

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

FRANCISCO ESPINEL CORREAL
Profesor Asociado
Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander
fespinel@uis.edu.co

CHERLY MARGARET DUARTE DUARTE
Diseñadora Industrial
Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander
cherly_duarte@hotmail.com

HERNAN ALONSO VILLAMIZAR SARMIENTO
Diseñador Industrial
Escuela de Diseño Industrial
Universidad Industrial de Santander
hernan_villamizar@hotmail.com

Fecha Recepción: 2 de febrero de 2006
Fecha Aceptación: 13 de junio de 2006

RESUMEN

Con el desarrollo de una ayuda ortopédica que integre las fases del tratamiento del esguince tipo III por inversión, se busca incentivar a la persona lesionada para que culmine su tratamiento y prevenga reincidencias de la lesión.

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

Para lograr esto se desarrolló una investigación conformada por aspectos como la anatomía y biomecánica del tobillo, la patología del trauma, su tratamiento y problemática, así como el análisis de las soluciones existentes. Con base en esto se plantearon hipótesis de solución, que fueron evaluadas de acuerdo a objetivos previamente trazados con los que se seleccionó y desarrolló 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 concluyó que es posible integrar los elementos necesarios para realizar las terapias de movilidad y de potencia, incentivando al paciente para que pueda realizarlas en cualquier momento del día, logrando una evolución completa de su capacidad funcional.

PALABRAS CLAVE: *Tobillo, Esguince tipo III por inversión, Atrofia, Rehabilitación, Propiocepción, Ortesis.*

ABSTRACT

Through the development of an orthopedic aid that integrates the phases of Sprain type III for inversion treatment, it seeks to motivate the injured person to complete the treatment and to prevent the relapse of the harm. In view that spraining the ankle is the most frequent trauma with a high percentage of relapsing as a consequence of incomplete treatments due to patient desertion, it seeks to integrate these phases of the rehabilitation treatment, in the designed device to minimize the atrophy produced by the immobilization of this articulation and on that way providing to the patient the necessary comfort to avoid the interruption of his diary activities.

To obtain these objectives, it has been developed an investigation adapting aspects such as the ankle's anatomy and biomechanics, trauma pathology, its treatment and problems, as well as the analysis of its possible solutions. Based on these some hypothetic solutions have been presented, which have been evaluated in accordance with previously outlined objectives to select and develop a proposal to build a functional model which have been tested by experimenting on a patient and professionals in the orthopedic and physiotherapy sectors.

From this experiment it has concluded that it is possible to integrate the required elements to make mobility and potential therapies, incentivating the patient anytime during the day, reaching a complete evolution of its functional capacity.

KEYWORDS: Ankle, Type III sprain because of inversion, Atrophy, Rehabilitation, Proprioception, Orthosis.

INTRODUCCIÓN

El ser humano es activo por naturaleza, ocupa su tiempo en actividades encaminadas a responder 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 daños como una torcedura del pie que puede tener diversas consecuencias, 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 con las actuales tendencias de la traumatología, un buen tratamiento ya no consiste solo en inmovilizar sin considerar el grado del esguince. Antes se consideraba que al inmovilizar con un yeso por cuatro semanas, se reparaban todos los ligamentos dejándolos firmes; sin embargo el tobillo más que firme quedaba rígido, es decir, con una atrofia por inmovilización prolongada. Todo esto

retarda la recuperación propioceptiva, además de la atrofia producida. Actualmente, si una persona sufre un esguince grave, es decir, con dolor al mínimo esfuerzo y no puede pisar, se inmoviliza sólo hasta que pasa la fase de dolor, (alrededor de cinco días) después, utilizan implementos que le permiten la marcha en forma protegida, según su condición. Con este tipo de tratamiento, los pacientes 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 ortosis, mas bien se basa en un método de ensayo y error, apoyado en la experiencia de los técnicos y terapeutas. De aquí resulta la necesidad de contar con información cualitativa acerca de la evolución de la rehabilitación que pueda servir para optimizar tales terapias.

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

ESTADO DEL ARTE

Las lesiones del tobillo son un problema común, responsable de aproximadamente el 12% de todos los traumatismos atendidos en las salas de emergencia. Los esguinces, por sí solos, son responsables de cerca del 15% de todas las lesiones asociadas con la práctica de deportes¹. Para su tratamiento y rehabilitación, actualmente se cuenta con tres tipologías de ayudas ortopédicas para este tipo de lesión:

1. *Los inmovilizadores totales:* (bota de yeso y brace o férula) que mantienen la articulación del tobillo totalmente inmóvil para la cicatrización del ligamento lesionado y ejercen presión para el control del edema. Ejemplo de este tipo de implementos son los elaborados por empresas especializadas en el ramo como la "e-life internacional ltd.", con el brace o férula de tobillo y la empresa "Aircast" cuyo brace de tobillo tiene un relleno inflable.

