

DISEÑO DE UNA ÓRTESIS TOBILLO-PIE CON BLOQUEO AN- TIEQUINOPARA EL REPOSO Y SISTEMA DE COMPENSACIÓN DE CARGAS PARA LA MARCHA

*John Calle Sigüencia²¹, Freddy Moncayo Matute²²,
Daniel Reinoso Zhindon²³, Cristian Torres Díaz²⁴*

El presente documento muestra el diseño de una órtesis dinámica de tobillo-pie que ayudará a detener y contrarrestar la deformación evolutiva de pie equino, además de contribuir a mejorar la marcha de una persona adulta que padece de cuadriparesia espástica, es decir, de una deformación que no permite que la persona tenga un control total sobre los movimientos del tobillo. Actualmente, en el mercado ecuatoriano se encuentran órtesis fijas AFO (Ankle foot orthosis) y DAFO (Dinamyc ankle foot orthosis), que presentan desventajas en la recuperación de movilidad del tobillo, puesto que se ponen rígidas por el uso continuo. En el ámbito internacional, estos problemas se han solucionado con la utilización de órtesis activas que permiten al tobillo un movimiento controlado en el ciclo de la marcha, pero que presentan la desventaja de que exigen grandes desgastes metabólicos por el peso de dispositivos. El diseño propuesto se basa en una órtesis AFO pasiva con un valor agregado en la implementación de un sistema de compensación de cargas

²¹Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, fmoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

²²Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, fmoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

²³Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, fmoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

²⁴Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, fmoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

en la articulación, proporcionándole de esta manera cualidades de una activa de tal manera que este dispositivo permita una marcha estable; este mecanismo funcionará también como “antiequino” en el reposo, limitando el ángulo de flexión plantar, además de estar diseñada para utilizarla con calzado normal.

Palabras clave: órtesis tobillo-pie, articulación; AFO, DAFO; pie equino.

INTRODUCCIÓN

El proyecto se desarrolló en la ciudad de Cuenca, Ecuador, tomando como referente una persona del sexo masculino de 35 años de edad con un peso corporal de 70 Kg, que padecía cuadriparesia espástica, que es una parálisis parcial que afecta a los cuatro miembros del cuerpo provocando que algunos músculos se mantengan permanentemente contraídos. Una de las consecuencias de dichas contracciones es cuando la persona ha adquirido una deformación de pie equino en su extremidad derecha, deformidad del pie que se caracteriza porque su totalidad está sostenida en posición de flexión plantar con relación a la pierna (la contractura del músculo tríceps es la causa de que el pie adopte esta posición). La evolución de esta deformidad ha ocasionado al paciente problemas en la marcha debido a la permanente posición de flexión plantar, la cual necesita corregir para que llegue a tener una correcta dorsiflexión evitando la marcha de puntillas y que el talón entre en contacto normal con el suelo (Levitt, 2012; Muñoz, 2006).

La marcha humana es un movimiento complejo gobernado por la actividad de numerosos grupos musculares que controlan su estabilidad a la vez que minimizan el coste metabólico del transporte. La propulsión coordinada del tobillo es un factor crítico para la eficiente caminata humana. La eficiencia de la marcha humana está particularmente afectada por el momento de la impulsión (Fig. 1). Por ejemplo, después del accidente cerebrovascular, los impulsos propulsores suministrados por los flexores plantares del tobillo son a menudo muy asimétricos (Chen, 2008; Detrembleur, 2003; Kuo, 2005; Wiggin, Collins y Sawicki, 2011).

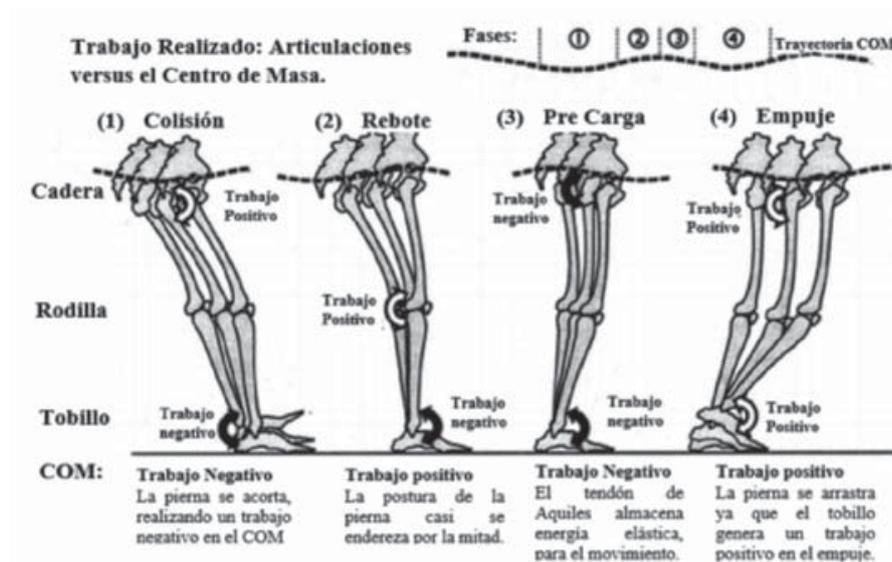


Figura 1. Trabajo ejecutado: Articulaciones con respecto al centro de masa del cuerpo (COM): esquema que detalla las fases de la generación de energía mecánica (trabajo positivo) y absorción (trabajo negativo) medidas a través de la dinámica inversa en las articulaciones del tobillo, la rodilla y la cadera durante la marcha a una velocidad intermedia (Wiggin y col., 2011)

