillo, mientras mantiene flexionada la rodilla.

Instrucciones al paciente: «Dirija los dedos del pie hacia el techo.»'

Puntuación

Grado 2+ (mal +): El paciente realiza el movimiento completo de flexión plantar frente a la máxima resistencia.

Grado 2 (mal): El paciente realiza el movimiento completo de flexión plantar, pero no tolera ninguna resistencia.

Grado 2-(mal-): El paciente sólo realiza un movimiento de amplitud parcial, con la rodilla flexionada.

Grados 1 (escaso) y O'(nulo): Cuando es posible palpar cierta actividad contráctil o tensión del tendón de Aquiles, se asigna el grado 1. En el grado O no se detecta ninguna actividad contráctil.

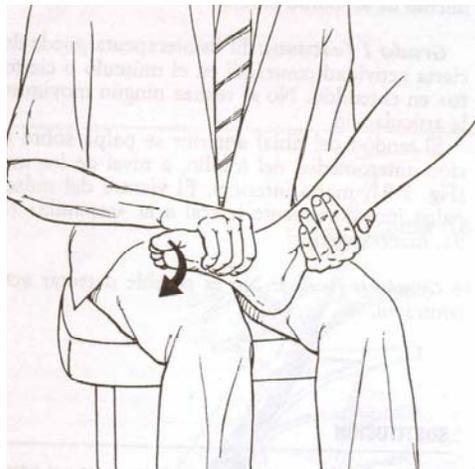
DORSIFLEXIÓN E INVERSIÓN DEL PIE (TIBIAL ANTERIOR)

Todos los grados, desde 5 (normal) a 0 (nulo)

Posición del paciente: Sentado. De forma alternativa, el paciente puede colocarse en decúbito supino.

Posición del fisioterapeuta: Sentado sobre un taburete, frente al paciente, con el talón del paciente apoyado en su muslo. Una mano se coloca alrededor de parte posterior de la pierna, inmediatamente por encima de los maléolos, para los grados 5, 4 Y 3 (Figura 5). La mano que aplica la resistencia, para los mismos grados, se sitúa sobre la porción dorsomedial del pie(Figura 5).

Figura 5. Posición en el test en dorsiflexión e inversión del pie.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³¹

Test: El paciente realiza la dorsiflexión del tobillo e invierte el pie, manteniendo los dedos relajados.

Puntuación

³¹ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Grado 5 (normal): El paciente realiza el movimiento completo y se mantiene frente a la máxima resistencia.

Grado 4 (bien): El paciente realiza el movimiento completo frente a una resistencia de fuerte a moderada.

Grado 3 (regular): El paciente realiza el movimiento completo y mantiene la posición final, sin tolerar ninguna resistencia (Figura 6).

Grado 2 (mal): El paciente sólo realiza un movimiento de amplitud parcial.

Grado 1 (escaso): El fisioterapeuta puede detectar cierta actividad contráctil en el músculo o cierto «salto» en el tendón. No se realiza ningún movimiento en la articulación.

El tendón del tibial anterior se palpa sobre la porción anteromedial del tobillo, a nivel de los maleolos (Figura 7, mano inferior). El vientre del músculo se palpa inmediatamente lateral a la «espinilla» (Figura 7, mano superior).

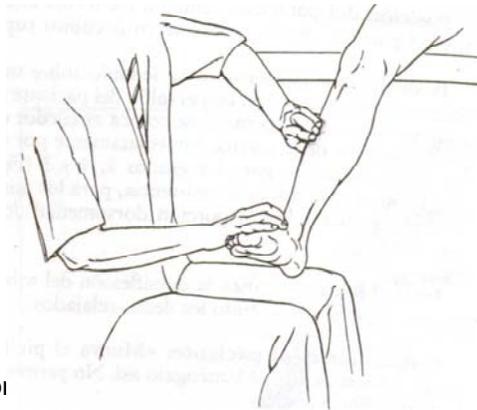
Figura 6. Posición en el test en dorsiflexión e inversión del pie.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³²

³² HISLOP, Helen. Ed. Marban

Figura 7. Palpación en el test en dorsiflexión e inversión del pie.



Fuente: Pruebas funcionales

Grado 0 (nulo): No es posible detectar actividad contráctil.

INVERSION DEL PIE (Tibial posterior)

Grados 5 (normal) a 2 (mal)

Posición del paciente: Sentado, con el tobillo colocado en ligera flexión plantar.

Posición del fisioterapeuta: Sentado sobre un taburete, frente al paciente o en el lado de la extremidad que se explora. Una mano se utiliza para estabilizar el tobillo, inmediatamente por encima de los maleólos (Figura 8). La mano que aplica la resistencia se sitúa sobre la porción dorsomedial del pie, a nivel de las cabezas de los metatarsianos. La resistencia se aplica en el sentido de eversión y ligera dorsiflexión.

³³ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Figura 8. Posición en el test en dorsiflexión e inversión del pie.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³⁴

Test: El paciente invierte el pie, realizando el movimiento completo.

Puntuación

Grado 5 (normal): El paciente realiza el movimiento completo y se mantiene frente a la máxima resistencia.

Grado 4 (bien): El paciente realiza el movimiento completo frente a una resistencia de fuerte a moderada.

Grado 3 (regular): El paciente realiza el movimiento completo (Figura 9).

³⁴ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Figura 9. Posición en el test de inversión del pie



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³⁵

Grado 2 (mal): El paciente sólo realiza un movimiento de amplitud parcial.

Grado 1 (escaso) y grado 0 (nulo)

Posición del paciente: Sentado o en decúbito supino.

Posición del fisioterapeuta: Sentado sobre un taburete o de pie frente al paciente. Palpa el tendón del tibial posterior entre el maleólo medial y el hueso escafoides (Figura 10). De forma alternativa, palpa el tendón por encima del maleólo.

Figura 10. Palpación en el test de inversión del pie.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³⁶

³⁵ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Test: El paciente intenta invertir el pie.

Puntuación

Grado 1 (escaso): El tendón saltará cuando existe cierta actividad contráctil en el músculo. Cuando es posible palpar la actividad, pero existe ausencia de movimiento en la articulación, se asigna el grado 1.

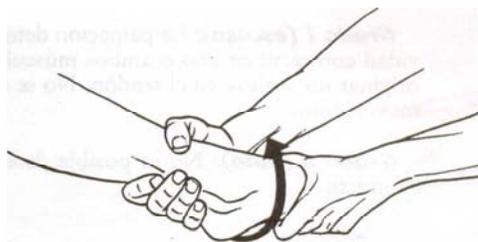
Grado 0 (nulo): No es posible detectar actividad contráctil.

EVERSION DEL PIE, CON FLEXION PLANTAR O DORSIFLEXION (Peroneo lateral largo y peroneo lateral corto)

Grados 5 (normal) a 2 (mal)

Posición del paciente: Sentado, con el tobillo en posición de equilibrio (postura intermedia entre la dorsiflexión y la flexión plantar) (Figura 11). De forma alternativa, el paciente puede colocarse en decúbito supino.

Figura 11. Resistencia en el test en el sentido de inversión.



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³⁷

³⁶ HISLOP, Helen. Ed. Marban

³⁷ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Posición del fisioterapeuta: Sentado sobre un taburete, frente al paciente, o de pie, en el extremo de la mesa, cuando éste está en decúbito supino. Una mano se coloca alrededor de la parte posterior de la pierna, inmediatamente por encima de los maleólos, para la estabilización. La mano que aplica la resistencia se sitúa sobre la porción dorsolateral del pie (Figura 11). La resistencia se aplica en el sentido de la inversión y ligera dorsiflexión.

Test: El paciente realiza la eversión del pie, con depresión de la cabeza del primer metatarsiano y ligera flexión plantar.

Puntuación

Grado 5 (normal): El paciente realiza el movimiento completo y se mantiene frente a la máxima resistencia.

Grado 4 (bien): El paciente realiza el movimiento completo frente a una resistencia de fuerte a moderada.

Grado 3 (regular): El paciente realiza el movimiento completo y mantiene la posición final, sin tolerar ninguna resistencia (Figura 6).

Grado 2 (mal): El paciente sólo realiza un movimiento de amplitud parcial.

Grado 1 Y grado 0 (nulo)

Posición del paciente: Sentado o decúbito supino.

Posición del fisioterapeuta: Sentado sobre un taburete bajo o de pie en el extremo de la mesa.

Para palpar el peroneo lateral largo se colocan los dedos sobre la porción lateral de la pierna, por encima del tercio superior, inmediatamente por debajo de la cabeza del peroné. Puede detectarse el tendón del músculo, posterior al maleólo lateral, pero por detrás del tendón del peroneo lateral corto.

Para palpar el tendón del peroneo lateral corto se coloca el dedo índice por encima del tendón, cuando se dirige hacia adelante desde detrás del maleólo lateral, proximal a la base del quinto metatarsiano (Figura 12). El vientre del peroneo lateral corto se palpa sobre la superficie lateral de la porción distal de la pierna, por encima del peroné.

Figura 12. Palpación en el test de eversión del pie,



Fuente: Pruebas funcionales musculares.³⁸

Puntuación

Grado 1 (escaso): La palpación detecta cierta actividad contráctil en uno o ambos músculos, que puede originar un «salto» en el tendón. No se realiza ningún movimiento.

Grado 0 (nulo): No es posible detectar actividad contráctil.

Aislamiento del peroneo lateral largo

Se aplica una resistencia contra la superficie plantar de la cabeza del primer metatarsiano, en inversión y dorsiflexión.

³⁸ HISLOP, Helen. Ed. Marban

Eversión del pie con dorsiflexión

Cuando el peroneo anterior existe, puede explorarse pidiendo al paciente que realice una eversión y dorsiflexión del pie. No obstante, en este movimiento participa el extensor común largo de los dedos.

