

Design of a cervical traction device.

B. Salas^a, E. Robayo^a, L. Martino^{*,b}

^aEscuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Venezuela.

^bCentro de Biomecánica (CEBIOMECA), Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Venezuela.

Abstract.-

There cervical pathologies that do not warrant surgical intervention, these can be treated in rehabilitation centers using devices designed to strengthen the muscles of the cervical region, they have the disadvantage of being large and composed of many elements which are not attractive to patients, causing fear of these. Not all facilities possess one, therefore therapy is performed manually. Given the above, a device portable cervical traction for use in rehabilitation centers, which can be applied comfortably, was designed. The solution was proposed based on the characteristics expected for these devices, the study of efforts was performed under the critical operating condition using a finite element software, the result was that the maximum stress occurs when the screws are fully extended and the compressed springs in either case it not exceeds the yield strength of the material, so that the design is considered adequate to the load conditions and materials set. The device has a manufacturing cost 36,65 % less to their national similar, and was evaluated by physiotherapists successfully.

Keywords: cervical traction, cervical therapy, physiotherapy.

Diseño de un dispositivo de tracción cervical.

Resumen.-

Existen patologías cervicales que no ameritan intervención quirúrgica, éstas pueden ser tratadas en centros de rehabilitación mediante el uso de dispositivos destinados al fortalecimiento de la musculatura de la región cervical, estos tienen la desventaja de ser grandes y compuestos de muchos elementos por lo que no resultan atractivos para los pacientes, causando temor hacia los mismos. No todos los centros poseen uno por lo que la terapia se realiza manualmente. Dado lo anterior, se diseñó un dispositivo de tracción cervical portátil para ser usado en los centros de rehabilitación, que pueda aplicarse de forma cómoda. La solución se planteó basándose en las características esperadas para este tipo de dispositivos, se realizó el estudio de esfuerzos bajo la condición crítica de funcionamiento utilizando un software basado en elementos finitos dando como resultado que el máximo esfuerzo se presenta cuando los tornillos están completamente extendidos y los resortes comprimidos, en ninguno de los dos casos se supera el límite elástico del material, por lo cual se considera que el diseño presenta un adecuado desempeño para las condiciones de carga y materiales establecidos. El dispositivo tiene un costo de fabricación 36,65 % menos a sus similares nacionales, y fue evaluado por fisioterapeutas satisfactoriamente.

Palabras clave: tracción cervical, terapia cervical, fisioterapia.

Recibido: Enero 2015

Aceptado: Marzo 2015

1. Introducción.

Las patologías de la región cervical pueden ser producto de malas posturas o movimientos. Algunas de estas no ameritan intervención quirúrgica, pueden ser tratadas en centros de rehabilitación mediante el uso de equipos destinados al fortalecimiento muscular en la región cervical, pero

* Autor para correspondencia

Correo-e: lmartino@uc.edu.ve (L. Martino)

no todos los centros de rehabilitación cuentan con estos equipos porque son costosos, por lo que generalmente las terapias son realizadas manualmente, y cuando poseen algún equipo tiene la desventaja de ser grande y compuesto de muchos elementos para su funcionamiento por lo que no resultan atractivos para los pacientes, causándole temor hacia estos equipos, por otro lado requieren que el paciente permanezca en una posición estática mientras se realiza la sesión de terapia, lo cual es desagradable para la persona tratada. Por lo que se propuso el diseño de un dispositivo de tracción cervical portátil y cómodo, adaptándose a las condiciones técnicas vigentes en el país, disminuyendo los costos de fabricación y obteniendo mejor control de la tracción al momento de su aplicación, y no obligando al paciente a permanecer inmóvil mientras se somete al tratamiento. Cabe destacar que este dispositivo es para mayores de 18 años.

2. Metodología.

Para llevar a cabo el diseño del dispositivo de tracción cervical se estudió la anatomía del raquis cervical, de la cual se extrae que el cuello puede realizar un gran número de movimientos, debido a que está formado por piezas rígidas unidas por elementos elásticos, que le permiten moverse en cualquiera de los tres ejes y planos de movimiento (sagital, frontal y transversal). Los movimientos básicos son: flexión, extensión, inclinación y rotación. Cada uno de ellos implica la participación de estructuras diferentes, que facilitan, controlan y limitan el movimiento. Cada segmento vertebral posee unas cualidades biomecánicas específicas [1].