2. *Los inmovilizadores parciales:* son ortosis articuladas que permiten la flexión plantar y dorsal; su uso es posterior a la cicatrización del ligamento, con el fin de permitir la marcha. En esta tipología se encontraron varios desarrollos a saber: los ofrecidos por empresas especializadas en este tipo de productos como la "e-life internacional ltd" con la ortosis con ajuste de correa y calzado y ortosis para la

¹Rodríguez 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

noche. La "Becker Orthopedic" con dos tipos de ortesis, la PTB y la articulada en cada lado del tobillo.

De igual forma se hallaron en el campo de la academia en la modalidad del trabajo final de pregrado en universidades de Colombia y México, algunos desarrollos de ortesis para miembro inferior. El primero corresponde al "Diseño y construcción de ortesis para pacientes con traumas musculares en los gemelos", elaborado por Carlos Javier Ruiz, como tesis de grado para ingeniería biomédica en Febrero de 1995. De igual forma está el "Diseño y construcción de una ortesis para problemas musculares en el muslo", desarrollado por Michel Roberto Correa, tesis de grado para ingeniería biomédica en enero de 1997. Los dos anteriores corresponden a la Universidad de los Andes de Bogotá. Finalmente se encontró un proyecto académico elaborado por Araceli Fernández G. en el 2002 en la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), México, titulado "Ortesis dinámica para la rehabilitación del tobillo".

3. Los estabilizadores: (vendas elásticas y tobilleras) cuya función es la estabilización del tobillo para protegerlo de movimientos involuntarios en la fase final del tratamiento. Las tobilleras estabilizadoras en neopreno, las elásticas o aquellas que tienen refuerzo también en neopreno, son los productos que se ofrecen al mercado por empresas como "Ortofarma", "e-life internacional co., ltd." y "Balmat".

Los elementos actuales como: vendas, botas de yeso, tobilleras, férulas y ortesis, que se utilizan para la rehabilitación de este tipo de lesiones, presentan incompatibilidades debido a que alteran el normal desplazamiento del paciente al caminar, pues son voluminosos y visualmente pesados. Algunos ofrecen confort pero con limitaciones en su eficiencia.

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.

Es de resaltar que ninguno de los elementos anteriores están presentes durante todo el tratamiento y tendrían que ser usados por separado para cada una de las fases. Los aspectos anteriores se constituyeron en motivos concluyentes para emprender la tarea de hacer una propuesta encaminada a solucionar las incompatibilidades percibidas. Dentro de la búsqueda de soluciones existentes

no se encontraron trabajos ni productos enfocados específicamente al problema planteado.

MARCO TEÓRICO

El esguince de tobillo es posiblemente la lesión más frecuente en los servicios de urgencias. El 85% de los esguinces afectan al ligamento lateral externo, lesionándose fundamentalmente el ligamento peroneoastragalino anterior. El 44% de los lesionados presentan algún tipo de secuelas un año después (dolor, inestabilidad mecánica o inestabilidad funcional) debido que el tratamiento de rehabilitación no se llevó a cabo en manera completa por que fue interrumpido por el paciente.

El mecanismo fisiopatológico es la inversión forzada del tobillo, un mecanismo combinado de flexión y supinación del pie.

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.

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.²

Es de resaltar la perfecta congruencia que existe entre la mortaja y la tróclea. Como se aprecia en la Figura 1., la primera cubre un ángulo de unos 65°, más de la mitad de la rótula, lo que tiene más importancia si pensamos que la movilidad total del tobillo es de unos 40°, de los cuales no llegan a 20° los que giran en la marcha normal. Esta perfecta unión se halla estabilizada por la acción de ambos 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.

² Universidad Don Bosco. Departamento de ortesis y prótesis. Diplomado a distancia en ortesis y prótesis. Modulo II

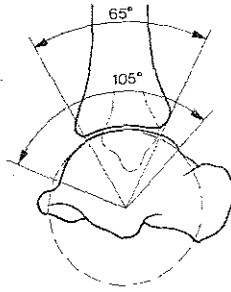


Figura 1. Congruencia entre la tróclea y la mortaja³.

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. **Figura 2.**

En la flexión dorsal la amplitud del movimiento es de 20° y para la flexión plantar es de 40°, y de la inversión es de 35° y de la eversión de 25° con respecto al plano horizontal.

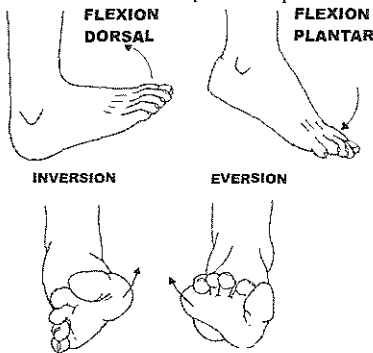


Figura 2. Movimientos del pie.

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

Según el CIE-10, (Clasificación Internacional de Enfermedades), 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 o más 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.

Específicamente el código S93.4 es el referente a la lesión de estudio, el esguince de tobillo tipo III⁴.

Los ligamentos más afectados del tobillo son los peroneoastragalinos anterior y posterior y peroneocalcáneo que unen al peroné con el astrágalo y el calcáneo.

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 peroneoastragalino, no existe laxitud articular asociada.

* Tipo II. Se produce la rotura parcial del ligamento, aparece dolor moderado acompañado de una inestabilidad articular leve.

* 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.