El tendón del peroneo anterior puede ser palpado sobre la porción lateral del dorso del pie, donde se sitúa, lateral al tendón del extensor común largo de los dedos, alejándose hacia el dedo pequeño del pie.

ANEXO C

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

Día___ Mes___ Año___

NOMBRE: _____

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres ___ dos ___ una ___ ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres ___ dos ___ una ___ ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si ___ No ___
5. Porqué no las completó? _____
6. Qué actividades habituales no ha podido realizar? _____

Confort

7. Ha sentido calor? Nada ___ Poco ___ Mucho ___
8. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha ___
9. Siente presión? Nada ___ Poca ___ Mucha ___
10. Donde siente la presión? _____
11. Molestias al dormir? Si ___ No ___
12. Molestias al caminar? Si ___ No ___
13. Se ha podido colocar zapatos? Si ___ No ___ Con dificultad ___
14. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No ___
15. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

16. Presenta irritación? Si ___ No ___
17. Donde? _____
18. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No ___
19. Donde? _____

Protección de la lesión

20. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No ___
21. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No ___

ANEXO D

EXPERIMENTO 1

Comprensión del sistema.

Fecha: Agosto 23 de 2005

Usuario: Medico especialista en ortopedia

OBSERVACIONES DURANTE EL EXPERIMENTO:

El medico especialista en ortopedia tomo el modelo funcional y lo coloco al paciente de la siguiente forma:

Con el paciente sentado en la camilla y la pierna semi-flexionada, coloco el modelo funcional en la parte posterior de la pierna del paciente, y lo coloco sobre la pierna.

Procedió a realizar el ajuste del modelo funcional; primero ajusto la parte de la caña, comenzando por la correa que se encuentra a la altura de la pierna media, después la que esta a la altura del tobillo y por ultimo ajusto la banda de neopreno que esta sobre el pie.

OBSERVACIONES DEL MEDICO ESPECIALISTA:

El medico especialista realizo los siguientes comentarios sobre el modelo funcional de la ortesis:

"El ajuste de neopreno sobre el pie es una buena opción para el control del edema por que me permite ir ajustando a medida que se desinflama el tobillo."

" La visibilidad de la lesión no es mucha por que no basta con abrir el neopreno, debo quitar la ortesis para poder mirar el estado del tobillo en su totalidad."

" La colocación y el retiro de la ortesis me parece que es muy adecuado por que solo debo soltar las correas, a diferencia del yeso, donde se debe cortar la bota para poder retirarla."

ANEXO E.

EXPERIMENTO 2.

Rehabilitación de la lesión

Usuario: Fisioterapeuta

El experimento 2 se realizo cada dos días al comienzo de las sesiones de fisioterapia.

OBSERVACIONES DURANTE EL EXPERIMENTO:

OBSERVACIÓN 1: Agosto 24 de 2005

El paciente acude a su primera sesión de fisioterapia donde la fisioterapeuta realiza el test de movilidad para conocer el estado del paciente e iniciar la segunda fase del tratamiento (terapia de movilidad).

La fisioterapeuta evalúa al paciente tomando como marco de referencia el test de movilidad realizado en el tobillo del pie sano para determinar sus rangos de movilidad normal.

Después retira la ortésis y observa el área de la lesión, esta no presenta coloración pero aun presenta una leve inflamación.

DESARROLLO DEL TEST DE MOVILIDAD 1.

Flexión plantar de tobillo (test en decúbito prono). Gemelos y soleo.

El paciente solo realizo movimiento de amplitud parcial.

Puntuación: grado 2- (mal-).

Flexión plantar (test en decúbito prono). Solo soleo.

El paciente realizo movimiento de amplitud parcial.

Puntuación: grado 2- (mal-).

Flexión dorsal e inversión del pie (test sentado). Tibial anterior.

El paciente solo realizo movimiento de amplitud parcial.

Puntuación: grado 2 (mal).

Inversión del pie (test sentado). Tibial posterior.

El paciente solo realizo movimiento de amplitud parcial.

Puntuación: grado 2 (mal).

Eversión del pie con flexión dorsal o plantar (test sentado). Peroneo lateral largo y peroneo lateral corto.

El paciente solo realizo movimiento de amplitud parcial.

Puntuación: grado 2 (mal).

OBSERVACIÓN DEL FISIOTERAPEUTA:

El paciente presenta dolor al realizar el test. Presenta una condición normal para un paciente con dos semanas de inmovilización de tobillo.

TERAPIA PARA EL HOGAR:

Dibujar el abecedario con los dedo gordo del pie y realizar este ejercicio tres veces al día.

OBSERVACIÓN 2: Agosto 26 de 2005

DESARROLLO DEL TEST DE MOVILIDAD 2.

Flexión plantar de tobillo (test en decúbito prono). Gemelos y soleo.

El paciente realizó el movimiento completo de flexión plantar pero no tolera resistencia.

Puntuación: grado 2 (mal).

Flexión plantar (test en decúbito prono). Solo soleo.

El paciente realizó el movimiento completo de flexión plantar pero no tolera resistencia.

Puntuación: grado 2 (mal).

Flexión dorsal e inversión del pie (test sentado). Tibial anterior.

El paciente realizó el movimiento completo y mantiene la posición pero sin tolerar ninguna resistencia.

Puntuación: grado 3 (regular).

Inversión del pie (test sentado). Tibial posterior.

El paciente realizó el movimiento completo.

Puntuación: grado 3 (regular).

Eversión del pie con flexión dorsal o plantar (test sentado). Peroneo lateral largo y peroneo lateral corto.

El paciente realizó el movimiento completo y mantiene la posición pero sin tolerar ninguna resistencia.

Puntuación: grado 3 (regular).

OBSERVACIÓN DEL FISIOTERAPEUTA:

El paciente presenta dolor al realizar el test.

TERAPIA PARA EL HOGAR:

Ejercicios de flexión dorsal, 10 repeticiones con nivel moderado de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicios de flexión plantar, 10 repeticiones con nivel moderado de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Realizar estas sesiones tres veces al día.

OBSERVACIÓN 3: Agosto 28 de 2005

DESARROLLO DEL TEST DE MOVILIDAD 3.

Flexión plantar de tobillo (test en decúbito prono). Gemelos y soleo.

El paciente realizó el movimiento completo de flexión plantar y se mantiene frente a resistencia moderada.

Puntuación: grado 2+ (mal+).

Flexión plantar de tobillo (test en bipedestación). Gemelos y soleo.

El paciente apenas elevó el talón y no logró posición de puntillas.

Puntuación: grado 2+ (mal+).

Flexión plantar (test en decúbito prono). Solo soleo.

El paciente solo realizó movimiento completo de flexión plantar y se mantiene frente a resistencia moderada.

Puntuación: grado 2+ (mal+).

Flexión plantar de tobillo (test en bipedestación con rodilla flexionada). Solo soleo.

El paciente apenas elevó el talón y no logró posición de puntillas.

Puntuación: grado 2+ (mal+).

Flexión dorsal e inversión del pie (test sentado). Tibial anterior.

El paciente realizó el movimiento completo y mantiene la posición pero sin tolerar ninguna resistencia.

Puntuación: grado 3 (regular).

Inversión del pie (test sentado). Tibial posterior.

El paciente realizó el movimiento completo.

Puntuación: grado 3 (regular).

Eversión del pie con flexión dorsal o plantar (test sentado). Peroneo lateral largo y peroneo lateral corto.

El paciente realizó el movimiento completo y mantiene la posición pero sin tolerar ninguna resistencia.

Puntuación: grado 3 (regular).

OBSERVACIÓN DEL FISIOTERAPEUTA:

El paciente no presenta dolor al realizar el test.

TERAPIA PARA EL HOGAR:

Ejercicios de flexión dorsal, 20 repeticiones con nivel fuerte de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicios de flexión plantar, 20 repeticiones con nivel fuerte de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicio de inversión, 10 repeticiones con nivel moderado de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicio de eversión, 10 repeticiones con nivel moderado de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Realizar estas sesiones tres veces al día.

OBSERVACIÓN 4: Agosto 30 de 2005

DESARROLLO DEL TEST DE MOVILIDAD 4.

Flexión plantar de tobillo (test en bipedestación). Gemelos y soleo.

El paciente realizó cinco elevaciones correctamente sin descansar y sin fatiga.

Puntuación: grado 3 (regular).

Flexión plantar de tobillo (test en bipedestación con rodilla flexionada). Solo soleo.

El paciente realizó cinco elevaciones correctamente sin descansar y sin fatiga.

Puntuación: grado 3 (regular).

Flexión dorsal e inversión del pie (test sentado). Tibial anterior.

El paciente realizó el movimiento completo frente a una resistencia fuerte.

Puntuación: grado 4 (bien).

Inversión del pie (test sentado). Tibial posterior.

El paciente realizó el movimiento completo frente a una resistencia fuerte.

Puntuación: grado 4 (bien).

Eversión del pie con flexión dorsal o plantar (test sentado). Peroneo lateral largo y peroneo lateral corto.

El paciente realizó el movimiento completo frente a una resistencia fuerte.

Puntuación: grado 4 (bien).

OBSERVACIÓN DEL FISIOTERAPEUTA:

El paciente presenta una mayor evolución a la de otros pacientes.

El paciente realizo completamente los ejercicios para el hogar.

TERAPIA PARA EL HOGAR:

Ejercicios de flexión dorsal, 30 repeticiones con nivel fuerte de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicios de flexión plantar, 30 repeticiones con nivel fuerte de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicio de inversión, 20 repeticiones con nivel fuerte de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Ejercicio de eversión, 20 repeticiones con nivel fuerte de resistencia. Repetir tres veces con intervalos de cinco minutos.

Realizar estas sesiones tres veces al día.

Resumen de los resultados de las terapias.