Para proponer una solución se estudiaron ventajas y desventajas de varios modelos existentes de dispositivos de tracción cervical [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12].

2.1. Especificaciones del sistema a diseñar.

El diseño de la solución debe cumplir con las siguientes restricciones y criterios:

- Debido a que el sistema a diseñar no está sujeto a un paciente determinado, se estima

una fuerza de tracción máxima de 15 kg de acuerdo a las restricciones en la aplicación de la tracción cervical.

- El dispositivo debe tener un peso menor a 2 kg.
- Ser de fácil colocación y ajuste en el paciente.
- Ofrecer buen ajuste y apoyo en relación a la postura.
- Ser lo más ergonómico y económico posible.
- El diseño debe ser estético.
- Los elementos y accesorios requeridos en el diseño del dispositivo estén disponibles en el mercado nacional.

2.2. Análisis de esfuerzos.

Con la solución planteada se establecen las dimensiones, materiales y condiciones de borde para el dispositivo en la condición crítica de operación. Seguidamente, se procede a determinar el estado de esfuerzos y desplazamientos, utilizando un programa basado en elementos finitos (MEF) específicamente el complemento Simulation de SolidWorks 2013.

2.3. Cálculo analítico.

Se realizaron los cálculos del factor de seguridad del dispositivo, una vez determinados los esfuerzos máximos a los que está sometido el dispositivo, y de los resortes a partir del procedimiento analítico empleado para el diseño de elementos de máquinas.

2.4. Especificaciones del dispositivo diseñado.

Establecidas las condiciones de diseño se procedió a construir el prototipo del dispositivo, se llevó a los fisiatras para que lo evaluaran en base a los requerimientos por ellos establecidos.



Figura 1: Collarín cervical de cuatro postes [12].

3. Resultados.

3.1. Solución planteada.

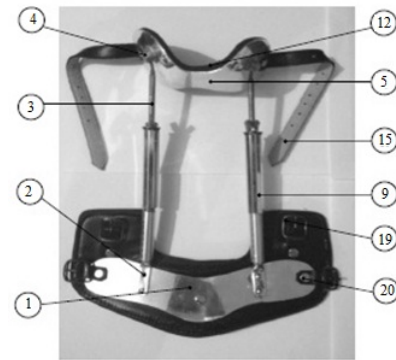
En base a los modelos estudiados se seleccionó como modelo de referencia el collarín cervical ajustable de cuatro postes (Figura 1) ya que su diseño es simple, liviano, permite inmovilizar la cabeza del paciente, y los postes de forma cilíndrica son ideales para adaptar el mecanismo de tracción el cual ejercerá la fuerza mediante resortes de compresión.

La Figura 2 muestra el resultado de la solución propuesta, la cual consta de dos partes (anterior y posterior) unidas mediante correas. Cada parte está conformada por una placa (1) apoyada en pecho y espalda respectivamente, en estas se fijan dos tubos (2) en posición vertical que sirven de guías a los tornillos (3) los cuales están fijados mediante rótulas (4) a dos placas (5 y 6) en donde va apoyada la cabeza. El indicador de fuerza consiste en una bocina calibrada (7) que sirve de apoyo para un resorte de compresión (8) cubierto de una camisa (9), la cual, mediante la acción de una tuerca (10) que comprime al resorte, cubre la bocina e indica la cantidad de fuerza aplicada. Adicionalmente, está formado por 6 acolchados, 6 correas, 6 hebillas y 34 elementos de fijación (remaches).

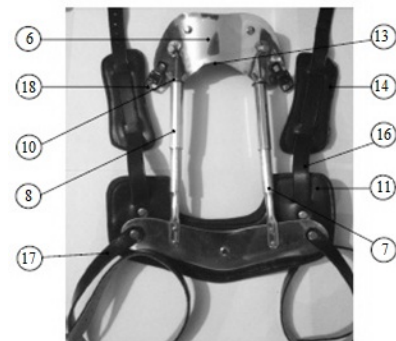
3.2. Especificaciones del sistema diseñado.