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 3.**

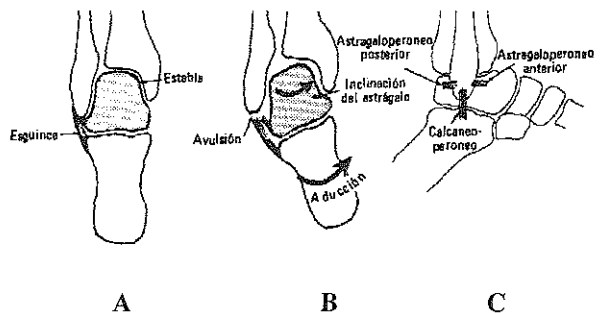


Figura 3. Esguince por Eversión (A), y por Inversión (B)

³ Kapandji, A. I. Fisiología Articular. Madrid: Médico Panamericana, 1998.

⁴ Clasificación Internacional de las Enfermedades. CIE-10

El tratamiento para el esguince tipo III consiste en:

1. Atención primaria (fase 1). Su objetivo es la reducción de la hinchazón, la hemorragia y el dolor. El tratamiento a seguir es reposo, hielo, compresión y elevación del pie afectado (RICE).

2. Inmovilización (fase 2). Su objetivo es la cicatrización del ligamento, para ello se restringe los movimientos del tobillo.

La problemática en esta fase es la atrofia producida en los músculos y ligamentos, la pérdida de propiocepción y la presencia de alergias dermatológicas.

3. Rehabilitación (fase 3). La rehabilitación se divide en terapias de movilidad, terapias de potencia y terapias de propiocepción.

Terapias de movilidad: su objetivo es recuperar la amplitud de los movimientos del tobillo los que se conseguirán con movilización asistida de la articulación.

Terapias de potencia: su objetivo es el fortalecimiento muscular por medio de ejercicios isométricos e isotónicos.

Terapias de propiocepción: su objetivo es la recuperación de la propiocepción mediante el desarrollo de ejercicios de equilibrio y marcha.

Estas terapias son realizadas mediante la asistencia del fisioterapeuta; adicionalmente se recomiendan terapias en el hogar, cuya responsabilidad recae en el mismo paciente.

El principal problema en esta fase del tratamiento es no concluir satisfactoriamente la cantidad de terapias indicadas por el médico tratante, lo cual producen reincidencias de la lesión.

PROCESO CREATIVO

El proceso creativo abordado para el desarrollo del proyecto fue considerado como un modelo de plan ergonómico de cuarto etapas⁵

1.- Identificación del problema: En ella se recaba información sobre las cuestiones relevantes, desde el punto de vista ergonómico que puedan afectar las características generales del producto.

2.- Caracterización de las necesidades del usuario: En esta etapa confluyen herramientas mediante las cuales se

analizan las necesidades y preferencias de los usuarios potenciales con el propósito de hacer explícitas las necesidades y condiciones de uso de otros productos similares, para con ello establecer las características funcionales que debe reunir el producto propuesto.

3.- Aportación de criterios de diseño: Además de las características definidas en la anterior etapa, en esta se proporcionan datos sobre aspectos relacionados con los factores antropométricos, fisiológicos y psicológicos del usuario, así como de las tareas que realizarán con el producto en cuestión y las repercusiones que las distintas propuestas de solución tendrán en cuanto al nivel de comodidad, eficiencia y satisfacción.

4.- Evaluación del producto: En esta etapa final en la cual se precisa comprobar que las suposiciones y condiciones previamente asumidas no presentan situaciones de conflicto en circunstancias de uso, características funcionales, materiales, etc. Para ello se precisará de un prototipo o producto terminado que sea utilizado por diversos usuarios y por medio de tests u observaciones se recaban datos con vista a realizar los ajustes necesarios para evolucionar las futuras versiones.

Debido a que el proyecto comprende el tratamiento desde la fase de cicatrización del ligamento (inmovilización de la articulación) hasta la rehabilitación (terapias musculares y sensoriales), se dividió el problema en subproblemas parciales para su estudio y análisis, para sintetizarse y dar una solución global al problema.

Los planteamientos de los subproblemas fueron:

1. Para la correcta cicatrización de los ligamentos lesionados se requiere inmovilizar la articulación del tobillo. Esta inmovilización, que en los tratamientos actuales es hasta de seis semanas, produce atrofia en los músculos y ligamentos.

2. Evitar la atrofia parcial de las estructuras comprometidas, por su inmovilidad total, puesto que ello suele ser un factor generador de futuras reincidencias de la lesión.

3. Que el tratamiento con la ortesis propuesta, al tiempo que permite la rehabilitación del paciente, interfiera en menor grado con sus actividades cotidianas.

Se plantearon dos tipos de usuarios:

1. Usuario directo. Hombres y mujeres, entre los 17 y los 55 años, con esguince de tobillo tipo III por inversión, excepto

⁵ Galer, I.A.R. Applied ergonomics handbook. Butterworths. London 1987.

deportistas de alto rendimiento, quienes por su condición y actividad tienen indicado un protocolo de tratamiento diferente.