	Test de movilidad	Resultado 1	Resultado 2	Resultado 3	Resultado 4
Flexión plantar del tobillo.	Test en decúbito prono	2- (mal-)	2 (mal)	2+ (mal+)	
Gemelos y soleo	Test en bipedestación	-		2+ (mal+)	3 (regular)
Flexión plantar del tobillo.	Test en decúbito prono	2- (mal-)	2 (mal)	2+ (mal+)	

Solo soleo	Test en bipedestación	-		2+ (mal+)	3 (regular)
Flexión dorsal e inversión.	Test sentado	2 (mal)	3 (regular)	3 (regular)	4 (bien)
Inversión.	Test sentado	2 (mal)	3 (regular)	3 (regular)	4 (bien)
Eversión con flexión plantar o dorsal.	Test sentado	2 (mal)	3 (regular)	3 (regular)	4 (bien)

OBSERVACIONES DEL FISIOTERAPEUTA:

El paciente manifiesta que realizo sus terapias debido que los elementos para realizar los ejercicios de resistencia ya los contenía la ortésis.

ANEXO F.

EXPERIMENTO 3.

Cuestionarios

Cuestionario 1.

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

Comodidad de la ortésis

Día 25 Mes 08 Año 05

NOMBRE: Paula Restrepo

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres ___ dos ___ una ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres ___ dos ___ una ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si ___ No
5. Porqué no las completó? Dolor en la articulaciones

Confort

- 7 6. Ha sentido calor? Nada ___ Poco Mucho ___
8 7. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha
9 8. Siente presión? Nada ___ Poca Mucha ___
10 9. Donde siente la presión? Sobre el lateral interno de la perna al
11 10. Molestias al dormir? Si ___ No
12 11. Molestias al caminar? Si No ___
13 12. Se ha podido colocar zapatos? Si ___ No ___ Con dificultad
14 13. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No
15 14. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

- 16 15. Presenta irritación? Si ___ No
17 16. Donde? _____
18 17. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No
19 18. Donde? _____

Protección de la lesión

- 20 19. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No
21 20. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No

Cuestionario 2.

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

Día 27 Mes 08 Año 05

NOMBRE: Paula Restrepo

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres ___ dos una ___ ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres dos ___ una ___ ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si No ___
5. Porqué no las completó? _____
6. Qué actividades habituales no ha podido realizar?
Salir a bailar, gimnasio

Confort

7. Ha sentido calor? Nada ___ Poco Mucho ___
8. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha
9. Siente presión? Nada ___ Poca Mucha ___
10. Donde siente la presión? sobre el lateral interno de la pierna al
11. Molestias al dormir? Si ___ No
12. Molestias al caminar? Si No ___
13. Se ha podido colocar zapatos? Si ___ No ___ Con dificultad
14. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No
15. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

16. Presenta irritación? Si ___ No
17. Donde? _____
18. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No
19. Donde? _____

Protección de la lesión

20. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No
21. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No

Cuestionario 3.

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

Día 31 Mes 08 Año 05

NOMBRE: Paula Rastrojo

Edad: 26

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres dos ___ una ___ ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres dos ___ una ___ ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si No ___
5. Porqué no las completó? _____
6. Qué actividades habituales no ha podido realizar?
_____ simposio

Confort

7. Ha sentido calor? Nada ___ Poco Mucho ___
8. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha
9. Siente presión? Nada ___ Poca Mucha ___
10. Donde siente la presión? Sobre el lateral interno de la pierna
11. Molestias al dormir? Si ___ No
12. Molestias al caminar? Si No ___
13. Se ha podido colocar zapatos? Si No ___ Con dificultad ___
14. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No
15. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

16. Presenta irritación? Si ___ No
17. Donde? _____
18. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No
19. Donde? _____

Protección de la lesión

20. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No
21. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No

Cuestionario 5.

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

3ve x vie

Día ⁰⁹ 02 Mes 09 Año 05

NOMBRE: _____

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres X dos ___ una ___ ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres X dos ___ una ___ ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si X No ___
5. Porqué no las completó? _____
6. Qué actividades habituales no ha podido realizar?
_____ gimnasio _____

Confort

7. Ha sentido calor? Nada ___ Poco X Mucho ___
8. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha X
9. Siente presión? Nada ___ Poca X Mucha ___
10. Donde siente la presión? lateral interno de la p.erna
11. Molestias al dormir? Si ___ No X
12. Molestias al caminar? Si X No ___
13. Se ha podido colocar zapatos? Si X No ___ Con dificultad ___
14. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No X
15. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

16. Presenta irritación? Si ___ No X
17. Donde? _____
18. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No X
19. Donde? _____

Protección de la lesión

20. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No X
21. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No X

Cuestionario 6.

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

Sab y Don

Día 04 Mes 09 Año 05

NOMBRE: _____

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres dos ___ una ___ ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres dos ___ una ___ ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si No ___
5. Porqué no las completó? _____
6. Qué actividades habituales no ha podido realizar?
gimnasio y conducir auto

Confort

7. Ha sentido calor? Nada ___ Poco Mucho ___
8. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha
9. Siente presión? Nada ___ Poca Mucha ___
10. Donde siente la presión? lateral interno de la pierna
11. Molestias al dormir? Si ___ No
12. Molestias al caminar? Si No ___
13. Se ha podido colocar zapatos? Si No ___ Con dificultad ___
14. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No
15. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

16. Presenta irritación? Si ___ No
17. Donde? _____
18. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No
19. Donde? _____

Protección de la lesión

20. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No
21. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No

Questionario 7.

CUESTIONARIO PARA EXPERIMENTO 3

Lores- Mader

Día 06 Mes 09 Año 05

NOMBRE: Dora Restrepo,

Motivación

1. Cuantas terapias realizó ayer? tres dos ___ una ___ ninguna ___
2. Cuantas terapias realizó hoy? tres dos ___ una ___ ninguna ___
3. Porqué no las realizó? _____
4. Ha realizado las terapias completamente? Si No ___
5. Porqué no las completó? _____
6. Qué actividades habituales no ha podido realizar? _____
gimnasio.

Confort

7. Ha sentido calor? Nada ___ Poco Mucho ___
8. Ha presentado sudoración? Nada ___ Poca ___ Mucha
9. Siente presión? Nada ___ Poca Mucha ___
10. Donde siente la presión? sobre lateral interno de la pierna
11. Molestias al dormir? Si ___ No
12. Molestias al caminar? Si No ___
13. Se ha podido colocar zapatos? Si No ___ Con dificultad ___
14. Ha tenido dificultad con el mecanismo? Si ___ No
15. Que dificultad? _____

Consecuencias dermatológicas

16. Presenta irritación? Si ___ No
17. Donde? _____
18. Presenta zonas enrojecidas? Si ___ No
19. Donde? _____

Protección de la lesión

20. Se ha lastimado la lesión con movimientos bruscos? Si ___ No
21. Se ha lastimado la lesión con algún tipo de contacto? Si ___ No

ANEXO G

EXPERIMENTO 3

Comodidad de la órtesis

Basándose en los cuestionarios realizados cada dos días durante el tiempo de la rehabilitación del paciente se recopilaron datos para el siguiente análisis.

Análisis de datos

TEMA	Pregunta N°	Niveles		
		3 Buena Inexistente	2 Aceptable Regular	1 Ninguna Existente Malo
Motivación	1	3 y 2	1	Ninguno
	2	3 y 2	1	Ninguno
	4	Si	-	No
Confort	7	Nada	Poco	Mucha
	8	Nada	Poco	Mucha
	9	Nada	Poco	Mucha
	11	No	-	Si
	12	No	-	Si
	13	Si	-	No
	14	No	-	Si
Consecuencias dermatológicas	16	No	-	Si
	18	No	-	Si
Protección de la lesión	20	No	-	Si
	21	No	-	Si
Ajuste a la talla	9	Nada	Con dificultad	Mucha
	18	No	-	Si

Tabulación de datos

TEMA	Pregunta N°	Fecha de la encuesta dd/mm														
		25/08			27/08			29/08			31/08			02/09		
		3	2	1	3	2	1	3	2	1	3	2	1	3	2	1
Motivación	1		X		X			X			X			X		
	2		X		X			X			X			X		
	4			X	X			X			X			X		
Confort	7		X			X			X			X			X	
	8			X			X			X			X			X
	9		X			X			X			X			X	
	11	X			X			X			X			X		
	12			X			X			X			X			X
	13		X			X		X			X			X		
	14	X			X			X			X			X		
Consecuencias dermatológicas	16	X			X			X			X			X		
	18	X			X			X			X			X		
Protección de la lesión	20	X			X			X			X			X		
	21	X			X			X			X			X		
Ajuste a la talla	9		X			X			X			X			X	
	18	X			X			X			X			X		

Resultados

Tema	Numero de aciertos			Resultado
	Nivel 3	Nivel 2	Nivel 1	
Motivación	12	2	1	Buena
Confort	13	12	8	Aceptable
Consecuencias dermatológicas	10	0	0	Inexistentes
Protección de la lesión	10	0	0	Buena
Ajuste de la talla	5	5	0	Regular