La Tabla 1 muestra los elementos y la cantidad de los mismos que forman el dispositivo.

Placas de tórax, son dos, sirven de soporte para los tubos guías, ofrecen rigidez a la sujeción



Vista anterior (pecho)



Vista posterior (espalda)

Figura 2: Dispositivo tracción cervical [13].

Tabla 1: Lista de elementos que conforman el dispositivo [13].

Nº	Nombre	Cantidad
1	Placas de tórax	2
2	Tubos guía	4
3	Tornillos mecanizados	4
4	Rótulas	4
5	Placa del mentón	1
6	Placa de la nuca	1
7	Bocinas calibradas	4
8	Resortes de compresión	4
9	Camisas	4
10	Tuercas mariposa	4
11	Acolchados de tórax	2
12	Acolchados del mentón	1
13	Acolchados de la nuca	1
14	Acolchados del hombro	2
15	Correas del cuello	2
16	Correas del hombro	2
17	Correas del pecho	2
18	Hebillas pequeñas	2
19	Hebillas grandes	4
20	Elementos de fijación	34

del dispositivo, fabricados en aluminio 6061 de 2 mm de espesor ligeramente doblados para que se

adaptan a la forma del pecho y espalda. Tiene un ancho de 200 mm y 40 mm de alto. Presentan siete (7) agujeros taladrados, pasantes, de 3,18 mm de diámetro, los cuales se utilizan para fijar los tubos guías y las correas.

Tubos guías, son cuatro dos por cada placa de tórax, sirven como guía para los tornillos mecanizados, fabricados de aluminio 6061 de 8 mm de diámetro externo y 1 mm de espesor. Están achatados y doblados en uno de sus extremos donde presentan dos agujeros taladrados, pasantes, de 3,18 mm de diámetro, los cuales se usan para fijarlos a las placas del tórax. Los tubos frontales tienen un largo de 115 mm a diferencia de los posteriores que tienen 145 mm de largo.



Figura 3: Espárrago mecanizado [13].

Tornillos mecanizados, son cuatro, dos por cada placa de tórax, son espárragos M6 fabricados en acero inoxidable AISI 304 de 145 mm de largo (Figura 3), mecanizados en uno de sus extremos (Figura 4) para ser insertado en la rótula, permitiendo cierto grado de inclinación de las placas del mentón y de la nuca para ajustarse a los diferentes pacientes, que es una de las partes novedosas del dispositivo.

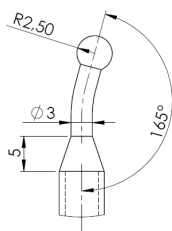


Figura 4: Detalle del extremo superior del espárrago [13].

Rótulas (Figura 5), son cuatro elementos mecanizados a partir de una barra de acero inoxidable AISI 304 de 19,05 mm de ancho, presentan 2 agujeros taladrados pasantes de 3,18 mm de diámetro, en donde van los remaches que fijan las rótulas a las placas del mentón y la nuca.

Placa del mentón y placa de la nuca, sirven como apoyo de la cabeza, fabricados en aluminio 6061 de 2 mm de espesor, dobladas para ajustarse

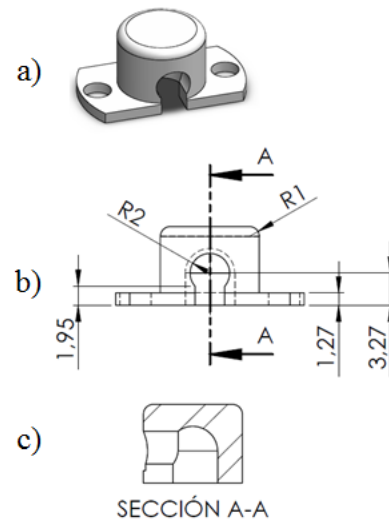


Figura 5: Rótula: a) Vista en perspectiva, b) vista frontal y c) detalle de sección [13].

al mentón y la nuca, presentan ocho agujeros taladrados y pasantes de 3,18 mm de diámetro donde se fijan las rótulas, correas y hebillas.