En general, los dispositivos actuales se dividen en dos categorías distintas (1) con plena potencia y (2) puramente pasiva (Danielsson y Sunnerhagen, 2009) (Fig. 2). Los dispositivos de potencia completa emplean motores bajo control de fuerza de alta ganancia que pueden imitar la salida de par normal de las articulaciones en las extremidades inferiores durante todo el ciclo de la marcha. Algunas desventajas importantes de este enfoque son que los motores potentes son pesados y requieren engranajes voluminosos y marcos de montaje, además de basarse en fuentes de energía finita como eléctrica, neumática, hidráulica, etc. que de alguna manera deben ser puestas en marcha por el usuario. La consecuencia de esta masa añadida es una disminución marcada en la economía del caminar (es decir, sin ahorros metabólicos). Los dispositivos puramente pasivos (por ejemplo, las órtesis dinámicas de tobillo-pie DAFO) pueden almacenar y liberar energía elástica en marcos rígidos no empujados para ayudar a caminar sin ayuda de los motores. Las principales ventajas de los DAFO son que son ligeros, de bajo costo y

fáciles de mantener. Además, el trabajo reciente ha demostrado que DAFO puede conducir a pequeños aumentos en la velocidad de la caminata y la economía después del accidente cerebrovascular. Existen dos desventajas clave a los diseños actuales de DAFO. En primer lugar, los DAFO rígidos y no articulados restringen el rango completo de movimiento de la articulación del tobillo permitiendo solo una rotación limitada en el plano sagital (Fig. 3). En segundo lugar, y tal vez sea este el aspecto más crucial, las DAFO no permiten la rotación del tobillo libre durante el balanceo, por lo que es difícil la dorsiflexión (Franceschini, 2010).

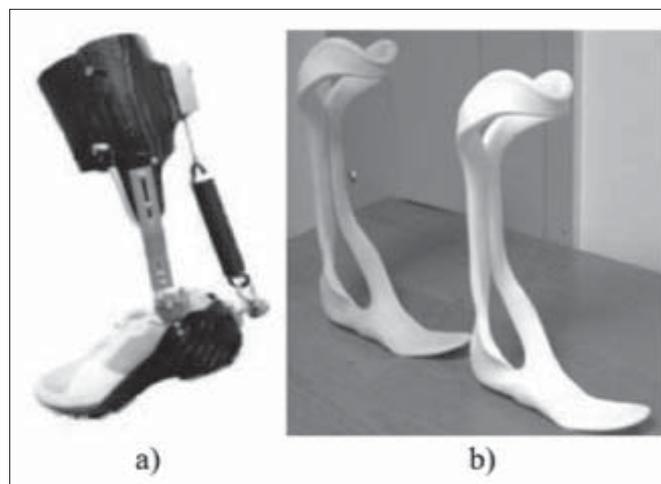


Figura 2. Ejemplos de órtesis: a) Órtesis de plena potencia (órtesis activa) (Wiggin y col., 2011), y b) Órtesis AFO (Faustini y Neptune, 2008)



Figura 3. Planos anatómicos: principales planos del cuerpo (Rubiano, 2014)

Para la elaboración de este trabajo se hizo un estudio previo de los desarrollos generados por otros autores dando mayor importancia a los siguientes: el estudio de los efectos de utilizar DAFO en la marcha en niños con parálisis cerebral desarrollado por Kerkum, y col. (2015), al estudio de cómo afecta la rigidez de la órtesis de tobillo-pie a la marcha en pacientes con rescate de miembros inferiores (Russell, y col., 2014) y al estudio de la contribución de la órtesis tobillo-pie en la regulación de los movimientos de tobillo y rodilla durante la marcha (Kobayashi y col. 2017).

Bajo la revisión bibliográfica se tomó la decisión de crear un diseño de prototipo de órtesis de pie-tobillo con un sistema de compensación de cargas que ayudase a mejorar la marcha humana de la persona beneficiada de este producto, y para describir su desarrollo se ha formulado la siguiente estructura: En la primera parte se describen los objetivos, la segunda alude a la metodología de estudio empleada haciendo hincapié en una revisión de los ángulos y fuerzas en la marcha humana, la tercera describe el diseño del mecanismo, la cuarta resalta los materiales y procedimientos involucrados para la construcción de la órtesis; la quinta muestra figuras del diseño del prototipo y, finalmente, en la sexta se redactan las conclusiones del presente estudio.

DESARROLLO

Para el desarrollo de este trabajo se ha planteado como objetivo principal diseñar una órtesis de tobillo-pie con bloqueo antiequino para cuando la persona esté en reposo y con sistema de compensación de cargas que contribuyan a mejorar la marcha humana. Además, como objetivos complementarios se plantea aprovechar por medio de la órtesis los beneficios de un sistema accionado activamente (órtesis activas), pero con una estructura ligera y sencilla que no requiere motores ni fuente alguna de energía externa.

MÉTODOS

Para dar cumplimiento a los objetivos, en primer lugar se hace un análisis dinámico de la marcha humana para definir los ángulos y fuerzas necesarias que se deben compensar con la órtesis.

Cinemática del tobillo en el ciclo de marcha

Durante un ciclo completo de marcha, el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de dorsiflexión alternativamente. En la fase de apoyo se producen una flexión plantar, una dorsal y una plantar, mientras que en la fase de oscilación solo se registra dorsiflexión (Villa Parra, 2011). Los arcos de movimiento del tobillo en un ciclo de marcha se muestran en la Fig. 4, y los intervalos del ciclo de marcha se detallan en porcentajes en la tabla 1.