ANEXO H

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	P90	P95
1, MASA CORPORAL	46,7	48,6	53,4	59,1	65,3	71,8	77,0
2, ESTATURA	146,7	148,7	151,7	155,6	159,6	163,7	166,2
3, ALCANCE VERTICAL MAXIMO	182,4	185,4	189,3	195,0	200,6	206,7	210,2
4, ALCANCE VERTICAL ASIMIENTO	169,6	172,1	175,9	181,5	187,3	192,4	196,1
5, ALTURA OJOS [PARADO]	136,2	138,6	141,3	145,1	149,1	153,1	155,2
6, ALTURA SENTADO NORMAL	76,5	77,6	79,6	81,7	83,8	85,6	86,7
7, ALTURA SENTADO ERGUIDO	78,5	79,5	81,1	83,0	84,9	86,6	87,7
8, ALTURA OJOS [SENTADO]	68,4	69,3	71,1	72,9	74,9	76,5	77,6
9, ALTURA ACROMIAL [PARADO]	119,1	120,8	123,6	127,1	130,8	133,9	136,2
10,ALTURA CRESTA ILIACA [PARADO]	85,3	86,8	89,3	92,3	95,4	98,7	100,5
11, ALTURA ACROMIAL [SENTADO]	51,2	52,1	53,3	55,2	56,7	58,1	58,9
12, ALTURA RADIAL [PARADO]	91,4	93,0	95,3	97,8	101,0	103,4	105,3
13, ALTURA MUÑECA [PARADO]	69,7	70,8	72,9	75,0	77,5	79,4	80,8
14, ALTURA DEDO MEDIO [PARADO]	54,6	55,6	57,5	59,3	61,4	63,1	64,2
15, ALTURA RADIAL [SENTADO]	19,0	20,0	21,5	23,1	24,6	25,7	26,6
16, ALTURA MUSLO [SENTADO]	12,1	12,5	13,3	14,1	15,0	16,0	16,5
17, ALTURA RODILLA [SENTADO]	44,7	45,5	46,7	48,5	49,9	51,5	52,5
18,ALTURA FOSA POPLIT, [SENTADO]	35,1	35,7	36,8	38,3	39,7	41,1	42,0
19, ANCHURA BICIGOMATICA	12,4	12,6	12,9	13,3	13,7	14,1	14,3
20, ANCHURA TRANSVERS, CABEZA	14,0	14,2	14,5	14,8	15,2	15,6	15,9
21, ANCHURA BIACROMIAL	32,2	32,8	33,9	35,2	36,4	37,3	38,0
22, ANCHURA BIDELOIDEA	37,5	38,6	40,3	42,1	44,0	46,0	47,1
23, ANCHURA TRANSVERSAL TORAX	23,6	24,1	25,0	26,3	27,8	29,4	30,4
24, ANCHURA ANT, POST, TORAX	15,6	16,3	17,3	18,5	19,9	21,3	22,1
25, ANCHURA BICRESTAL	21,7	22,6	24,1	25,7	27,4	29,2	30,2
26, ANCHURA BITRONCANTEREA	28,8	29,6	30,8	32,1	33,5	35,3	36,0
27, ANCHURA CODO A CODO	33,9	35,4	37,5	40,6	44,0	47,4	49,5
28, ANCHURA CADERAS	32,6	33,5	35,1	37,3	39,4	41,5	42,6
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	8,3	8,4	8,7	9,1	9,5	10,1	10,5
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	8,2	8,3	8,6	9,0	9,3	9,7	10,0
36, LARGURA ANT, POST, CABEZA	17,0	17,1	17,6	18,0	18,5	18,9	19,2

37, LARG, ALCANCE LAT, ASIMIENTO	65,1	66,2	68,1	70,1	72,2	74,2	75,3
38, LARG, ALCANCE ANT, ASIMIENTO	61,0	62,0	63,6	65,6	68,0	70,2	71,6
39, LARGURA DE LA MANO	15,4	15,7	16,1	16,6	17,2	17,7	18,1
40, LARGURA PALMA DE LA MANO	8,4	8,6	8,9	9,2	9,6	10,0	10,1
41,LARGURA NALGA A FOSA POPLITEA	42,0	43,0	44,4	46,1	47,8	49,5	50,4
42, LARGURA NALGA A RODILLA	51,0	51,8	53,3	55,0	56,7	58,4	59,5
43, LARGURA DEL PIE	21,3	21,6	22,2	22,9	23,7	24,3	24,7
44, LARGURA PLANTA DEL PIE	17,2	17,5	18,0	18,5	19,1	19,6	20,0
45, PERIMETRO CEFALICO	51,0	51,4	52,3	53,4	54,4	55,4	55,9
46, PERIMETRO DELTOIDEO	93,4	95,6	99,5	103,5	108,4	113,6	116,1
47, PERIMETRO MESOESTERNAL	78,9	81,2	84,1	88,4	92,7	97,2	100,1
48,PERIMETRO ABDOMINAL (CINTURA)	63,1	65,7	69,8	74,9	81,7	88,4	93,4
49,PERIMETRO ABDOM, (UMBILICAL)	71,5	74,5	79,4	85,4	91,9	99,3	103,5
50, PERIMETRO CADERA	87,0	89,0	92,4	96,6	101,6	106,7	110,1
51, PERIM, BRAZO FLEXION Y TENSO	23,5	24,4	26,0	27,7	29,9	30,0	33,8
52, PERIM, BRAZO MEDIO Y RELAJADO	23,3	24,2	25,9	27,8	30,1	32,3	33,6
53, PERIMETRO ANTEBRAZO	20,9	21,3	22,2	23,4	24,5	26,0	26,9
54, PERIMETRO MUÑECA	13,5	13,6	14,1	14,6	15,2	15,7	16,1
55, PERIMETRO METACARPAL	16,5	16,8	17,4	17,9	18,5	19,1	19,5
56, PERIMETRO MUSLO SUPERIOR	48,4	49,9	52,9	56,0	59,3	63,2	65,4
57, PERIMETRO MUSLO MEDIO	44,5	45,6	48,0	51,0	54,0	57,6	60,0
58, PERIMETRO RODILLA MEDIA	31,4	32,2	33,6	35,3	37,2	39,0	40,5
59, PERIMETRO PIERNA MEDIA	30,4	31,0	32,3	34,2	36,0	37,7	39,2
60, PERIMETRO TOBILLO	18,5	18,9	19,7	20,6	21,7	22,5	23,2
61, PERIMETRO METATARSIAL	20,5	20,9	21,6	22,3	23,2	24,0	24,5
62,PLIEGUECUTANEO SUBESCAPULAR	11,5	13,6	18,3	24,2	31,5	38,9	42,7
63, PLIEGUE CUTANEO ILEOCRESTAL	9,3	11,5	16,0	22,7	30,7	39,3	44,5
64, PLIEGUECUTANEO SUPRAESPINAL	9,3	11,2	15,1	21,2	29,6	37,8	43,1
65, PLIEGUE CUTANEO UMBILICAL	14,3	17,3	24,4	32,7	42,7	50,3	54,3
66, PLIEGUE CUTANEO TRICEPS	11,9	14,0	17,7	22,3	27,6	34,1	38,4
67, PLIEGUE CUTANEO BICEPS	4,3	5,5	7,2	10,0	14,6	19,9	24,1
68,PLIEGUECUTANEO MUSLO ANT,	17,5	21,3	27,4	37,0	46,9	55,3	59,2
69,PLIEGUECUTANEO PIERNA MEDIA	9,0	10,9	14,6	20,7	27,8	36,1	41,0
70, INDICE DE MASA CORPORAL	19,3	20,2	22,0	24,2	26,8	29,9	31,4
71,SUMATORIA 6PLIEGUES CUTANEOS	88,0	99,8	126,0	162,7	200,2	233,0	258,6
72, RELACION PERIMETROS CINTURA/CADERA	0,69	0,71	0,74	0,78	0,82	0,87	0,89

Parámetros antropométricos población laboral colombiana
resumen de medidas para sexo masculino