Bocina calibrada, sirve como indicador de la fuerza que ejerce el mecanismo, fabricada a partir de barras de aluminio 6061 de 12,7 mm de diámetro con una perforación por el centro pasante de 8,33 mm de diámetro. Éstas están calibradas con respecto a la razón de compresión del resorte para indicar la fuerza que ejercen en la tracción.

Resorte de compresión, son cuatro resortes de compresión, de acero inoxidable AISI 302, que por limitaciones de espacio, no debe superar los 80 mm de longitud libre y diámetro externo no mayor a 12,7 mm para que pueda apoyarse sobre la bocina.

Camisa, es para cubrir el resorte y a medida que éste se comprime, la camisa cubre la bocina indicando la fuerza que ejerce cada resorte.

Tuerca mariposa, son las encargadas de desplazar los tornillos y comprimir los resortes. Son tuercas mariposa de rosca 6,35 mm, las cuales se posicionan en los tornillos y facilitan la acción manual de éstas.

Acolchados, tienen como propósito lograr la comodidad en los puntos donde se apoyan las partes metálicas y las correas sobre el cuerpo, son de goma espuma cubiertos de cuero.

Correas y hebillas, ayudan a ajustar las seccio-

nes del dispositivo para que se adapte a cualquier paciente, están hechas de cuero y hebillas metálicas.

Elementos de fijación, son remaches de broche y de impacto que se usan para fijar la posición de los distintos elementos que conforman el dispositivo.

3.3. Diseño del resorte.

El mecanismo dispuesto para ejercer la fuerza de tracción en el collarín está conformado por cuatro tornillos ubicados en los tubos guías y unidos mediante las rótulas a la placa del mentón. Para ejercer la tracción y obtener la cantidad de fuerza aplicada es necesario diseñar los resortes [14] para que cumplan con el correcto funcionamiento del dispositivo.

Se requieren fijar variables en el diseño, de las cuales se tiene que el dispositivo alcance una fuerza de 15 kg, esto se fijó en conjunto con los fisiatras y fisioterapeutas en los centros de rehabilitación visitados basándose en experiencias anteriores. También por limitaciones de espacio en el dispositivo, se fijaron los diámetros y la deflexión máxima de los resortes. El material a utilizar es alambre de acero inoxidable AISI 302 (es el que se encuentra en el mercado nacional). En el diseño se fijaron las variables que se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2: Variables establecidas para el diseño del resorte.

N° Resortes	y (mm)	d (mm)	D (mm)	F (Kg)
4	40	1,2	10	15

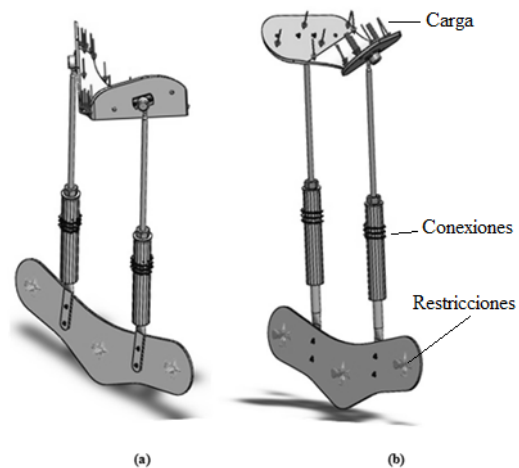
F: fuerza ejercida por los cuatro resortes a su máxima compresión
 d: es el diámetro del alambre
 D: es el diámetro de espira
 y: es la medida de compresión de cada resorte al ejercer la fuerza F

Luego de los cálculos realizados las características de los resortes son: diámetro de alambre de 1,2 mm, diámetro externo e interno de 11,2 mm y 8,8 mm respectivamente, con una longitud libre de 76 mm, 25 espiras activas y extremos cuadrados rectificadas, una tasa del resorte $k = 901,56 \text{ N/m}$ y el factor de seguridad calculado es de 1,72 el cual es aceptable [14].