2. Usuario indirecto. El personal especializado en tratar estas lesiones: Médicos Generales, Médicos Podólogos, Médicos Ortopedistas, Médicos Fisiatras y Fisioterapeutas.

OBJETIVO GENERAL DEL PROYECTO

Diseñar una ortesis (férula dinámica) para el tobillo que contribuya con el tratamiento para la rehabilitación de esguinces tipo III por inversión, en adultos, minimizando la atrofia de las estructuras que conforman el tobillo, producida por la restricción del movimiento.

REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO

Derivados del estudio del tratamiento para esguinces:

- Debe inmovilizar los movimientos naturales y habituales del tobillo.
- Debe permitir la flexión dorsal, flexión plantar, inversión y eversión del pie.
- Debe permitir la aplicación de resistencia en los movimientos.
- Debe ejercer presión sobre el edema.

Derivados del estudio de la ortética:

- El eje mecánico del tobillo debe estar paralelo al suelo y perpendicular al eje longitudinal del pie. **Figura 4.**

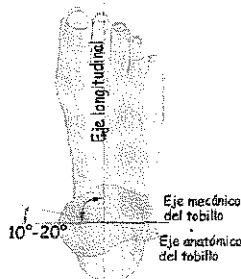


Figura 4. Eje mecánico de la articulación del tobillo⁶

- La altura máxima de la ortesis debe estar aproximadamente 2.5 cm., por debajo de la cabeza superior del peroné.

Derivados del estudio ergonómico:

- Debe adaptarse a la diversidad poblacional en las dimensiones de la extremidad inferior.
- Debe proteger la lesión de impactos y movimientos involuntarios.
- Debe permitir la postura y retiro con el pie formando un ángulo de 90° con la pierna.
- Comodidad.
- Seguridad (que no cause lesiones, tales como ampollas, callos, rozaduras).
- Facilidad de poner y quitar.
- Ligera
- Facilidad para su mantenimiento.
- Adaptabilidad anatómica.

PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS

En Colombia los estudios sobre variabilidad morfológica a partir de rasgos somáticos han sido escasos y los pocos que existen, son de hace más de 50 años, haciéndose necesario investigaciones más actualizadas, a la vez que se requiere de la creación de un protocolo que estandarice la forma de recolectar datos antropométricos y somatológicos teniendo en cuenta los avances que se han realizado en otros países y que se ajusta a las necesidades y al contexto específico de nuestro país⁷.

Aún hoy no se cuenta con una base de datos antropométricos de la población, lo que ha conducido a un conjunto de prácticas que no tienen en cuenta las dimensiones de las personas cuando se busca diseñar productos, elementos de trabajo, muebles, espacios entre otros.

Por las anteriores consideraciones se optó por disponer de una base de datos antropométricas de la población colombiana y en particular de la población laboral, desarrollada por el grupo de investigaciones de la facultad de salud pública de la Universidad Nacional sede Medellín, liderada por el profesor Jairo Estrada Muñoz en el trabajo

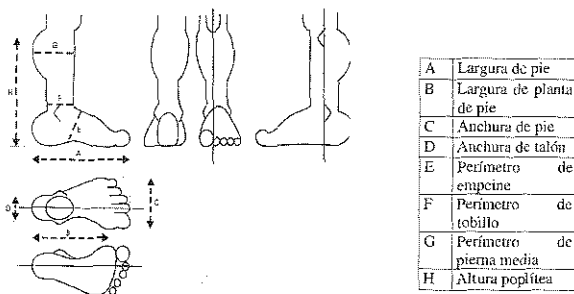
⁶ Universidad Don Bosco. Departamento de Ortesis y Prótesis. Diplomado a distancia en Ortesis y Prótesis. Módulo II.

⁷ Gómez Mejía, Juliana. Censo biotipológico Nacional. Estudios sobre somatología y variabilidad poblacional en Colombia. En: Revista Exhumar. N° 2, Año 2005. Universidad Nacional de Colombia.

titulado: "Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana 1995 (acopla95)".

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. Los parámetros de interés para el proyecto se resumen en la **Figura 5**.

Figura 5. Medidas antropométricas



Al diseñarse un producto el propósito general es que el mismo pueda ser utilizado con facilidad por todos los usuarios que conforman la población objetivo. Sin embargo muchos productos no cuentan con la posibilidad de adaptar sus tamaños para el 100% de ellos. Surgen así dos posibilidades diferentes: la primera es disponer de productos de diferente tamaño para diferentes grupos de usuarios, aplicándose el criterio de diseño para franjas específicas de población, permitiendo que algunos usuarios puedan seleccionar el que más le convenga. La segunda opción es concebir un producto que ofrezca cambios en sus dimensiones, (ajustable) de manera que distintos usuarios lo puedan utilizar.

Bien se sabe que el mayor porcentaje de los sistemas ortésicos y protésicos, deberán fabricarse sobre medidas, dado que en la mayoría de los casos corresponden a problemas específicos, pero con diferentes dimensiones antropométricas, niveles de lesión, avance de rehabilitación, actividad, situación anímica y socioeconómica.