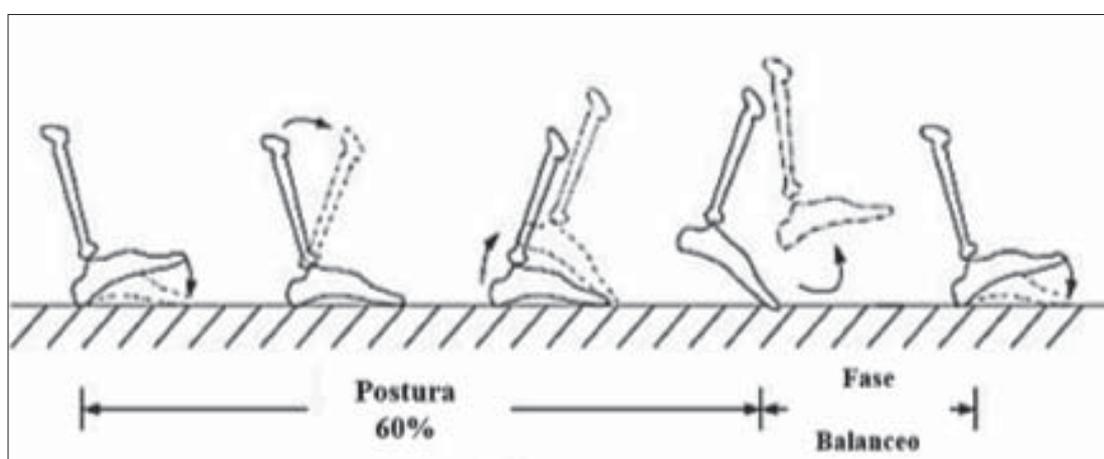


Figura 4. Arcos de movimiento del tobillo en una zancada (Sauer y Kozlowski, 2009)

Tabla 1. Intervalos en el ciclo de marcha (Sauer & Kozlowski, 2009)

Movimiento	Intervalo del ciclo de marcha
Flexión plantar hasta 7°	0-7%
Flexión dorsal hasta 10°	7-48%
Flexión plantar hasta 20°	48-62%
Flexión dorsal hasta 0°	62-100%

ÁNGULOS DE ACCIÓN

El movimiento normal del tobillo a la flexión dorsal llega a un ángulo máximo de 8° que ocurre en la fase de apoyo, y la flexión plantar tiene un ángulo mínimo de -20°, justo antes del despegue de los pies, presentando

un rango total de 28°. Para pie caído en el momento en el que la tibia está vertical, se presenta una flexión anormal del ángulo tibial-plantar, ya que este debe ser neutralmente 0° pero tiende a ser hasta de -40°. Como el tratamiento ortopédico puede ser aplicado a casos leves de pie caído, el ángulo máximo de flexión anormal (Fig. 5) definido es de -20° (Villa Parra, 2011).

Con esta información se determina que el rango de movimiento del pie para el diseño de la órtesis debe ser como máximo de 15° para dorsiflexión y de 20° para flexión plantar.

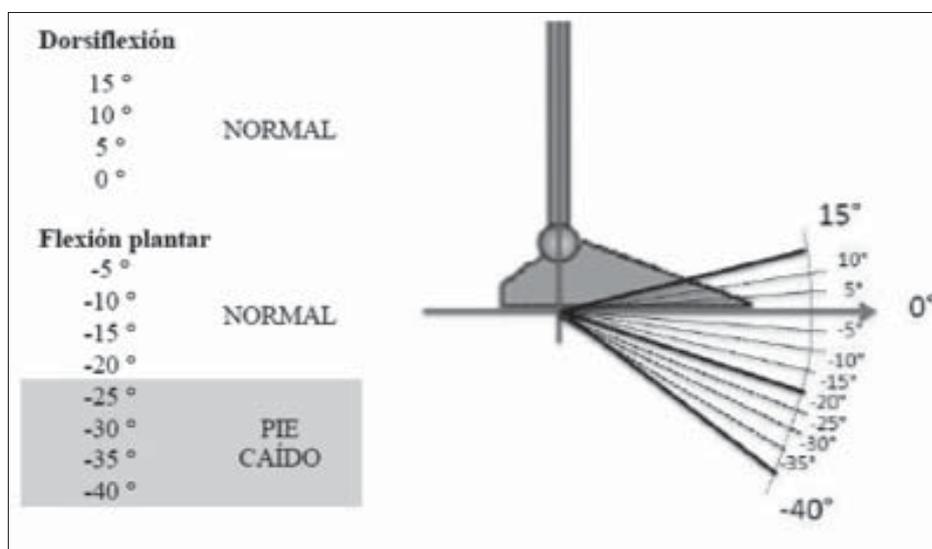


Figura 5. Ángulos de acción para el caso normal y para el caso de pie caído (Villa Parra, 2011)

FUERZAS A COMPENSAR

Para establecer la fuerza necesaria a compensar en la marcha humana, el desarrollo se basa en el estudio de Villa Parra (2011). Este estudio hace un análisis experimental con ayuda de resortes para la determinación de las fuerzas generadas por los músculos anteriores y posteriores, tanto para el caso normal como para el de pie caído, es decir, la deformación de pie equino, arrojando como resultado gráficas de fuerzas generadas por los músculos versus los ángulos del pie, (Figs. 6 y 7).