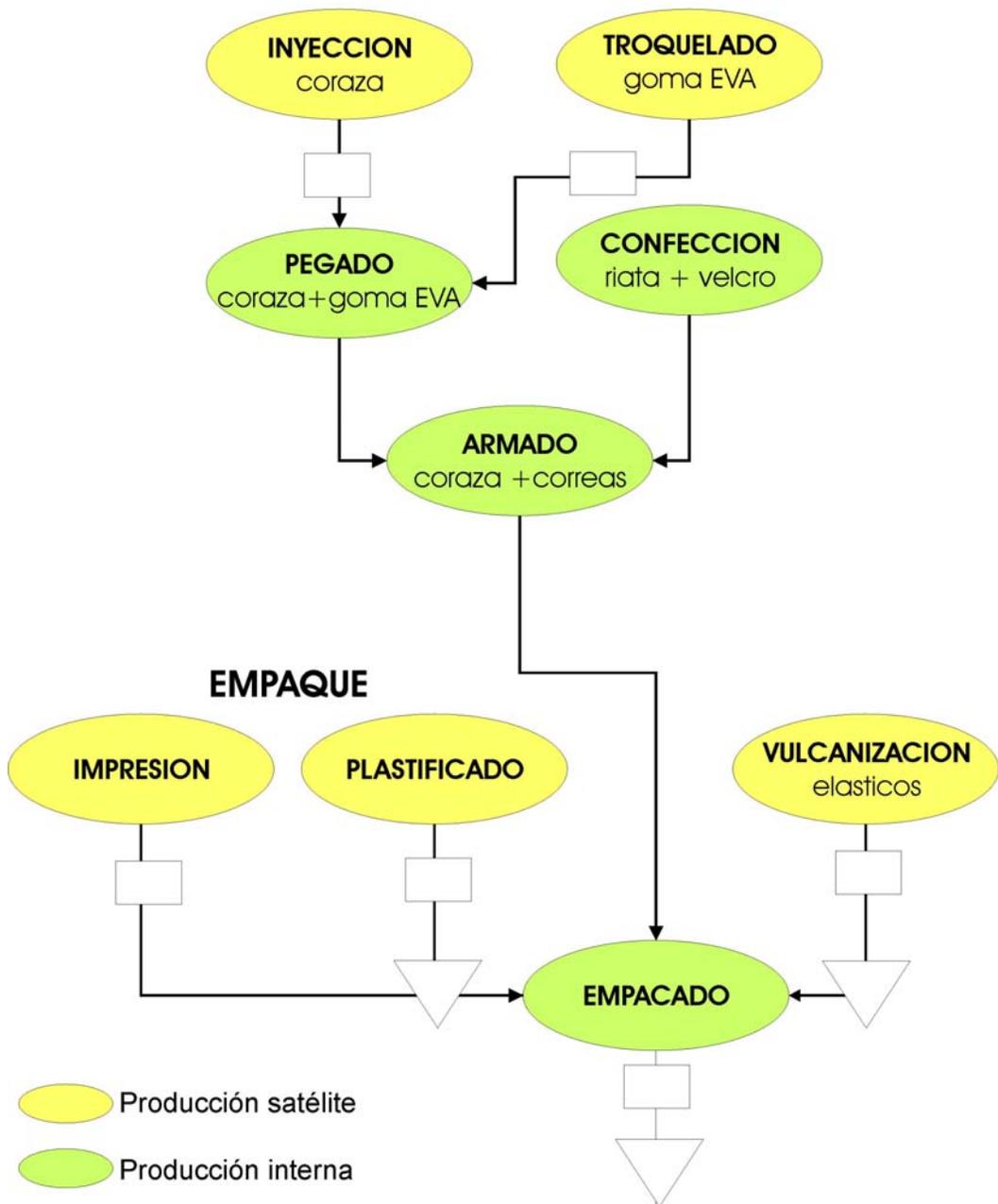
NOMBRE VARIABLE	P5	P10	P25	P50	P75	P90	P95
1, MASA CORPORAL	53,7	56,8	62,4	69,1	76,8	83,0	87,9
2, ESTATURA	158,0	160,7	164,6	168,6	173,3	177,1	179,3
3, ALCANCE VERTICAL MAXIMO	198,0	202,1	207,4	213,1	219,8	225,3	229,4
4,ALCANCE VERTICAL ASIMIENTO	183,7	187,6	192,9	198,3	204,4	209,7	213,2
5, ALTURA OJOS [PARADO]	147,3	150,0	153,9	157,9	162,3	166,2	168,4
6, ALTURA SENTADO NORMAL	80,0	81,4	83,6	85,9	88,2	90,3	91,8
7, ALTURA SENTADO ERGUIDO	83,4	84,5	86,5	88,6	90,7	92,7	94,1
8, ALTURA OJOS [SENTADO]	73,1	74,4	76,3	78,4	80,5	82,6	83,6
9, ALTURA ACROMIAL [PARADO]	128,2	130,6	134,4	137,9	141,8	145,3	147,4
10,ALTURA CRESTAILIACA [PARADO]	92,4	94,3	97,4	100,7	104,0	106,8	108,6
11,ALTURA ACROMIAL [SENTADO]	54,2	55,3	57,0	58,8	60,7	62,4	63,3
12, ALTURA RADIAL [PARADO]	98,7	100,6	103,3	106,5	109,6	112,4	114,3
13, ALTURA MUÑECA [PARADO]	74,8	76,3	78,8	81,4	84,0	86,5	88,0
14,ALTURA DEDO MEDIO [PARADO]	57,8	59,2	61,2	63,6	65,9	68,1	69,3
15, ALTURA RADIAL [SENTADO]	19,3	20,4	22,2	23,8	25,4	26,8	27,8
16, ALTURA MUSLO [SENTADO]	12,9	13,4	14,2	15,0	15,7	16,6	17,1
17, ALTURA RODILLA [SENTADO]	48,2	49,3	50,7	52,5	54,4	55,8	56,6
18,ALTURA FOSAPOPLITEA [SENTADO]	38,6	39,3	40,9	42,4	43,9	45,3	46,2
19, ANCHURA BICIGOMATICA	13,0	13,2	13,6	14,0	14,4	14,8	15,1
20, ANCHURA TRANSVERS, CABEZA	14,5	14,7	15,0	15,5	15,8	16,2	16,5
21, ANCHURA BIACROMIAL	36,3	37,1	38,3	39,6	41,1	42,3	43,2
22, ANCHURA BDELTOIDEA	41,7	42,6	44,3	46,1	48,1	49,9	50,9
23, ANCHURA TRANSVERSAL TORAX	25,4	26,3	27,5	29,1	30,9	32,6	33,7
24, ANCHURA ANT, POST, TORAX	17,4	18,0	19,1	20,3	21,6	23,0	23,8
25, ANCHURA BICRESTAL	24,3	25,1	26,3	27,8	29,4	30,8	31,7
26, ANCHURA BITRONCANTEREA	29,3	29,9	30,9	32,1	33,4	34,5	35,3
27, ANCHURA CODO A CODO	37,7	39,2	41,4	44,7	47,8	50,5	52,3
28, ANCHURA CADERAS	30,9	31,5	33,2	34,9	36,6	38,3	39,2
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	8,8	9,0	9,3	9,7	10,1	10,4	10,7
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	9,0	9,2	9,5	9,9	10,3	10,6	10,9
36, LARGURA ANT, POST, CABEZA	17,6	17,9	18,4	18,9	19,5	19,9	20,2
37, LARG, ALCANCE LAT, ASIMIENTO	71,5	72,5	74,7	76,9	79,3	81,5	82,9

38, LARG, ALCANCE ANT, ASIMIENTO	66,1	67,2	69,2	71,4	73,6	76,0	77,2
39, LARGURA DE LA MANO	16,8	17,2	17,7	18,3	19,0	19,6	20,0
40, LARGURA PALMA DE LA MANO	9,3	9,5	9,9	10,3	10,7	11,0	11,3
41,LARGURA NALGA A FOSA POPLITEA	42,7	43,6	45,2	46,8	48,5	50,0	50,9
42, LARGURA NALGA A RODILLA	52,7	53,7	55,3	57,0	58,7	60,3	61,3
43, LARGURA DEL PIE	23,2	23,6	24,4	25,2	26,1	26,8	27,3
44, LARGURA PLANTA DEL PIE	18,7	19,1	19,7	20,3	21,0	21,6	22,0
45, PERIMETRO CEFALICO	52,8	53,4	54,4	55,5	56,6	57,8	58,5
46, PERIMETRO DELTOIDEO	102,3	104,7	108,6	113,3	117,9	122,2	124,8
47, PERIMETRO MESOESTERNAL	85,9	88,0	91,9	96,3	100,7	104,7	107,3
48,PERIMETRO ABDOMINAL (CINTURA)	71,2	73,6	78,1	84,2	91,2	96,1	99,2
49,PERIMETRO ABDOM, (UMBILICAL)	73,7	76,7	81,1	87,7	94,4	100,0	10,8
50, PERIMETRO CADERA	84,8	86,5	90,6	94,5	99,0	102,8	105,3
51, PERIM, BRAZO FLEXION Y TENSO	27,0	27,8	229,4	31,1	32,9	34,4	35,6
52, PERIM, BRAZO MEDIO Y RELAJADO	25,2	26,3	27,8	29,6	31,3	33,0	34,2
53, PERIMETRO ANTEBRAZO	24,0	24,6	25,6	26,8	28,0	29,1	29,9
54, PERIMETRO MUÑECA	15,1	15,7	15,9	16,4	17,0	17,6	18,0
55, PERIMETRO METACARPAL	18,7	19,1	19,7	20,3	21,1	21,7	22,1
56, PERIMETRO MUSLO SUPERIOR	47,9	49,2	51,8	55,0	58,0	61,0	62,7
57, PERIMETRO MUSLO MEDIO	45,3	46,8	49,1	52,0	54,7	57,1	59,3
58, PERIMETRO RODILLA MEDIA	32,9	33,5	34,8	36,4	38,1	39,7	40,6
59, PERIMETRO PIERNA MEDIA	31,7	32,5	34,1	35,1	37,7	39,2	40,2
60, PERIMETRO TOBILLO	19,7	20,1	21,0	21,9	22,8	23,7	24,2
61, PERIMETRO METATARSIAL	22,8	23,2	23,9	24,7	25,6	26,5	26,9
62,PLIEGUECUTANEO SUBESCAPULAR	9,2	10,2	13,6	19,4	25,9	32,7	37,1
63, PLIEGUE CUTANEO ILEOCRESTAL	7,6	9,0	13,5	21,7	29,7	37,1	42,5
64, PLIEGUECUTANEO SUPRAESPINAL	5,4	6,2	8,5	13,1	19,2	26,4	32,7
65, PLIEGUE CUTANEO UMBILICAL	7,4	9,4	16,2	27,6	37,8	46,8	51,2
66, PLIEGUE CUTANEO TRICEPS	5,3	6,1	7,9	10,7	14,2	18,7	2,5
67, PLIEGUE CUTANEO BICEPS	3,0	3,2	3,9	5,0	6,7	9,2	11,3
68,PLIEGUECUTANEO MUSLO ANT,	5,7	6,7	9,0	12,9	19,1	32,8	45,0
69,PLIEGUECUTANEO PIERNA MEDIA	3,9	4,4	5,5	7,5	11,0	16,6	23,0
70, INDICE DE MASA CORPORAL	19,5	20,5	22,1	24,4	26,6	28,5	29,8
71,SUMATORIA 6PLIEGUES CUTANEOS	40,4	45,5	64,6	95,9	126,1	164,4	189,5
72, RELACION PERIMETROS CINTURA/CADERA	0,81	0,82	0,85	0,89	0,93	0,96	0,99