4. Análisis de esfuerzos.

Este análisis se le realizó al conjunto armado tanto a la parte anterior como a la posterior, tomando como posición crítica cuando los tornillos están extendidos totalmente y los resortes comprimidos ejerciendo la máxima fuerza, que es de 15 kg de acuerdo a las restricciones establecidas. Para verificar la dispersión de los resultados obtenidos, se realizó un estudio de sensibilidad de la parte anterior del dispositivo, variando el número de elementos que conforman la malla utilizando elementos tetraédricos de primer orden de interpolación con cuatro nodos en sus vértices, ya que los mismos son adaptables a la geometría del dispositivo. Utilizando criterios de convergencia [15] se obtiene el mallado óptimo con un número de 220000 elementos cuando el error porcentual se acerca a cero. Se procede a realizar el análisis del modelo en donde se obtiene el estado de esfuerzos (necesario para el cálculo del factor de seguridad) así como los desplazamientos máximos para la condición estudiada.

Evaluación de esfuerzos en la posición crítica.



(a) Vista anterior (b) Vista posterior

Figura 6: Ubicación de las cargas, conexiones y restricciones al dispositivo para el análisis de esfuerzos [13].

Para llevar a cabo el análisis de esfuerzos en la posición crítica, se hace necesario establecer un ensamble de todos los elementos del dispositivo. En la Figura 6 se muestra el dispositivo

con las cargas y restricciones de movimientos de los elementos de fijación, la acción de los resortes y su reacción, reflejada como una fuerza aplicada del mentón y la nuca. Las restricciones fueron seleccionadas tomando en cuenta el tipo de contacto existente entre el ensamble y los puntos de sujeción entre el dispositivo y el cuerpo del paciente. Las cargas están representadas por las flechas delgadas verticales, las conexiones móviles se muestran alrededor de los cilindros donde se encuentran los resortes, y las restricciones están representadas por flechas gruesas en posición horizontal en las placas. Las consideraciones son

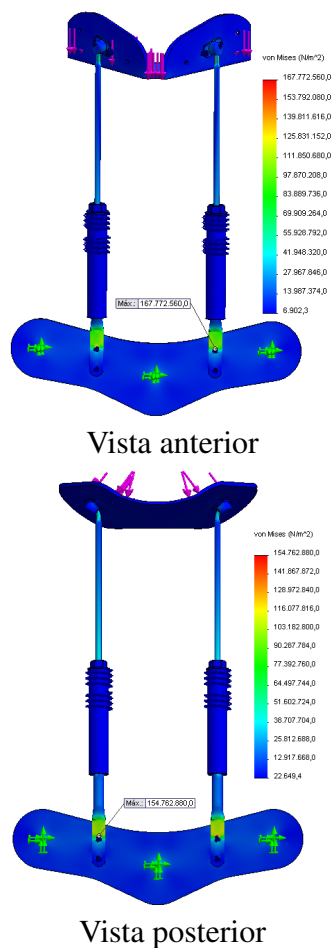


Figura 7: Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el dispositivo [13].

las siguientes:

- Cargas aplicadas: carga distribuida en la placa mentón 73,5 N y en la placa nuca 73,5 N.
- Conexiones móviles: conector tipo resorte entre la cara superior de la bocina y la cara

interna de la copa, con una constante elástica de $k = 901,56 \text{ N/m}$ y una precarga de 40N.

- Restricciones: de tipo geometría fija, ubicadas en los agujeros donde van fijados los acolchados que a su vez fijan las correas alrededor del cuerpo del paciente.

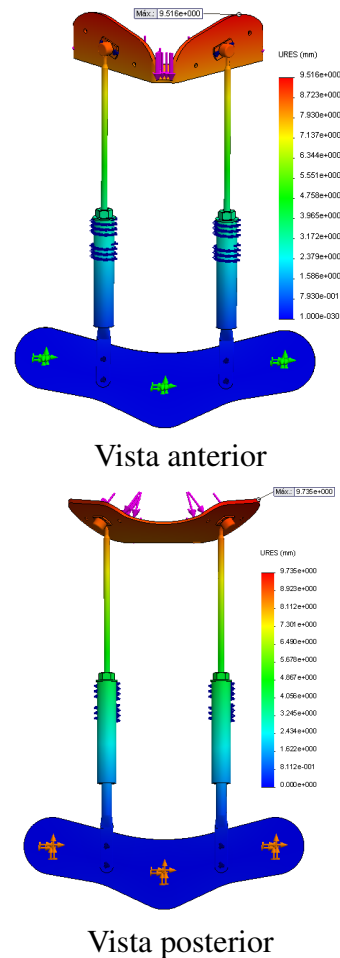


Figura 8: Resultados de los análisis de desplazamientos en el dispositivo [13].