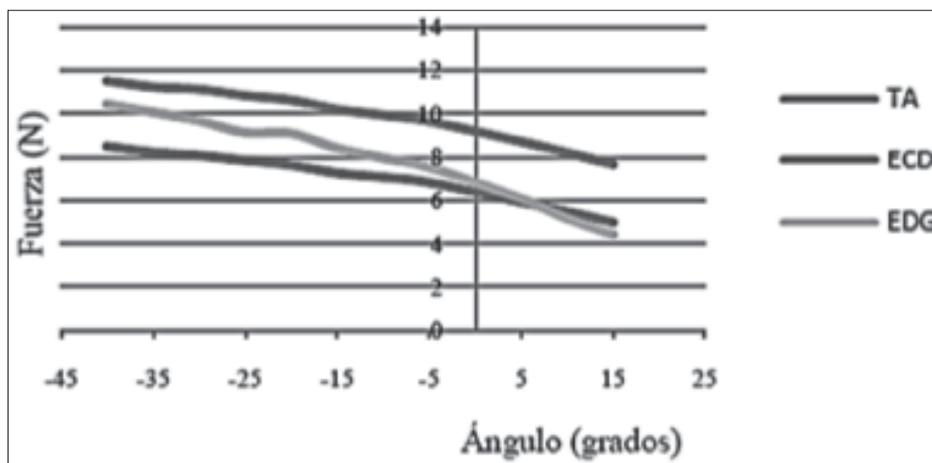


Figura 6. Fuerza generada por los músculos (resortes) de la parte anterior en cada posición angular en el caso normal de marcha (Villa Parra, 2011)

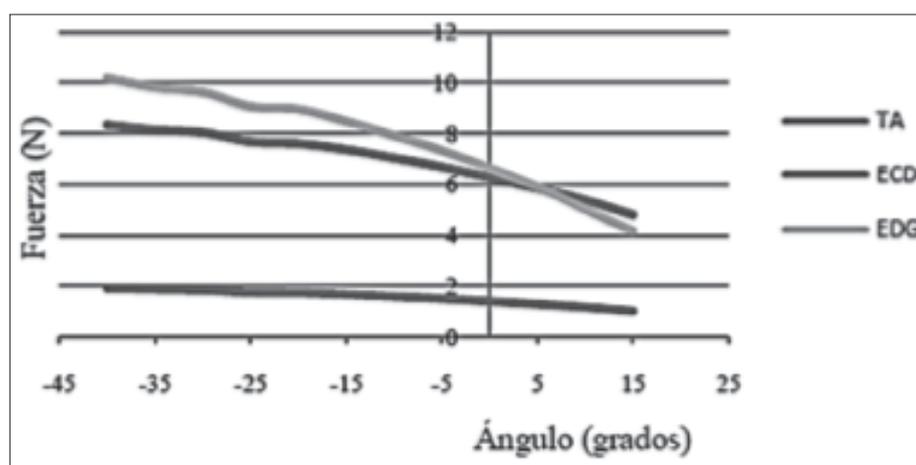


Figura 6. Fuerza generada por los músculos (resortes) de la parte anterior en cada posición angular en caso de pie caído (Villa Parra, 2011)

Donde:

EDG es el extensor del dedo grueso

ECD es el extensor común de los dedos

TA es el Tibial anterior

En las gráficas se puede observar que normalmente, el músculo que genera mayor fuerza a lo largo de la trayectoria de movimiento es el tibial anterior, pero en el caso del pie caído se puede observar disminución

de la fuerza del tibial anterior y menor variación de esta a lo largo de la trayectoria (Villa Parra, 2011).

En las Figs. 8 y 9 se muestran, según Villa, Parra, 2011, las gráficas de la fuerza calculada para los resortes que representan la función de los músculos posteriores en el caso normal y el patológico. Para el caso normal y de pie caído, las gráficas muestran que el músculo que genera mayor fuerza a lo largo de la trayectoria de movimiento es el gemelo, no existen diferencias en los dos casos.

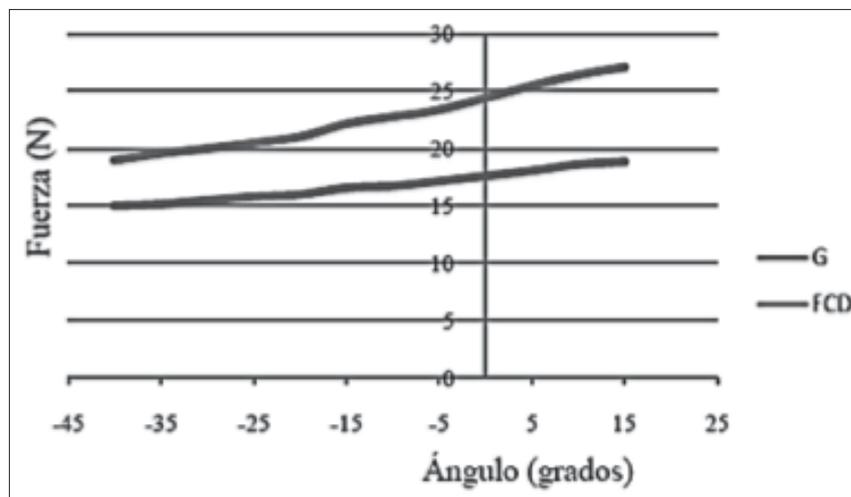


Figura 8. Fuerza generada en los músculos (resortes) de la parte posterior en cada posición angular en el caso normal (Villa Parra, 2011)