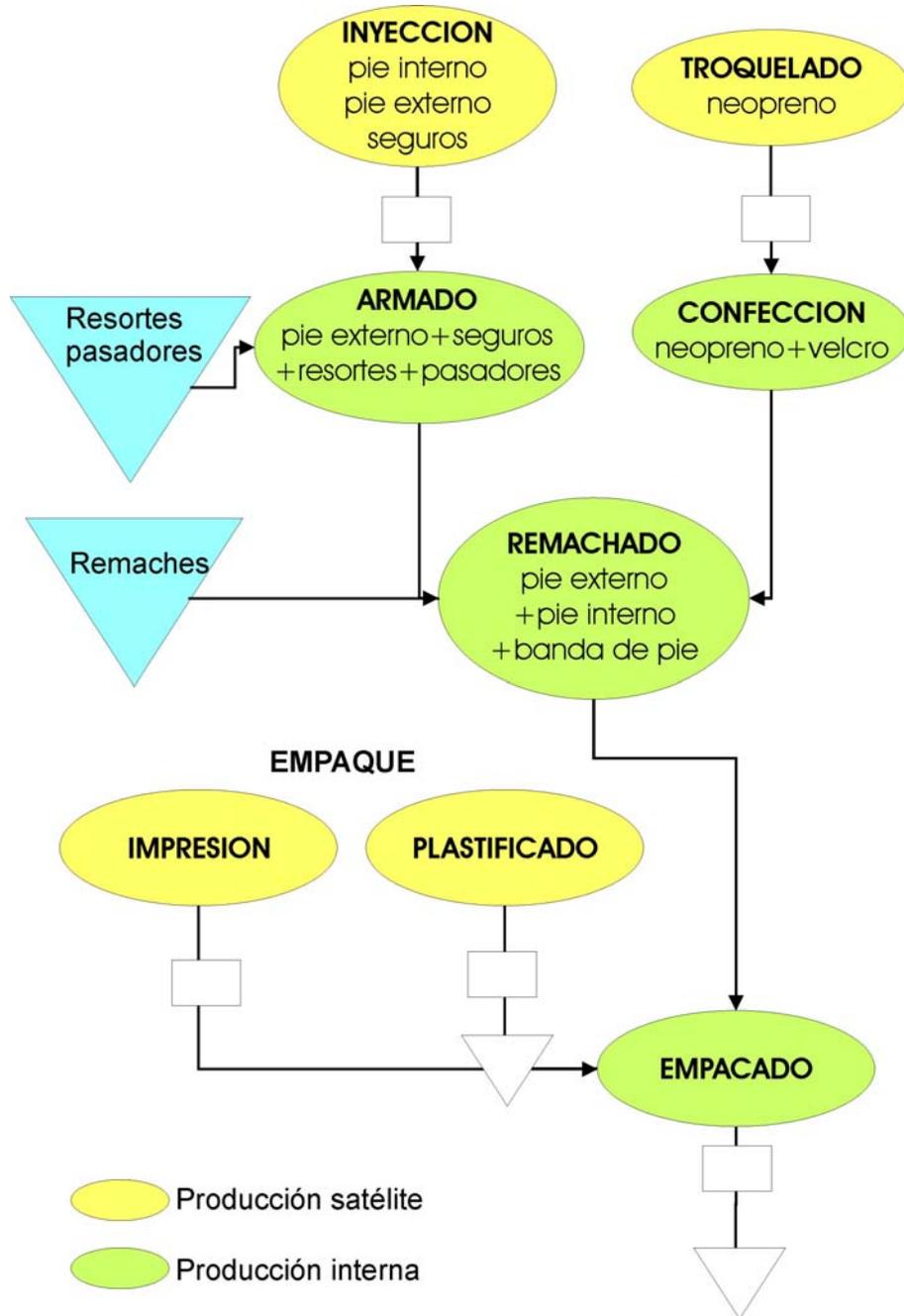
ANEXO I

PROCESO PROPUESTO DE PRODUCCIÓN Y MONTAJE

CAÑA



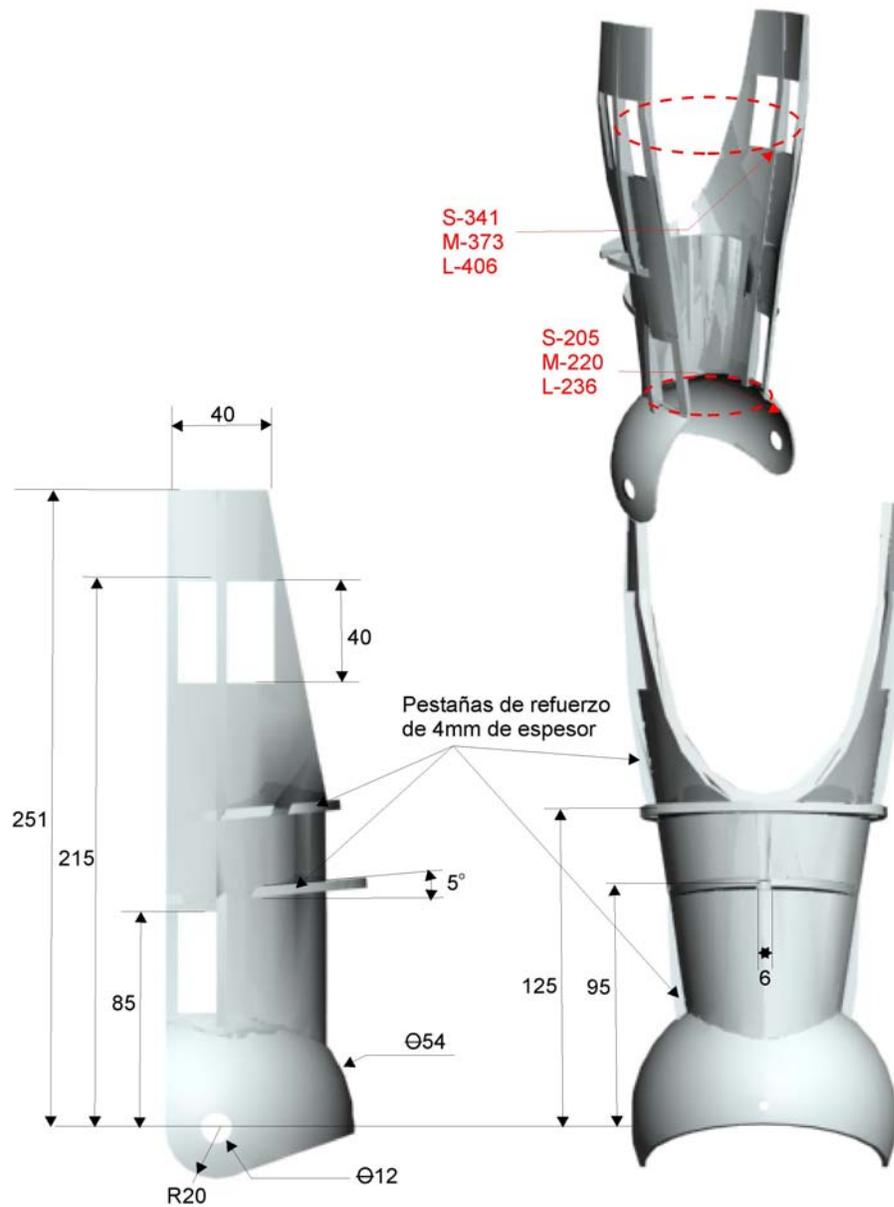
PIE



ANEXO J

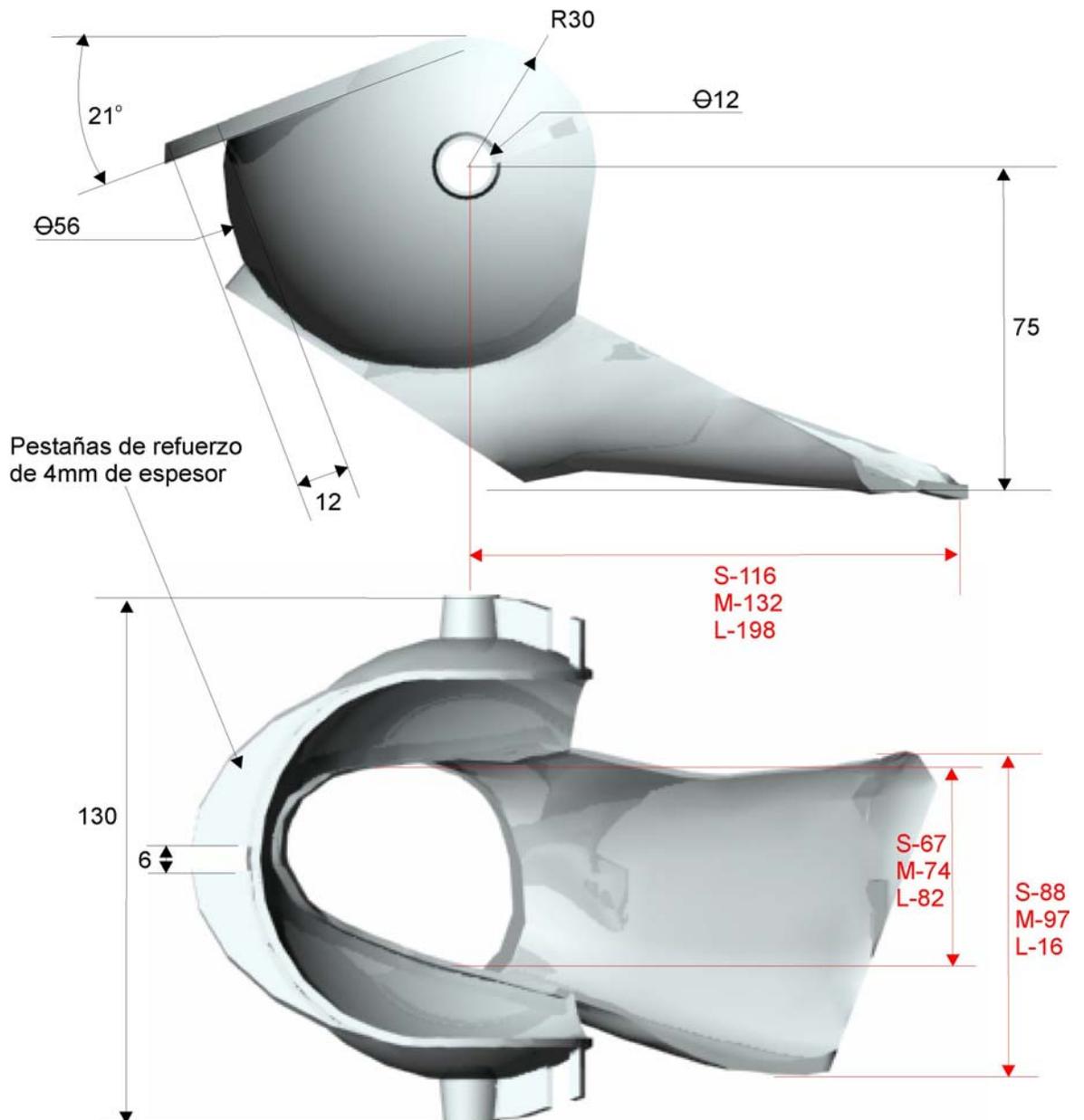
DIMENSIONES

Pieza: Caña
Material: Polipropileno
Proceso: Inyección



Medidas en milímetros.