La antropometría se aplica en el diseño de ortesis, prótesis y otros productos de este campo, por que existe la tendencia a regularizar formas y medidas con el propósito de alcanzar cierta estandarización en sus patrones de producción, como es el caso de las muletas, bastones, sillas de ruedas, fajas,

prótesis para seno, zapatos especiales para diabéticos y otros.

Para adaptar la solución ortésica a los parámetros antropométricos utilizados en el presente proyecto, se escogió el uso de franjas de valores que permitan establecer valores mínimos y máximos, debido a la necesidad de disponer de un factor de ajuste en el diseño. Dado que el diseño puede considerarse de media o baja precisión, se tomaron los percentiles extremos, es decir 5 y 95. Al notar que la amplitud dimensional entre los extremos no era despreciable y concluir que había una franja poblacional que permaneciendo en la mitad, podría encontrar incompatibilidades dimensionales, se decidió utilizar, de la misma manera, el 50 percentil para cubrir este segmento.

Así entonces, los parámetros antropométricos relevantes al diseño fueron el 5, 50 y 95 percentil, asimilándolos a las tallas S, M y L, respectivamente, brindando tres opciones dimensionales del mismo producto.

ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

Las siguientes cuatro (4) alternativas planteadas como soluciones iniciales a la hipótesis planteada a partir de los requerimientos de diseño, fueron desarrolladas por Cherly Margaret Duarte D. y Hernán Alonso Villamizar S., bajo la dirección del D.I. Francisco Espinel C. Estas comprenden cuatro (4) concepciones iniciales de mecanismos técnico-ortopédicos cuya función consiste en ser auxiliares terapéuticos, quienes mediante su uso permiten sustituir o corregir las funciones dañadas o perdidas del aparato locomotor; en este caso están referidas al tobillo que sufre un esguince tipo III por inversión.

Alternativa 1.

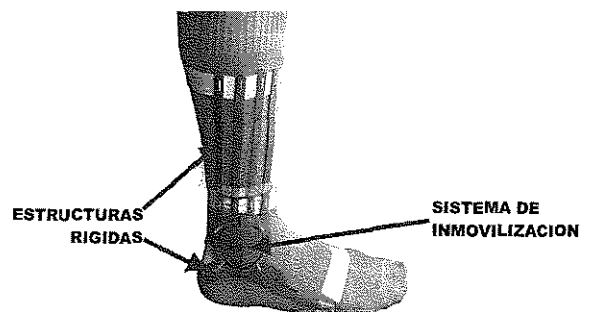


Figura 6. Primera Alternativa
Esta Alternativa consiste en una media elástica con cuatro estructuras rígidas internas que están ubicadas en los

laterales de la pierna y del pie. **Figura 6.** El sistema de inmovilización esta compuesto por dos placas que unen las estructuras de la pierna y del pie; El trabajo de rehabilitación se realiza por medio de las fibras elásticas de la media.

A continuación se presentan las ventajas y desventajas para esta propuesta:

Ventajas	Desventajas
a. Adaptación a cualquier constitución de pierna y anchura de pie. b. Simplicidad el sistema. c. Control de edema. d. Volumen mínimo. Las estructuras rígidas encapsuladas dentro del tejido elástico de la media, no generan un volumen mayor a cuatro milímetros sobre la piel.	a. Inmovilidad insuficiente. La media de tejido elástico sugerida y las estructuras no ofrecen la rigidez requerida para una inmovilidad total. b. Secuencia de postura inconveniente. La postura de esta solución no es adecuada, debido a que el pie debe encontrarse siempre formando un ángulo de 90° con la pierna, condición necesaria para la cicatrización del ligamento. c. No hay visibilidad de la lesión. La media elástica impide el contacto visual sobre la lesión.

Alternativa 2

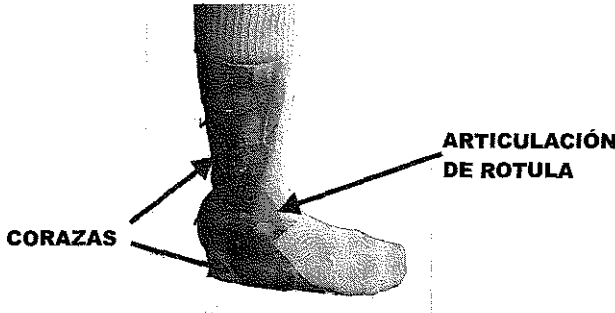


Figura 7. Segunda Alternativa

Conformada por una coraza en la parte posterior de la pierna y bajo la planta del pie, sujetadas por correas sobre la pantorrilla, permitiendo calzar el zapato. **Figura 7.** La unión entre las dos corazas se da por secciones de esferas que forman una articulación de rótula; La inmovilización se obtiene por medio de dos ejes laterales y por un pasador en la parte posterior que atraviesan las esferas de la rótula, bloqueando los movimientos del tobillo.

Como ventajas y desventajas para la presente alternativa se pueden señalar:

Ventajas	Desventaja
a. La articulación en forma de rótula permite todos los movimientos del tobillo. b. Permite variar el rango de resistencia. 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. c. Posibilidad de combinar las tallas de la pierna con las del pie.	a. Las superficies de la rótula no mantienen contacto permanente para el eficiente funcionamiento de la articulación.