El análisis numérico muestra la distribución de las tensiones de Von Mises generados a partir de la aplicación de las cargas, conexiones y restricciones al dispositivo, así como el desplazamiento originado por las mismas. En la Figura 7 se muestran los resultados de la evaluación de esfuerzos, correspondientes al ensamblaje de elementos móviles en la posición crítica, en la parte anterior del dispositivo, se ubica la zona más esforzada en el tubo guía, con un esfuerzo máximo de 167,77

MPa, y en la parte posterior la zona más esforzada resultó ser también en el tubo guía, con un esfuerzo máximo de 154,76 MPa, menor al de la parte anterior.

En la Figura 8 se muestran los resultados relacionados con los desplazamientos, correspondientes al ensamblaje de partes móviles en la posición crítica, en la parte anterior del dispositivo el desplazamiento máximo es de 9,51 mm en la parte superior de la placa del mentón, y en la parte posterior el desplazamiento máximo es de 9,73 mm en la parte lateral de la placa de la nuca.

Los valores de esfuerzo máximo obtenidos son menores a la resistencia de fluencia de cualquiera de los materiales presentes en el dispositivo, lo que indica que las partes que conforman el diseño soportarán las cargas aplicadas en condiciones normales de uso. De acuerdo a los resultados obtenidos en el análisis de esfuerzos y en base al estudio del factor de seguridad para condiciones de carga estática es posible determinar la condición de falla del dispositivo considerando los elementos más esforzados [14]. De lo que se obtiene que para la parte anterior el factor de seguridad es de 1,64 y para la parte posterior es de 1,77. Estos valores del factor de seguridad de ambas partes indican que no fallarán para los esfuerzos aplicados y condiciones de diseño establecidas.

5. Factibilidad económica.

Para ello se realiza un estudio de costos, que abarca materiales, mano de obra, compra de piezas y procesos de elaboración, lo que da como resultado que el costo del dispositivo es de Bs 4751,46 para julio de 2014. Una vez obtenidos estos resultados se comparan con otros dispositivos que se venden en el mercado nacional para la misma fecha. Cabe destacar que el dispositivo diseñado tiene doble función, la estabilizadora y la de tracción, estas funciones en el mercado la cumplen dos dispositivos por separado. Para la función de tracción se tiene el equipo de tracción cervical puerta con un precio de 2500 Bs, y para la estabilizadora en el mercado se tiene el collarín cervical Minerva de cuatro postes cuyo precio es para la fecha del estudio 5000 Bs,

dando un total de 7500, que resulta ser un 35,65 % mas costos que el diseñado en esta investigación.

6. Evaluación del dispositivo por parte de fisiatras.

Una vez construido el prototipo del dispositivo, se realizó la evaluación por parte de los fisiatras, los cuales aprobaron la aplicación del dispositivo en los pacientes ya que cumplía con los requerimientos y características planteadas en este trabajo de grado. Los fisiatras encargados de dicha evaluación pertenecen a centros de rehabilitación distintos, esto se hizo con la finalidad de obtener dos evaluaciones diferentes con la oportunidad de trabajar cada uno con la respectiva población de fisioterapeutas y pacientes.

7. Conclusiones y recomendaciones.

Se estudió la anatomía y fisiología en la región cervical, así como las patologías más comunes que se presentan en esta zona, para adaptar el diseño a las necesidades de los pacientes en cuanto a tracción cervical se refiere. Para el diseño del dispositivo de tracción cervical portátil, se tomó como punto de inicio las características del collarín de cuatro postes de tamaño variable. A este collarín se le diseñó un mecanismo que ejerce la tracción y permite indicar la fuerza aplicada, éste está formado por el tornillo mecanizado, la rótula, la bocina calibrada, la camisa y el resorte.