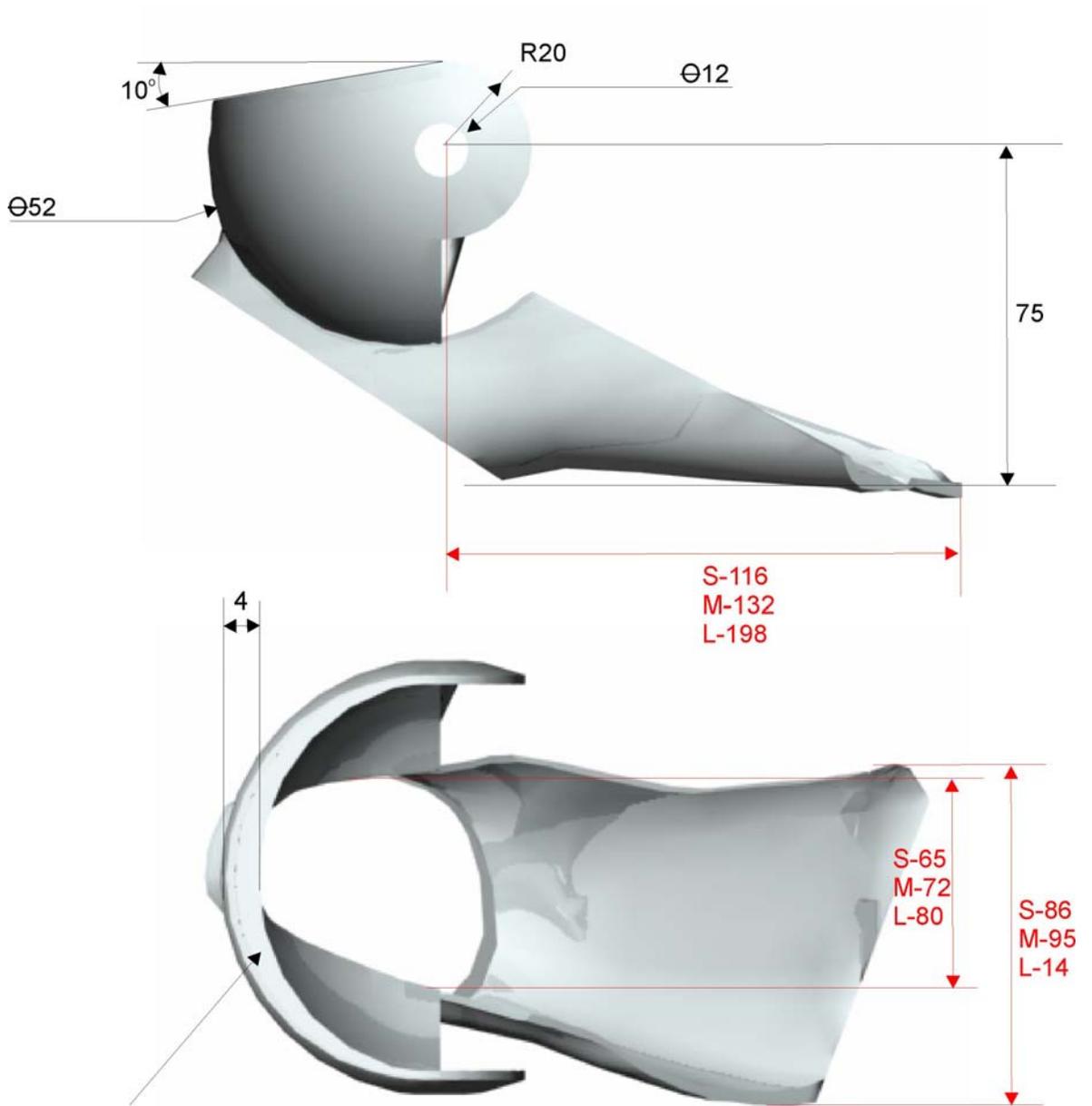
Pieza: Pie externo
Material: Polipropileno
Proceso: Inyección



Medidas en milímetros.

Pieza: Pie interno

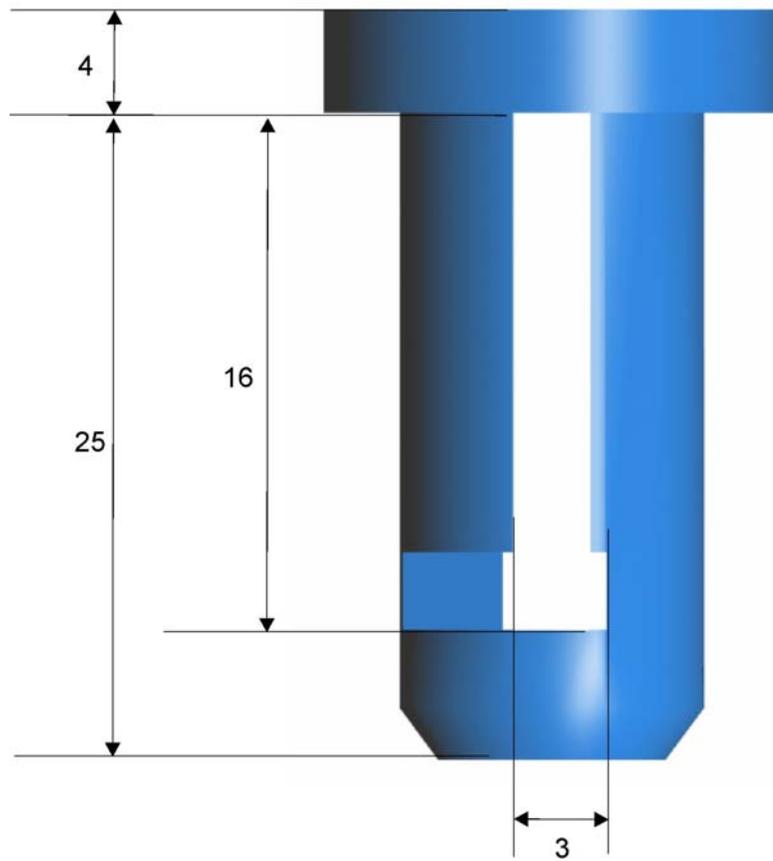
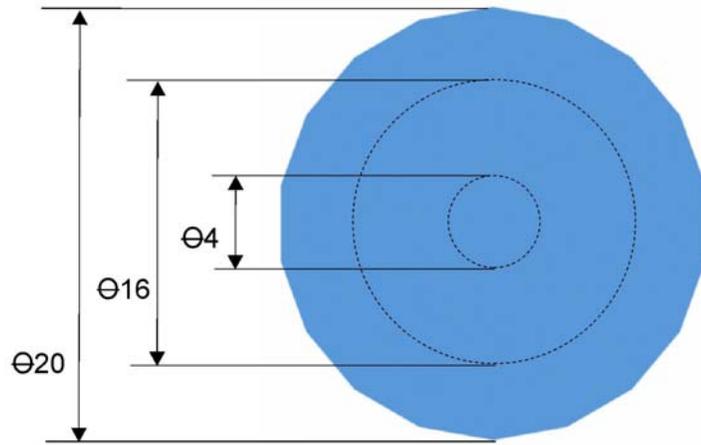
Material: Polipropileno
Proceso: Inyección



Pestañas de refuerzo
de 4mm de espesor
Medidas en milímetros.