Alternativa 3.

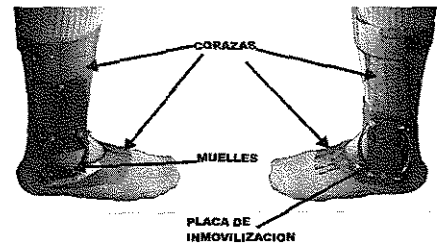


Figura 8. Tercera Alternativa

Consiste en una coraza rígida ubicada sobre la pantorrilla y sobre el empeine sujeta por correas en la parte posterior de la pierna y el calzado. **Figura 8.** El sistema de inmovilización consiste en dos placas que une las estructuras de la pierna y del pie. El sistema resistencia para la rehabilitación trabaja mediante muelles ubicados a cada lado del tobillo.

Como ventajas y desventajas se pueden señalar:

Ventajas	Desventajas
a. 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. b. Restringe los movimientos de inversión y eversión; sin bloquear la flexión dorsal y plantar. c. Visibilidad de la lesión.	a. La corazas están ubicadas sobre la pantorrilla y el empeine, zonas muy sensibles a presiones y fricciones. b. Excesivo número de componentes (ejes, placas, muelles, sujetadores) en el mecanismo de inmovilización, lo que dificulta tanto la precisión de los ajustes del mismo como la manipulación por parte del usuario.

Alternativa 4.

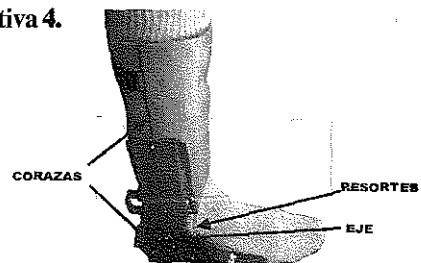


Figura 9. Cuarta Alternativa

Coraza rígida sobre la pantorrilla y bajo el pie, sujetas por correas en la parte posterior de la pierna; también permite usar calzado **Figura 9**. El sistema de resistencias se da por medio de resortes a tensión y compresión; Las estructuras se unen por un eje en cada lado a la altura del tobillo para conseguir su articulación.

Como ventajas y desventajas para esta propuesta pueden señalarse:

Ventajas	Desventajas
a. 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.	a. La coraza de la pierna está ubicada sobre la pantorrilla, zona muy sensible a presiones y fricciones.
b. La unión de las corazas por medio de un eje restringe la inversión y eversión, movimientos requeridos para la cicatrización del ligamento.	b. Excesivo número de componentes (tejes, placas, resortes, guías del resorte, sujetadores) en el mecanismo de inmovilización, lo que dificulta tanto la precisión de los ajustes del mismo como la manipulación por parte del usuario.
c. Permite mayores rangos de resistencia al incorporar resortes: elemento que puede ejercer altos niveles de fuerza.	

SELECCIÓN DE LA ALTERNATIVA A DESARROLLAR

Teniendo en cuenta los objetivos específicos propuestos, se cuantificó de cero a cinco (0-5) cada alternativa, donde cero califica la falta de cumplimiento y 5 el total cumplimiento con los requerimientos establecidos. Así se selecciona la alternativa para completar su desarrollo y realizar los ajustes pertinentes. De acuerdo con los criterios mencionados, la alternativa 2 cumple satisfactoriamente de acuerdo con los requerimientos señalados al poseer las mejores ventajas para su evolución y desarrollo. La evaluación de todas las alternativas puede apreciarse en la **Tabla 1**.

Requerimientos de diseño	ALTERNATIVAS			
	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 electroasistida	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

Tabla 1. Valoración de alternativas.

Los inconvenientes que esta alternativa presentaba en su primera fase de diseño, radicaba en las superficies de las esferas, pues estas no se mantenían en contacto al colocar los elásticos del sistema de rehabilitación. Para dar solución

a esto se incorporó una tercera esfera ubicada en la parte interna del sistema (**Figura 10**).

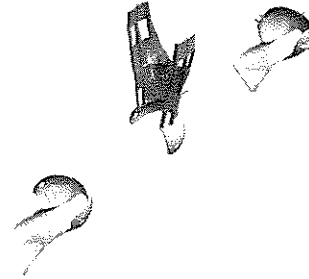


Figura 10. Tercer elemento esférico incorporado a la rótula

Se modificó la coraza de la pierna, como lo muestra la **Figura 11**, 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.

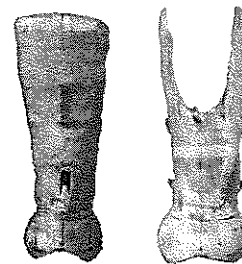


Figura 11. Evolución de la coraza que esta en contacto con la pierna.

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

Se desarrolló un mecanismo que de acuerdo con su posición, restringe o permite los movimientos de inversión y eversión, mediante un pasador que se acciona y no permite la rotación interna o externa como se puede apreciar en la **Figura 12**.