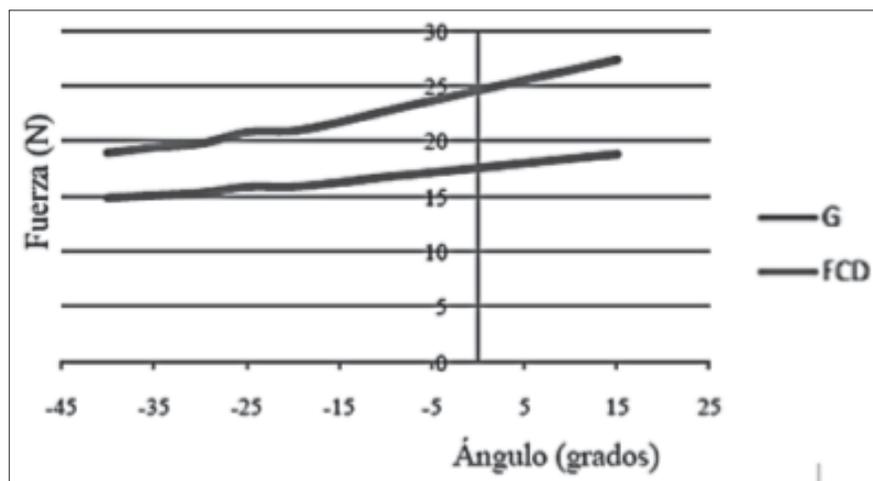


Figura 9. Fuerza generada en los músculos (resortes) de la parte posterior en cada posición angular en el caso de pie caído (Villa Parra, 2011)

Donde:

G son los gemelos

FCD es el flexor común de los dedos

Los resultados del torque generado en la articulación, según Villa Parra (2011), se muestran en la Fig. 10. El torque muestra un valor de $0.4 \text{ N}\cdot\text{m}$ para que el pie esté en la posición neutra en el caso normal; para pie caído, el torque de $-0.4 \text{ N}\cdot\text{m}$ indica que es necesario compensar un torque de casi $0.8 \text{ N}\cdot\text{m}$. Este valor es considerado al hacer el diseño del sistema compensador que se adoptará en la órtesis.

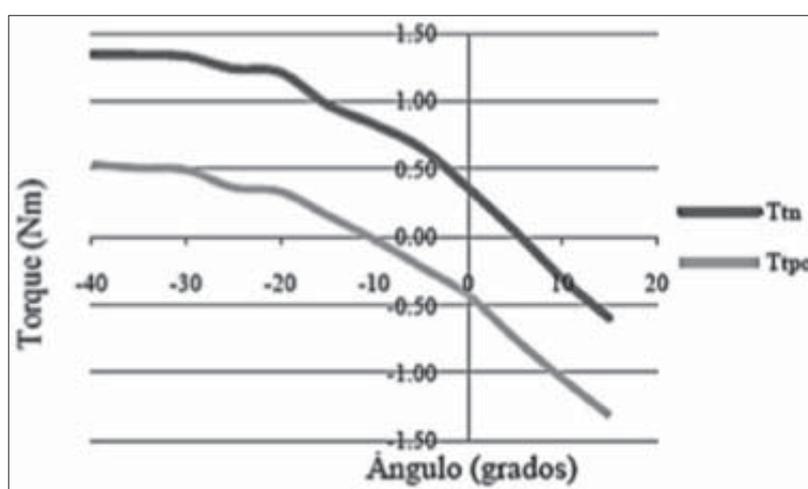


Figura 10. Resultados del torque en la articulación del tobillo en el modelo físico para el caso normal (T_{tn}) y el caso de pie caído (T_{pc}) (Villa Parra, 2011)

DISEÑO DEL MECANISMO

Diseño de sistema compensador

El mecanismo deseado tiene que compensar un torque de casi $0.8 \text{ N}\cdot\text{m}$ en la articulación del tobillo. Para eso se opta por utilizar un sistema de resortes de torsión, tal como se observa en la Fig. 11. Este sistema se ubicará solamente en la parte externa del tobillo para evitar así las lesiones más frecuentes de tobillo, las cuales son causadas por movimientos de inversión (Valero Flores, 2007).

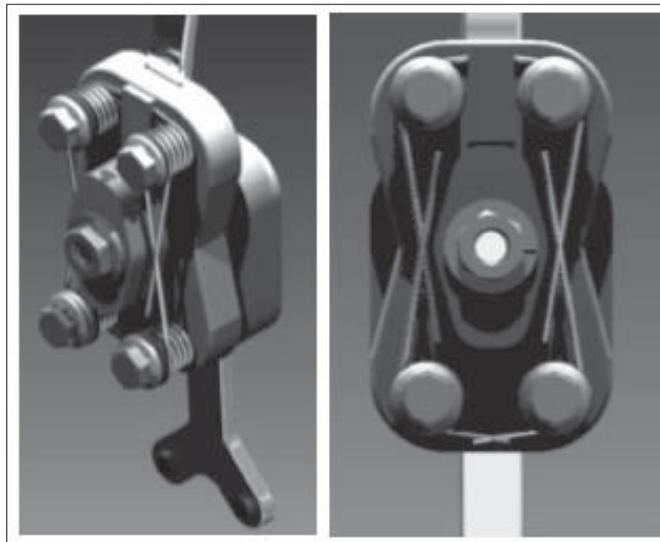


Figura 11. Mecanismo de compensación de cargas diseñado

El diseño involucra 4 resortes de espiras helicoidales de torsión, los cuales ejercen una fuerza sobre un volante conectado al eje de la articulación. En la tabla 2 se encuentran las características de los resortes, en la tabla 3 las características de fabricación, y en la figura 12 un esquema del resorte utilizado.