Este dispositivo funcionará seguro bajo las condiciones de carga para la posición mas crítica, que es cuando los tornillos están extendidos completamente y los resortes comprimidos ejerciendo la fuerza máxima, ya que se calcularon los factores de seguridad confirmando que los materiales seleccionados resisten los esfuerzos presentes. Las zonas mas esforzadas resultaron ser en los tubos guías en los orificios inferiores con un esfuerzo máximo de 167,77 MPa en la parte anterior y de 154,76 MPa en la parte posterior del dispositivo.

Se construyó un prototipo del dispositivo utilizando materiales con propiedades similares a los establecidos durante el diseño y disponibles en el mercado nacional. La geometría de los elementos

del dispositivo permite que su fabricación pueda ser realizada en cualquier taller convencional. El dispositivo fue evaluado por dos fisiatras quienes se basaron en criterios como funcionabilidad, ergonomía, simplicidad y estética, y finalmente fue aprobado por ambas partes aportando recomendaciones de mejora.

Se determinó la factibilidad económica y tecnológica de la solución definitiva, verificando que el dispositivo puede construirse sin ningún inconveniente con materiales disponibles en el país y en talleres de la región con mano de obra calificada para todas las operaciones requeridas. El dispositivo tiene un costo de fabricación de Bs. 4751,46 que es un 36,65 % menor al de los dispositivos comerciales que cumplen su función (tracción y estabilización), debe considerarse que al producirse en masa estos costos disminuirán haciéndolo más accesible.

Se recomienda adaptar un sistema de bloqueo del mecanismo para mejorar la estabilidad en la aplicación del dispositivo y mantener unidas la parte superior con la inferior.

Agradecimientos.

A la Dra. Yudiannet Zeis, médico fisiatra, encargada en el Centro de Rehabilitación Valencia; a la Dra. Nataly Jiménez, médico fisiatra, Presidente del Centro Rehabilitación CRIVAS y a los fisioterapeutas de dicho centro, y a la Ortopedia Coletti y a su personal.

Reconocimiento.

Este artículo fue seleccionado por la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo, como uno de los mejores Trabajos Especiales de Grado del año 2014.

Referencias

- [1] I. A. Kapandji. *Fisiología articular. Tomo 3. Tronco y Raquis*. Editorial Médica Panamericana S. A., 1998.
- [2] J. P. Jones. Self actuated cervical traction machine. Patent US 4971043, US Patent, 1990.
- [3] F. A. Miller y R. T. Cardozo. Cervical traction device. Patent US 5451202, US Patent, September 1995.
- [4] R. Chitwood. Pivotal cervical traction/stretch and neck curve support device. Technical Report 5569175, US Patent, October 1996.
- [5] J. T. Hankins y Leamon Cotton. Portable cervical traction apparatus. Patent US 6447468, US Patent, September 2002.
- [6] B. H. Pillai. Traction adjustable cervical collar for transferring weight of the head of a wearer from the cervical spine of the wearer to the shoulders of the wearer. Patent US 7048705, US Patent, May 2006.
- [7] A. Croft y M. Haneline. Self actuated cervical (neck) traction device. Patent US 7033333, US Patent, April 2006.
- [8] L. A. Gilliam. Traction method and device. Patent US 7144380, US Patent, December 2006.
- [9] L. M. Marsh. Cervical spine brace and traction device. Patent US 7128724, US Patent, October 2006.
- [10] M. Kurutz y T. Bender. Weightbath hydrotraction treatment: application, biomechanics, and clinical effects. *Journal of multidisciplinary healthcare*, 3:19–27, 2010.
- [11] N. Chitwood y S. Nickell. Cervical traction/stretch device kit. Patent US 7670307, US Patent, March 2010.
- [12] R. H. Hale. Cervical brace. Technical Report 2736314, US Patent, February 1956.
- [13] B. Salas y E. Robayo. Diseño de un dispositivo de tracción cervical. Trabajo especial de grado, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela, 2014.
- [14] R. L. Norton. *Diseño de maquinas : Un enfoque integrado*. Pearson Educacion, México, cuarta edición edition, 2011.
- [15] Olgierd Cecil Zienkiewicz. *El método de los elementos finitos*. Reverté, 1981.