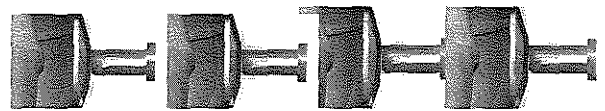


Figura 12. Mecanismo de bloqueo de inversión y eversión.

Se estudiaron las posibles direcciones y ubicaciones en las cuales, los elásticos podían ejercer resistencia. **Figura 13**. De igual manera se definió el modo en que los elásticos se sujetarían a las corazas de acuerdo a la necesidad de rehabilitación requerida por el paciente.



Figura 13. Posibles posiciones para los elásticos.

Se desarrolló el sistema de sujeción de la ortesis, utilizando correas para la coraza de la pierna y una banda elástica para el pie. Para colocarla debe empezarse desde el pie, para estabilizar la lesión, y luego se ajusta en la pierna con la correa del cuello del pie y la de la pierna media, como se aprecia en la **Figura 14**.

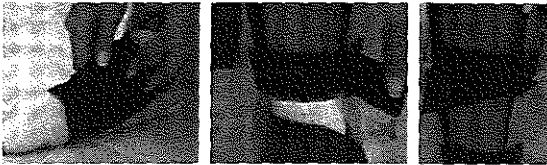


Figura 14. Secuencia de ajuste de la ortesis.

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

EXPERIMENTACIÓN ERGONÓMICA

La propuesta funcional que se sometió a experimentación la podemos observar en la **Figura 15**.

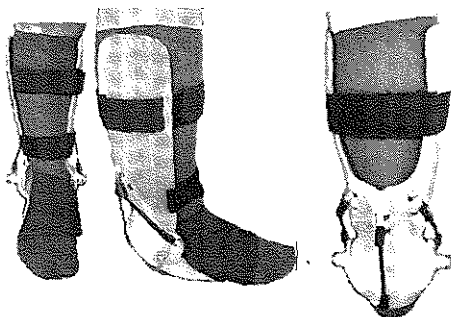


Figura 15. Propuesta funcional

El proceso de comprobación del resultado se realizó con base en tres tipos de experiencias desarrolladas, contando con colaboración de profesionales en ortopedia y fisioterapia, así como con pacientes que habían sufrido de esguince tipo III por inversión.

Los juicios a evaluar fueron los siguientes.

En el experimento 1: la evidente comprensión del sistema en la tarea de su ubicación, con juicios como: la visibilidad de la lesión, postura y retiro de la ortesis y la legibilidad de la secuencia de ajuste.

Objetivo principal: Valorar la comprensión del sistema de postura de la ortesis por parte del médico Ortopedista.

Tipo de usuario: Médico especialista en ortopedia.

Técnica utilizada: La estrategia para lograr el objetivo fue la de observar como se colocó el modelo funcional al paciente por parte del médico especialista en ortopedia.

Equipo: Para desarrollar el experimento se utilizó el modelo funcional construido por los autores.

Procedimiento: La prueba se realizó en el consultorio del médico especialista en ortopedia a quien se le entregó el modelo funcional para observar la manipulación del modelo funcional al colocarlo y retirarlo de la pierna del paciente. Se tomaron notas de los comentarios realizados sobre el modelo y una posterior conversión a las escalas establecidas.

En el experimento 2: la rehabilitación de la lesión con juicios como: la minimización de la atrofia, rehabilitación de músculos y ligamentos, recuperación propioceptiva, control del edema, identificación y comprensión de los sistemas de control.

Objetivo principal: Valorar la eficiencia del sistema de rehabilitación.

Tipo de usuario: los fisioterapeutas o quien desempeñe la labor durante el periodo de rehabilitación.

Técnica utilizada: La estrategia para lograr el objetivo fue colocar el modelo funcional al paciente por una semana.

Equipo: Para desarrollar el experimento se utilizó el modelo funcional desarrollado por los autores.

Procedimiento: La prueba se realizó en el consultorio fisioterapeuta, quien hizo la valoración correspondiente al paciente utilizando un test de movilidad. Se observó la manipulación del modelo funcional al colocarlo y retirarlo del paciente, se tomaron nota de los comentarios realizados sobre el modelo y una posterior conversión a las escalas establecidas.

En el experimento 3: la comodidad de la ortesis durante el tiempo de uso y sus resultados en el paciente con juicios como: la motivación para la realización de las terapias, confort, consecuencias dermatológicas, protección de la lesión, ajuste de la talla, postura y retiro de la ortesis.

Objetivo principal: Valorar la comodidad de la ortesis.

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 elaborado por periodos de tiempo de una semana. Para consignar las observaciones se utilizaron cuestionarios para evaluación de la movilidad.

Procedimiento: La prueba se realizó en el entorno natural del paciente utilizando para ello la entrevista y la aplicación del test de evaluación de su movilidad, una posterior conversión a las escalas establecidas.

Después de realizados los experimentos se llevó a cabo un análisis cuyos resultados se interpretan con las escalas de clasificación predeterminadas.

Los resultados alcanzados en cada una de las experiencias se resumen en la **Tabla 2**.

Tabla 2. Resultados de la Experimentación.