Tabla 2. Datos del resorte utilizado (Shingley, 2012)

Parámetro	Símbolo	Valor
Material	A228 ASTM	Alambre de piano
Módulo de Young	E	206.84 GPa
Coefficiente A	A	2211 Mpa*mm ^m
Exponente m	M	0.145

Tabla 3. Datos del resorte fabricado

Parámetro	Símbolo	Valor
Diámetro del alambre	d	2.7 mm
Diámetro externo espiral	D_{ext}	17.06 mm
Diámetro medio	D	14.36 mm
Numero de vueltas	N_b	4.25

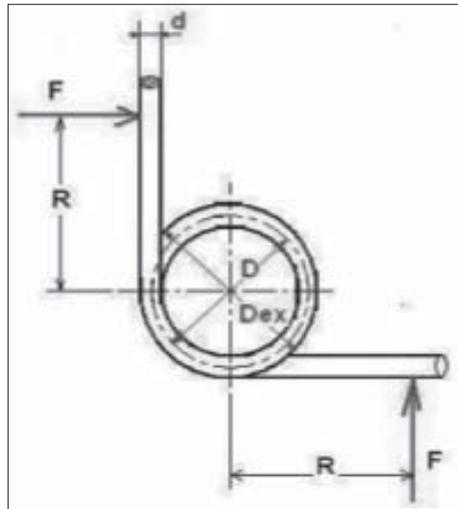


Figura 12. Esquema de resorte helicoidal de Torsión (Shingley, 2012)

Para el cálculo correspondiente a la fuerza y los momentos generados por el resorte se aplican las fórmulas (Shingley, 2012):

$$\theta = \frac{64FR^3D \cdot N^3}{GJ} \quad (1)$$

$$M = F \cdot r \quad (2)$$

Donde:

M es el torque en $N \cdot m$

F es fuerza aplicada por el resorte

R es distancia desde el centro de espiral a F en m

r es la distancia entre el par de fuerzas aplicadas al volante en m

θ es el ángulo de torsión del resorte

En la tabla 4 se detallan los valores según el mecanismo diseñado.

Tabla 4. Medidas en el mecanismo diseñado

Parámetro	Símbolo	Valor
Ángulo de torsión	θ	20°
Distancia desde el centro de espiral a F	R	0.015 m
Distancia entre el par de fuerzas aplicadas al volante	r	0.036 m

Al aplicar las fórmulas (1) y (2), y teniendo en cuenta que son 2 los pares de fuerzas aplicadas al volante del eje de la articulación, se obtiene un torque de $0.75 N*m$. Dado que la especificación de diseño para el torque del tobillo en una marcha normal es de $0.8 N*m$, el mecanismo diseñado compensa un **93%** de este torque requerido. Este 93% es lo suficientemente cercano a lo ideal, pues el tratar de llegar a un 100% o un valor más cercano a él requeriría un mecanismo de mayores dimensiones que afectaría el espacio disponible y la estética de la órtesis.

Análisis de resistencia a flexión

Para el correcto funcionamiento del diseño se analiza la deformación y los esfuerzos en la parte fundamental del mecanismo mediante elementos finitos, teniendo como parámetro que la persona tiene 70 Kg (masa corporal del usuario). El material empleado para el diseño y análisis es aluminio 6061-O (), el cual presenta su máxima resistencia a la tracción a 125 MPa, su límite elástico es de 55 MPa, su elongación está entre el 25 y 30% y es resistente a la corrosión.

Condiciones de frontera para el análisis

El análisis es efectuado con el software Ansys en su módulo de análisis estructural. Este análisis se enfoca en el tirante (Fig. 13), ya que este está expuesto a mayor esfuerzo y fatiga. En la Fig. 14 se presenta el modelo 3D del tirante y el mallado para el tirante.

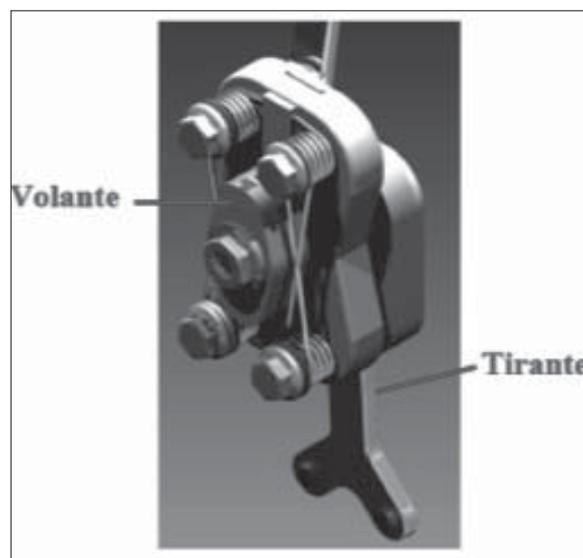


Figura 13. Diseño del mecanismo compensador (Autores, 2017)

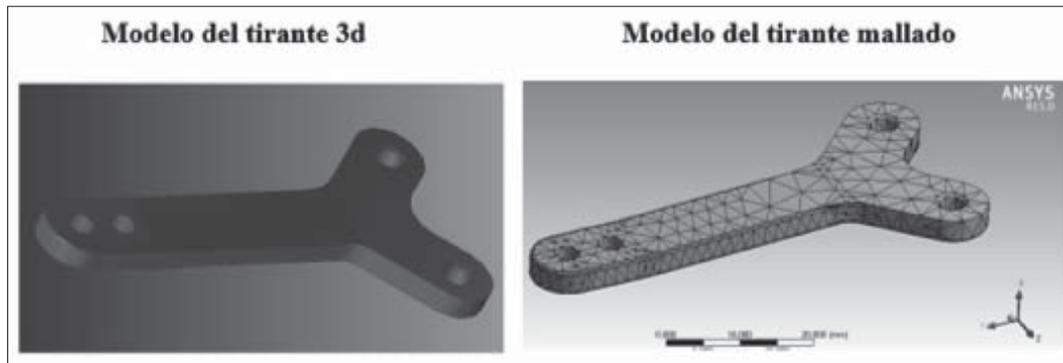


Figura 14. Modelo 3D y Mallado (Autores, 2017)

En la tabla 5 se presentan las características del mallado utilizado para el análisis de elementos finitos.