Pieza: Seguro lateral

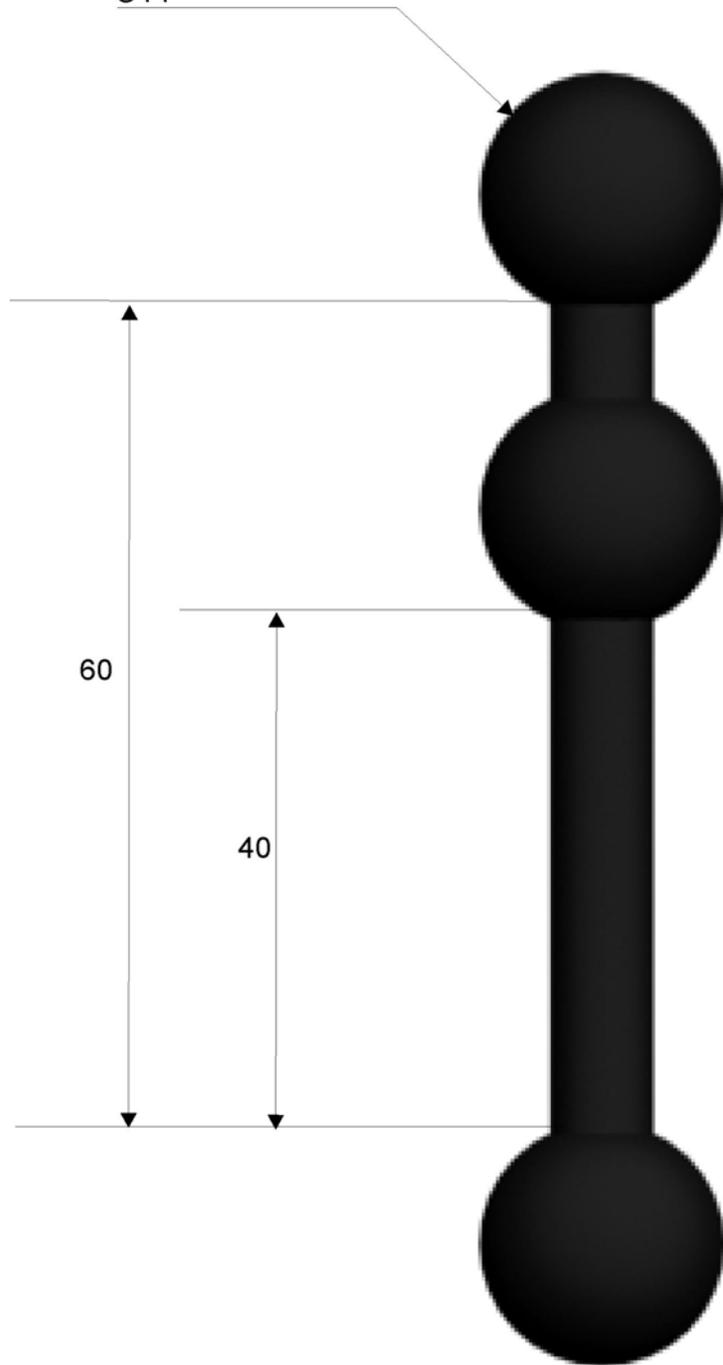
Material: Polietileno
Proceso: Inyección



Medidas en milímetros.
Pieza: Elástico

Material: Caucho natural
Proceso: Vulcanización

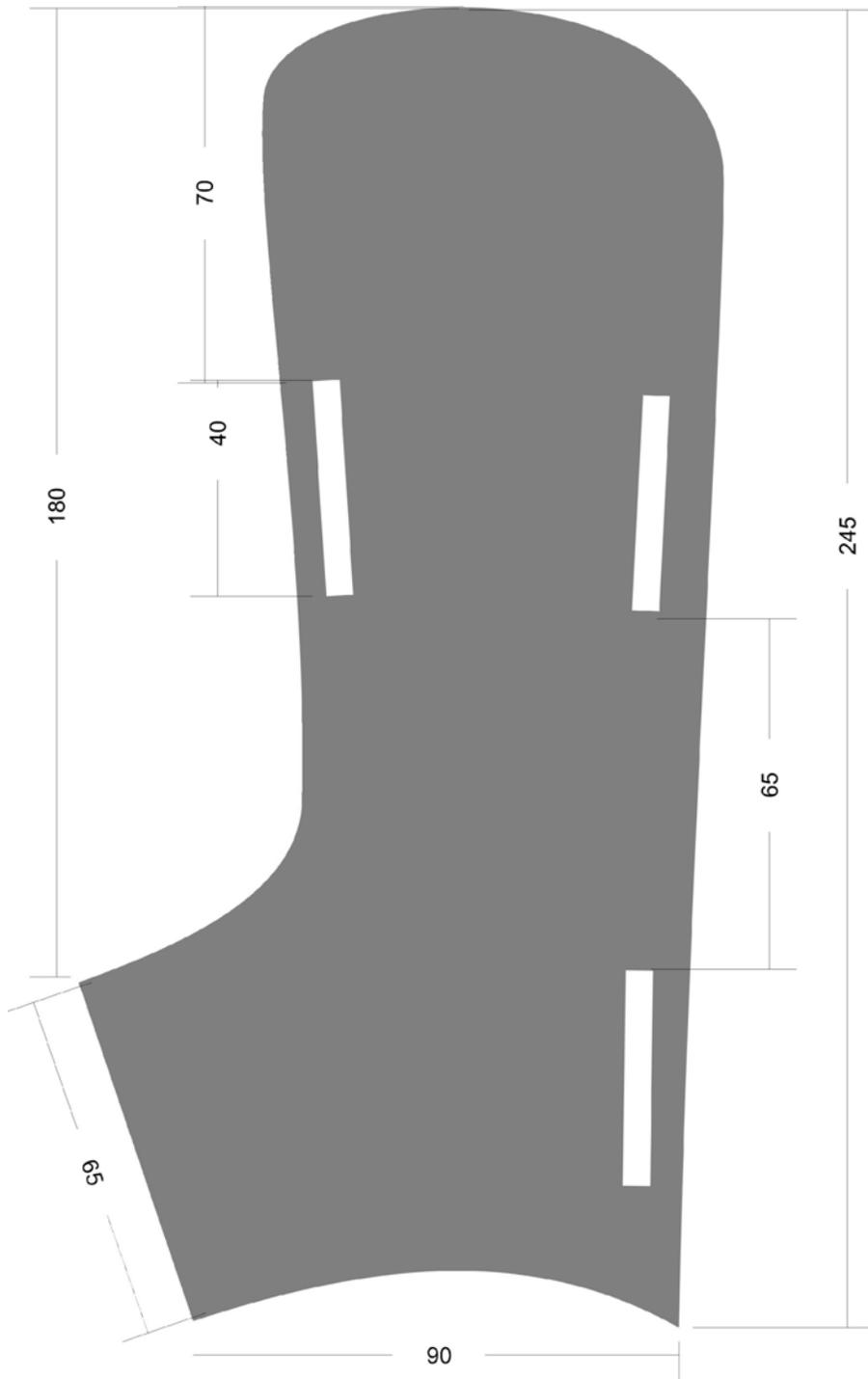
Ø14



Medidas en milímetros.

Pieza: Recubrimiento caña

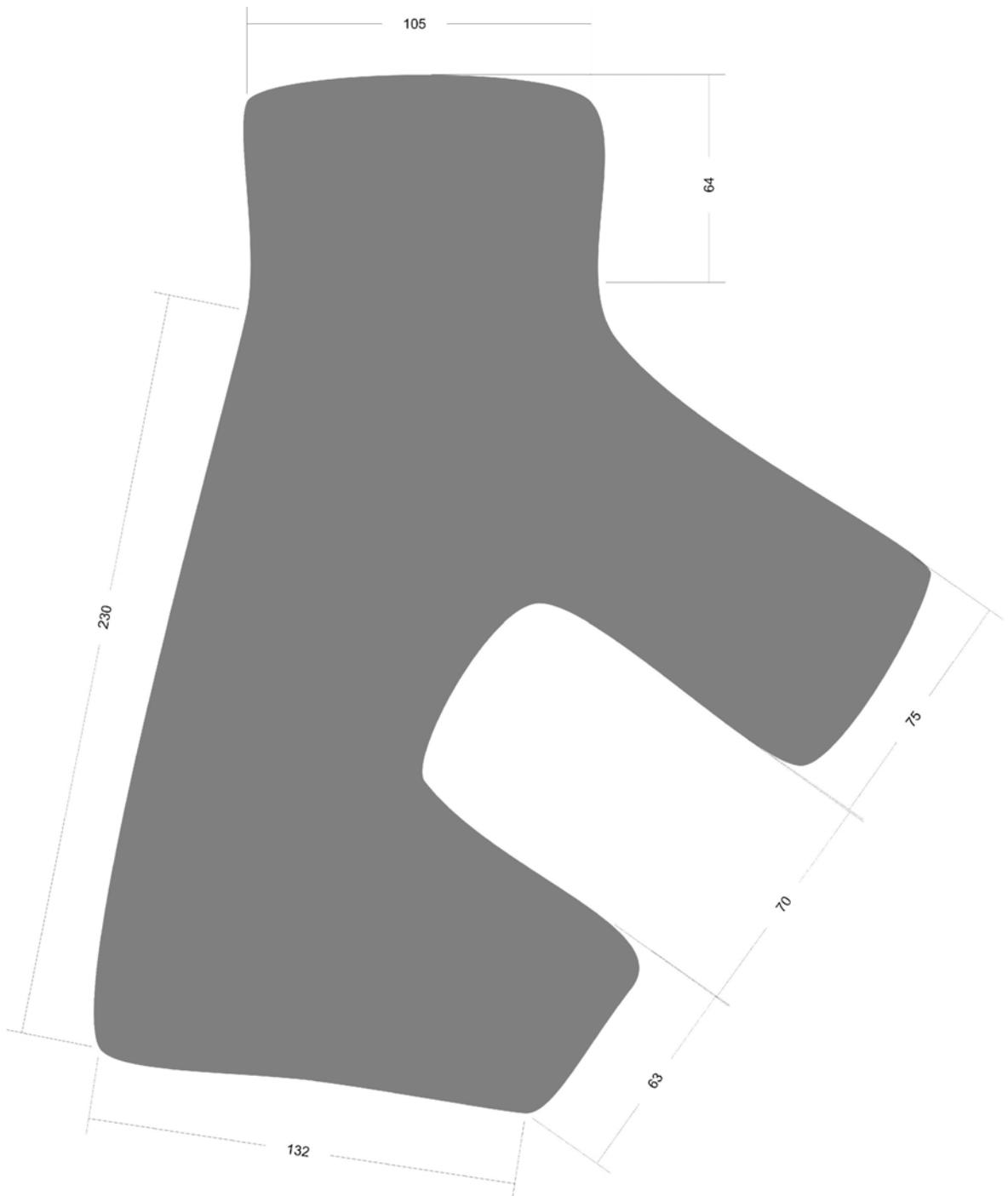
Material: Goma EVA
Proceso: Troquelado



Medidas en milímetros.

Pieza: Banda de ajuste

Material: Neopreno
Proceso: Troquelado



Medidas en milímetros.