Experimento	Juicios evaluados	Resultado
Comprensión del sistema de ortesis	Visibilidad de la lesión	Regular
	Postura y retiro de la ortesis	Fácil
	Legibilidad de la secuencia de ajuste	Incorrecto
Rehabilitación de la lesión	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
	Motivación para la realización de las terapias	Buena
Comodidad de la ortesis	Confort	Aceptable
	Consecuencias dermatológicas	Inexistentes
	Protección de la lesión	Buena
	Ajuste de la talla	Regular

A partir de estas evaluaciones se concluyeron diversos aspectos que servirán para los ajustes del diseño del modelo formal:

* Las estructuras laterales de la caña, deben ser mas rígidas para bloquear por completo la inversión y la eversión.

* Las esferas interna y externa de la rótula, deben tener mayor rigidez 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.

PROPUESTA FINAL

Luego de recoger las indicaciones de los experimentos y evolucionar otros aspectos inherentes a la estructura y materiales se obtuvo una propuesta formal que se observa en la **Figura 16**.

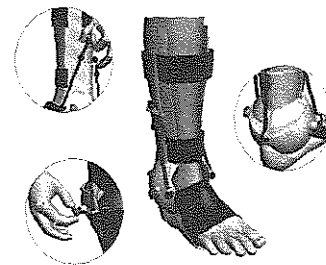


Figura 16. Propuesta formal de la órtesis para esguince tipo III por inversión.

La ortesis esta compuesta por dos elementos (caña y pie) unidos por una articulación de rótula a la altura del tobillo permitiendo los movimientos del pie, con un mecanismo de bloqueo voluntario de movimiento para la inversión y eversión.

Posee un sistema de rehabilitación conformado por tres elásticos con dos niveles de resistencia y una banda de ajuste del pie que contribuye al control del edema.

La geometría de la rótula permite la combinación de la talla de la caña de la pierna con la del pie, en tres tallas (S, M y L) para la caña y en tres tallas (S, M y L) para el pie derecho e izquierdo.

CONCLUSIONES

* La ortesis al integrar los elementos necesarios para realizar las terapias de movilidad y de potencia, logró que los pacientes evolucionaran completamente su capacidad funcional en diez días de terapias.

* La ortesis al permitir los movimientos del tobillo de manera resistida, contribuyó a generar la protección y seguridad que los pacientes necesitan 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, incentivan a los pacientes para que las realizarán en cualquier momento del día.

* Factores como la posibilidad de realizar una marcha normal y de usar prendas como el calzado de uso cotidiano, fueron factores que los pacientes valoraron en la propuesta.

* Los materiales utilizados en el modelo funcional no produjeron consecuencias dermatológicas en los pacientes.

* La geometría de las estructuras rígidas de la ortesis 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 ortesis de la pierna, proporciono una ventaja frente otros sistemas de inmovilización.

* Los elementos de ajuste y la configuración de la ortesis, facilitaron una conveniente ubicación y retiro sobre la pierna.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] 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.
- [2] EINSINGBACH, Thomas. La Recuperación Muscular: en la fisioterapia y en la rehabilitación. Barcelona: Paidotribo, 1996. p. 11-24, 46-61.
- [3] GALER, I.A.R. Applied ergonomics handbook. Butterworths. London 1987
- [4] GEISTNER B., Jochen. Conceptos de Ortopedia. Cali: U. Del Valle, 1998. p. 23-34.
- [5] GOLDCHER, A. Podología. Barcelona: Masson, 1992. p. 3-21, 139-145.
- [6] GÓMEZ MEJÍA, Juliana. . Censo biotipológico Nacional. Estudios sobre somatología y variabilidad poblacional en Colombia. En: Revista Exhumar. N° 2, Año 2005. Universidad Nacional de Colombia.
- [7] KAPANDJI, A. I. Fisiología Articular. Madrid: Médico Panamericana, 1998. v. 2, p. 146-152, 161-169, 198-199, 218-224, 236, 255-266
- [8] MCRAE, Ronald. Ortopedia y Fracturas: Exploración y Tratamiento. s.l: Marban, 1996. p. 30-40.
- [9] MINK, Walter. El plástico en la industria: tratado práctico. 2 ED. México: Gustavo Gili, 1991. p. 15-20, 63-65.
- [10] RODRÍGUEZ, Gerardo. Manual del Diseño Industrial: curso básico. 3 ED. México: Gustavo Gili, s.f. 165 p.
- [11] RODRIGUEZ SUAREZ, G., Leal Olivera A., Rodríguez Fernández, F. Impacto de sistema de clasificación aplicando códigos de colores en la urgencia de ortopedia. En: Revista Cubana de Ortopedia y traumatología. 2001, 15 (1-2): 22-6
- [12] ROYO, Joaquín. Manual de tecnología del caucho. 2 ED. Barcelona: Reclamo técnico, 1980. p. 20-24, 220-231.
- [13] UNIVERSIDAD DON BOSCO. Departamento de ortesis y prótesis. Diplomado a distancia en ortesis y prótesis. Módulo II.
- [14] 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.
- [15] WILSON, J. N and CH. M., F. R. C. S. Fracturas y Heridas Articulares. Barcelona: Salvat, 1980. p. 1031-105