Tabla 5. Características del mallado (Autores, 2017)

Nodos	Elementos	Tamaño
7248	3897	0.8511 mm

En la Fig. 15 se observa la colocación de la carga y restricciones.



Figura 15. Restricciones y carga en el tirante (Autores, 2017)

En la Fig. 16 se presentan los resultados de la deformación máxima del tirante y la dirección de los esfuerzos a compresión y tensión.



Figura 16. Resultados de deformación y dirección de los esfuerzos
 (Autores, 2017)

El resultado de deformación a la flexión es de aproximadamente 2.5 mm, y ya que se trata del diseño de una órtesis de pie, hay que tener en cuenta que el objetivo no es diseñar un mecanismo rígido, ya que se debe preservar la elasticidad natural de las extremidades del cuerpo humano, por lo que este valor de 2.5 mm es tolerable, aceptable y visualmente despreciable.

MATERIALES Y PROCEDIMIENTOS PARA LA CONSTRUCCIÓN

En cuanto a materiales empleados para la construcción de la órtesis se deben tener en cuenta 3 grupos: (1) los del mecanismos y estructura, (2) los involucrados en el moldeo y contorno de la órtesis, y (3) los de estética y accesorios. Con el análisis de flexión ya efectuado se define que el material del tirante es el aluminio 6061-O, y para no incurrir en gastos de materiales distintos, el mecanismo será también de este mismo aluminio.

MATERIALES TERMOPLÁSTICOS PARA MOLDEO

La órtesis está diseñada para que se construya con polipropileno de tonalidad negra y 5 mm de espesor. Dicho material tiene que ser utilizado para termo formado, pues la temperatura de reblandecimiento es importante, para este caso, de 200° C. Al mismo tiempo, para poner en práctica esta técnica se requiere un molde, que se puede hacer de yeso.

Los pasos para obtener dicho molde son los siguientes: (1) Se debe poner al paciente en posición boca abajo, luego (2), impregnar de vaselina la piel del paciente y añadir medias de nylon, (3) cubrir la piel con vendas de yeso húmedas, (4) una vez secado se corta en dos secciones el yeso para su extracción, (5) se hacen ajustes de imperfecciones agregando más vendas de yeso o retirando excedentes, (6) se vuelven a unir las secciones de yeso formando una tipo bota y se añade vaselina desmoldante, (7) se rellena esta bota con una mezcla de yeso, (8) se retira la bota o molde externo y se pulen finalmente las imperfecciones (Espinel, s. f.).

MATERIALES Y ACCESORIOS

El diseño creado involucra los siguientes materiales: Placas de aluminio 6061-O, platinas de aluminio de varios tamaños (16 * 3 mm) y (12*3 mm), pernos y tuercas M10, resortes helicoidales (descritos en la tabla 3), lámina de polipropileno (5 mm espesor), remaches rápidos de golpe (pequeños, medianos y grandes), remaches hojalateros, remaches pop, velcros (2.5 cm y 5 cm de ancho), elásticos de tela (5 cm y 10 cm de ancho), acolchados de espuma con y sin autoadhesivo, cuero (badana y sueleta), cuero sintético (tevinil), lycra.

DISEÑO FINAL

Para dar ergonomía y ligereza al producto se ha creado un diseño compacto como el que se observa en la Fig. 17. Cabe recalcar que la órtesis está pensada para el paciente mencionado en la sección introductoria. El diseño de esta órtesis involucra solo una articulación ubicada en la parte exterior del tobillo, un soporte posterior para un correcto agarre de la órtesis en la pantorrilla y un soporte del pie tipo plantilla para que la órtesis pueda ser utilizada con calzado normal.

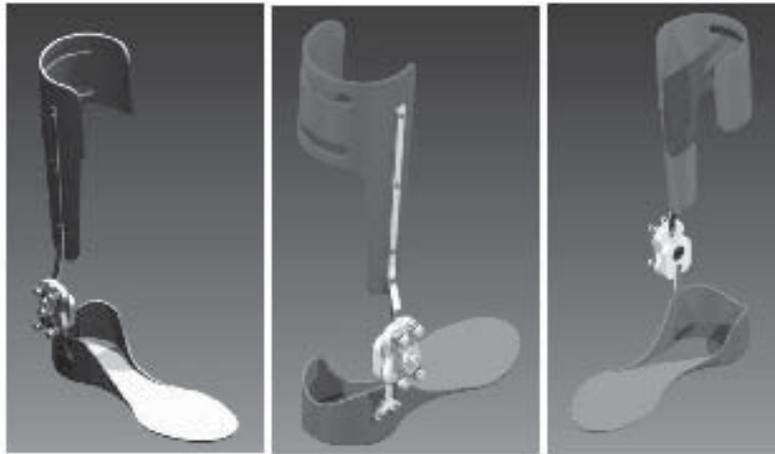


Figura 17. Diseño final de la órtesis de pie-tobillo con mecanismos compensador de fuerzas para la marcha (Autores, 2017)

3. CONCLUSIONES

El diseño del prototipo de órtesis de tobillo-pie mantiene un bloqueo antiequino para cuando la persona esté en reposo y con un sistema de compensación de cargas que contribuyan a mejorar la marcha humana. El sistema mecánico de compensación de cargas para el momento en el que el usuario camine garantiza la obtención de un torque máximo de $0.75 \text{ N}^*\text{m}$.

El estudio de Villa Parra (2011) sobre fuerzas y torques en la articulación del tobillo de personas con pie de equino establece que dichas personas necesitan compensar un torque de $0.8 \text{ N}^*\text{m}$ para llegar a considerarse una marcha normal-estable, por lo cual el mecanismo diseñado compensa un 93% del torque sugerido en la articulación del tobillo para una marcha normal. Este valor es aceptable tomando en cuenta el espacio disponible, el tamaño del mecanismo diseñada y la variación de rigidez de la articulación; además, el mecanismo permite tener un rango de movimiento de 15° para la dorsiflexión y de 20° para la flexión plantar (normales en la marcha humana).

El diseño creado es mecánico, sin motores ni control electrónico, por lo que elimina la necesidad de una fuente de alimentación externa y es además portátil y ligero. Su peso estimado está alrededor de los 0.65 Kg , que está dentro de los rangos factibles en comparación con órtesis

activas cuyos pesos se encuentran cercanos a los 2 kg, como el diseñado por (Wiggin et al., 2011), cuyo peso es de 1.8 kg.

El diseño está destinado para que el usuario utilice la órtesis con su calzado normal, y las pruebas de simulación computacional del prototipo muestran que soporta fácilmente el peso total del usuario (masa corporal = 70 Kg). Uno de los beneficios de la órtesis diseñada es que podría usarse para restaurar la marcha normal del usuario, puesto que actualmente tiene impedimentos después de un accidente cerebrovascular, lo que le ha causado una cuadriparesia espástica y, posteriormente, la condición de pie derecho equino.

El diseño propuesto actualmente se encuentra en fase de construcción y como trabajos futuros se tiene pensado implementar la prótesis con el paciente para analizar los resultados con un mínimo de 6 meses de uso. Así, de este proceso se obtendrán datos que permitirán mejorarlo y analizar los resultados plantados inicialmente para hacerle las mejoras correspondientes.

REFERENCIAS

- CHEN, G.; PATTEN, C. (2008) *Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects*. J Biomechanics, 41(4), 77-83.
- DANIELSSON, A.; SUNNERHAGEN, K.S. (2009) *Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis*. Journal of Rehabilitation Medicine, 36(4), 165-168.
- DETREMBLEUR, C. (2003) *Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking*. Gait Posture, 18(2), 47-55.
- ESPINEL, R. (s. f.) *Ortopodología I*. Universidad Complutense, Madrid.
- FAUSTINI, M.C. (2008) *Manufacture of passive dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55(2), 784-790.
- FAUSTINI, M.C., NEPTUNE, R. (2008) *Manufacture of Passive Dynamic Ankle-Foot Orthoses Using Selective Laser Sintering*. IEEE transactions on biomedical engineering, 55(2), 784-790.
- FRANCESCHINI, M. (2010) *Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait*. Clinical Rehabilitation, 17(4), 368-372.

- KERKUM, Y.L.; VANDEN NOORT, J.C.; BEACHER, J.G.; HARLAAR, J.; BREHM, M.A. (2015) *The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion*. PloS one, 10(11), e0142878.
- KOBAYASHI, T.; ORENDURFF, M.S.; SINGER, M.L.; GAO, F.; FOREMAN, K.B. (2017). *Contribution of ankle-foot orthosis moment in regulating ankle and knee motions during gait in individuals post-stroke*. Clinical Biomechanics, 45, 9-13.
- KUO, A.D. (2005) *Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions*. Exercise and sport sciences reviews, 33(2), 88-97.
- LEVITT, S. (2012) *Tratamiento de la parálisis cerebral y del retraso motor* (5ª Ed.) Editorial Médica Panamericana, S.A., 2012.
- MUÑOZ, J. (2006) *Deformidades del pie*. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Infantil Universitario Niño Jesús. Madrid. España. Recuperado a partir de <http://www.neonatos.org/DOCUMENTOS/Pie.pdf>
- RUBIANO, M. (2014, junio 6) *Planos anatómicos. Morfofisiología*. Recuperado 25 de julio de 2017, a partir de <https://morfofisiologiaut.wordpress.com/2014/06/06/planos-anatomicos/>
- RUSSELL, E.; BLANCK, R.; HARPER, N.; HSU, J. (2014) *How Does Ankle-foot Orthosis Stiffness Affect Gait in Patients With Lower Limb Salvage?* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 472(10), 3026-3035.
- SAUER; KOZLOWSKI, K. (2009) *Ankle Robot for People with Drop Foot – Case Study*. Presentado en Lecture Notes in Control and Information Sciences, Robot Motion and Control. Springer-Verlag., Berlin.
- SHINGLEY. (s.f.) *Diseño en ingeniería mecánica de Shingley* (R.G. Budynas & J. K. Nisbett, Eds.) (Octava). McGraw-Hill Interamericana.
- VALERO FLORES, N.M. (2007) *Lesiones de los ligamentos del tobillo*. Canarias Médica y Quirúrgica.
- VILLA PARRA, A.C. (2011, junio) *Sistema de control para asistir el movimiento de dorsiflexión de pie caído en la fase de oscilación de la marcha en pacientes hemipléjicos*. Pontificia Universidad Javeriana Facultad de Ingeniería, Bogotá, Colombia.

WIGGIN, M.B.; COLLINS, S.H.; SAWICKI, G.S. (2011) *An Exoskeleton Using Controlled Energy Storage and Release to Aid Ankle Propulsion*. Presented in IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland.