

Diseño de un soporte en transporte público para amputados de miembro superior

Grupo de investigación en diseño avanzado.

Línea de investigación: Biomecánica.

Manuel F. Mejía• Jorge Morales•• Andrés G. Gómez•••

Recibido: 11 de octubre de 2012

Aceptado: 31 octubre de 2012

RESUMEN

El presente proyecto comprende el diseño de un soporte en transporte público para amputados de miembro superior, dado que los sistemas protésicos actuales no brindan a los pacientes las condiciones de seguridad y comodidad necesarias, lo que les representa grandes dificultades a la hora de desplazarse. El soporte diseñado le brinda al sistema protésico actual mayores funciones, principalmente una movilidad de forma más cómoda y segura en el sistema de transporte público, lo que se traduce en una mejor calidad de vida para las personas que han sufrido algún tipo de amputación del miembro superior.

Palabras Clave: Amputados de miembro superior, Prótesis, Transporte público.

ABSTRAC

This project includes the design of a public transport support for upper limb amputees, as the current prosthetic systems do not provide patients with the security and necessary comfort, and cause, therefore, great difficulties when traveling. The designed support system offers the largest current prosthetic functions, mainly a more comfortable and safe mobility in the public transport system. This translates into better quality of life for people who have suffered some type of upper limb amputation.

Key Words: Upper limb amputees, Prosthetics, Public transport

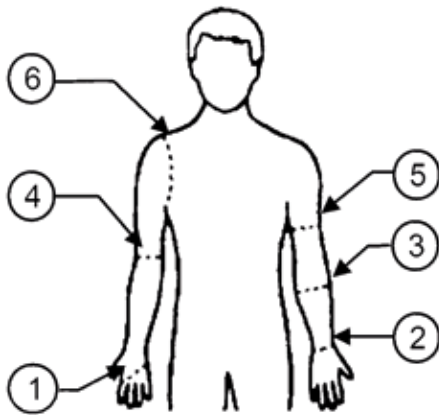
• M.Sc., I.M Docente Universidad de América, manuel.mejia@profesores.uamerica.edu.co
•• Jefe de Laboratorio de Marcha e Investigación CIREC
••• Estudiante Universidad América.

INTRODUCCIÓN

La amputación es la separación o pérdida de un miembro del cuerpo o de parte de él por diversas causas, entre ellas: enfermedad, lesión, infección, cirugía, entre otras. La mayoría de las causas amputación de miembro superior en Colombia están dadas por accidentes laborales con un 60%, seguidas por lesiones causadas en el conflicto armado con un 20% (DANE, 2005).

El nivel de la amputación está dado principalmente por la ubicación de la lesión y la severidad de la misma. La cirugía de amputación pretende preservar de forma adecuada los tejidos, articulaciones adyacentes y brazo de palanca para obtener una terminación del miembro amputado o muñón lo más funcional posible que permita utilizar adecuadamente un dispositivo protésico. En la Fig. 1 se muestran diferentes niveles de amputación del miembro superior.

Fig. 1. Niveles de amputación



Ítem	Nivel
1	Parcial de mano
2	Desarticulación de muñeca
3	Transradial
4	Desarticulación de codo
5	Transhumeral
6	Desarticulación de hombro

Fuente: Los autores

Una vez el paciente ha sido amputado, normalmente se somete a un proceso de adaptación protésica, el cual le permite recuperar de forma parcial las funciones del miembro amputado.

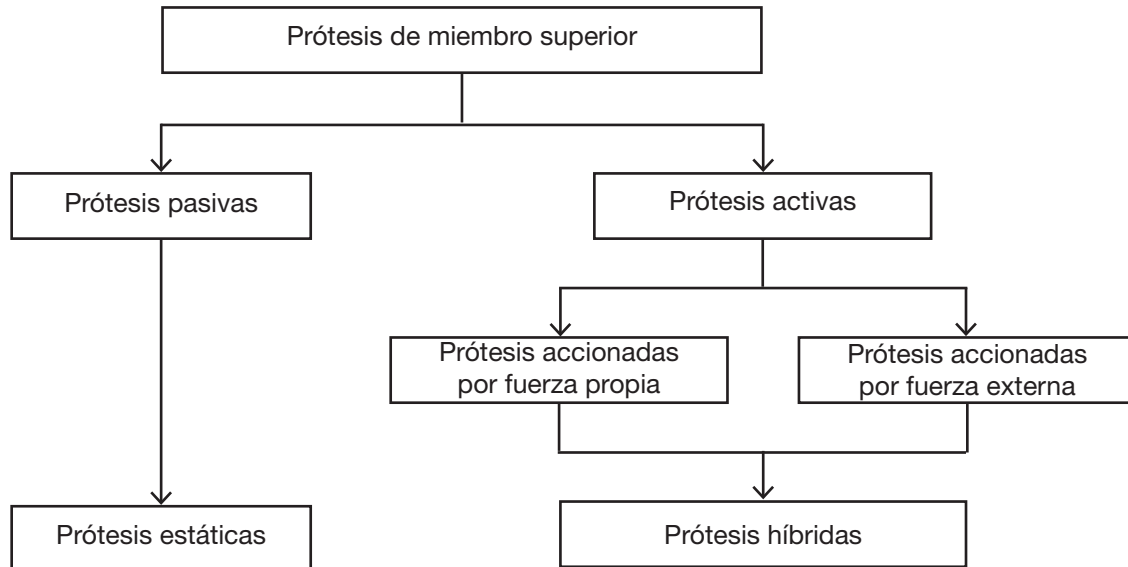
Una clasificación de los diferentes tipos de prótesis para miembro superior, se muestra en el diagrama de la Fig. 2, donde las prótesis tipo pasivas son aquellas que solo suplen con un objetivo terapéutico estético, restituyendo el aspecto, o imagen corporal externa, perdido por la amputación.

Las prótesis tipo activas se pueden diferenciar por la fuente de la energía de accionamiento, bien sea de fuerza propia o externa. Las prótesis accionadas por fuerza propia están constituidas principalmente por un sistema de accionamiento, que normalmente está conformado por un sistema de correas o arnés, el cual varía según el nivel de la amputación; adicional al sistema de accionamiento existen componentes conectores entre el arnés y el dispositivo terminal funcional, la cual puede ser tipo una mano o un gancho; este tipo de prótesis se puede implementar para niveles a partir de la desarticulación de muñeca.

Por otro lado, las prótesis accionadas por fuerza externa o mioeléctricas tienen como fuente de accionamiento un acumulador eléctrico; adicionalmente se tienen los electrodos, ubicados en la pared interna del encaje y son los encargados de captar las señales de los potenciales eléctricos originados por los músculos del muñón, las cuales se transmiten, rectifican y diferencian por cableado a un sistema amplificador y este a su vez a pequeños motores que permiten el accionamiento del dispositivo.

Las prótesis híbridas son el resultado de la combinación de las prótesis accionadas por fuerza externa y por fuerza propia. Para la prótesis híbrida en amputaciones superiores a la articulación de codo, la fuerza propia es la encargada de realizar el accionamiento de la articulación del codo y la fuerza externa es la encargada de accionar la terminal funcional, con lo que se logra una buena relación entre el costo de la prótesis y la recuperación de las funciones del miembro amputado.

Con el fin de conocer los datos relacionados con la población de amputados en Colombia, se consultaron estadísticas arrojadas en el censo realizado por el DANE en el año 2005. En éstas se logró determinar datos de la población con limitación para usar brazos o manos. Se encontró que el 6.4% de la pobla-

Fig. 2. Clasificación de las prótesis de miembro superior.

Fuente: Los autores

ción colombiana presenta algún tipo de limitación, de los cuales el 14.7% presenta limitación para usar brazos o manos, lo que equivale a 387.598 habitantes (DANE, 2005). Sin embargo, no se tiene información acerca del tipo de prótesis más usado en Colombia. Por esta razón se realizó a manera de prueba piloto, una encuesta a 15 pacientes amputados de miembro superior, logrando determinar que la prótesis más usada es la convencional activa, accionada por tracción y con dispositivo de terminal tipo gancho.

La encuesta también permitió conocer que el 60% de los pacientes manifestaron que han sufrido algún tipo de accidente o lesión en el sistema de transporte público, lo que se puede ver reflejado en que el 91% de los pacientes consideran que dicho sistema no les brinda las condiciones necesarias para una movilidad de forma cómoda y segura, entendiendo como transporte público, los sistemas de transporte masivo (buses y metro), sin incluir los taxis y sistemas particulares. Adicionalmente, se identificó que el mayor problema para la movilidad en el sistema de transporte público se encuentra en la sujeción a los tubos de soporte.

En este trabajo se aplica la metodología de diseño (Ullman, 1992), al desarrollo de un dispositivo que permita que los discapacitados de miembro su-

perior en Colombia, puedan utilizar los medios de transporte público masivos de manera más segura. El soporte diseñado le brinda al sistema protésico actual mayores funciones, principalmente una movilidad de forma más cómoda y segura en el sistema de transporte público, lo que se traduce en una mejor calidad de vida para las personas que han sufrido algún tipo de amputación del miembro superior.

DISEÑO CONCEPTUAL

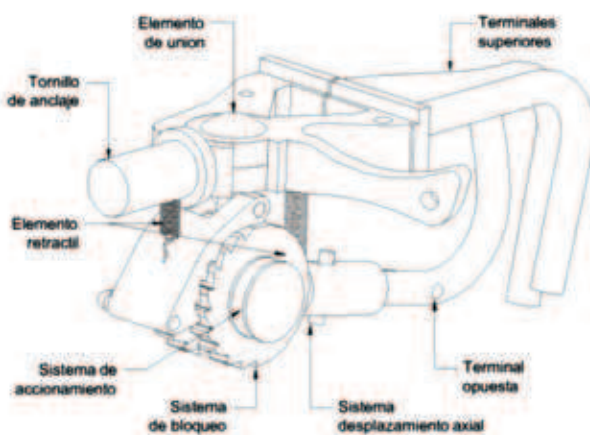
Una vez analizados los datos obtenidos en la encuesta, se sigue una metodología apropiada de diseño (Ullman, 1992). Inicialmente se identifican los requerimientos funcionales de los pacientes con la prótesis en el sistema de transporte público, de los cuales se puede destacar la sujeción a los tubos de los vehículos. Ésta debe ser firme, de forma tal que le permita al paciente sujetarse de forma confiable a dichos elementos. Otros de los requerimientos de los pacientes a destacar son la compatibilidad con los sistemas protésicos actuales, la conservación de los movimientos de la prótesis original, bajo peso y un accionamiento suave.

Ya conocidos los requerimientos de los pacientes, se realizó un análisis funcional con la terminal actual. De dicho análisis, se concluyó que la terminal funcional tipo gancho cumple de forma satisfactoria

la mayoría de los requerimientos de los pacientes, a excepción de la movilidad en el sistema de transporte público, por lo cual se realizó una adaptación o modificación a la terminal funcional existente, con el fin de que cumpla la totalidad de los requerimientos demandados por los pacientes.

Basados en los requerimientos funcionales de los pacientes y en la descomposición funcional de la terminal tipo gancho se plantearon diferentes alternativas para la solución de los requerimientos de los usuarios, los cuales se evaluaron mediante una matriz de ponderación, resultando la alternativa final que cumple de forma satisfactoria la totalidad de los requerimientos de los pacientes, ésta se muestra en la Fig. 3.

Fig 3. Alternativa final diseñada. Se agrega un mecanismo opuesto a la prótesis tradicional de tal forma que se habilite un agarre más seguro.



La modificación consiste en una terminal opuesta, la cual le permite al paciente la sujeción de diferentes elementos, entre los cuales se encuentran los tubos de sujeción de los vehículos de transporte público. Dicha terminal está acoplada al sistema de desplazamiento por medio de una unión tipo fija y esta a su vez se encuentra sujeta al sistema de bloqueo, en el cual se aloja el sistema de accionamiento, permitiendo la apertura de forma simultánea del conjunto de la terminal opuesta con las terminales superiores.

La apertura de la terminal opuesta se logra con el accionamiento del sistema de correas, la cual se realiza de forma simultánea con las terminales superior-

res; estos elementos regresan a la posición de reposo gracias al interacción de los elementos retráctiles. Para el bloqueo de la terminal opuesta es necesario realizar el desplazamiento axial de la misma, con lo cual se logra el acople del sistema de bloqueo. La liberación de dicho sistema se da con la retracción de la terminal opuesta mediante la acción de un grupo de resortes.

DISEÑO DETALLADO

Con el fin de conocer la carga que debe soportar la terminal tipo gancho se realizó la búsqueda de la norma técnica para la fabricación o pruebas de carga para los prótesis de miembro superior, en el ICONTEC y la Superintendencia de Industria y Comercio, donde se encontró que en Colombia no existe dicha norma técnica.

Por lo tanto, se estimó la carga que soportará la terminal en la condición crítica. Se asumió que ésta se presenta durante la frenada abrupta del vehículo. En condiciones ideales, debido a la aceleración presentada durante dicho evento, se estipula que la aceleración durante la frenada abrupta de un vehículo sin sistema de frenos anti bloqueo (ABS) está entre 0.7 G y 0.8 G. Adicionalmente, se consultó con el Centro de Experimentación y Seguridad Vial Colombia, S.A. CESVI Colombia (2011), el cual dio a conocer el resultado de las pruebas realizadas a un vehículo con sistema de frenos anti bloqueo (ABS) y una masa de 1.375 kg. Este vehículo registró una aceleración de 1G en la frenada.

Al analizar la información de las aceleraciones presentadas durante la frenada abrupta de un vehículo, se determinó que la aceleración con la cual se iba a trabajar para la determinación de la carga inducida en la terminal funcional sería la máxima aceleración estipulada por el CFR (0.8 G), debido a que la aceleración estipulada en la prueba realizada por CESVI S.A. está dada bajo condiciones críticas, a las cuales no se verá sometida la terminal funcional.

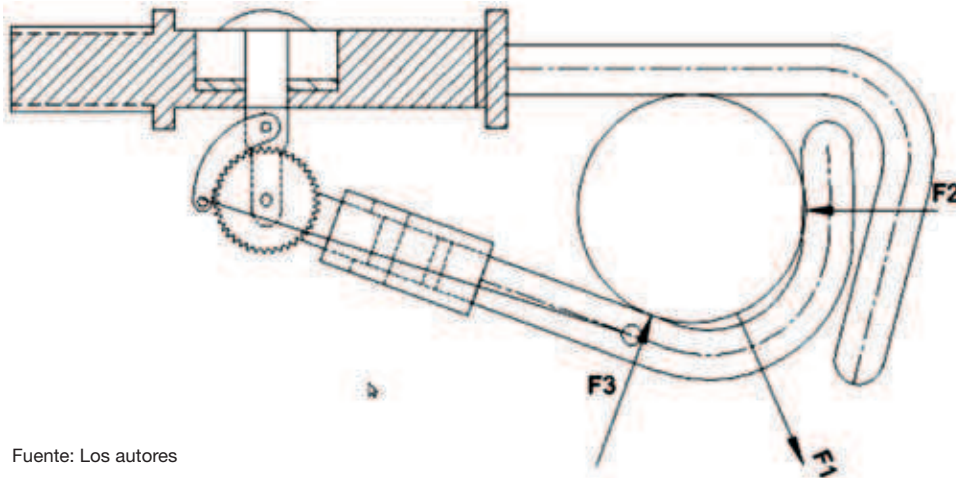
Debido a la similitud que presentan los mosquetones para trabajo en altura con las terminales funcionales en la detención de caídas, se adoptaron criterios estipulados en la norma técnica NTC 2037 (ICONTEC, 2010), la cual hace referencia a los requerimientos de seguridad para sistemas, subsistemas y componentes personales para la detención de caídas. Entre los criterios adoptados se encuentran la carga de la prueba, la cual es de 100 kg, lo que en este caso estará representado por un paciente de di-

cha masa; de lo anterior se determina que la máxima carga soportada por la terminal funcional es de 1020 N, dicha carga se denomina como Fuerza 1 (F1); la dirección de ésta puede variar entre un ángulo de 270° a 360° dependiendo en la posición en la cual el paciente se acople al tubo de sujeción, lo que ocasiona la variación de las reacciones presentada en la terminal opuesta (F2 y F3). En la Fig. 4 se muestra el esquema de cargas a las cuales está sometida la terminal opuesta. Tras el análisis de los esfuerzos (Neimann, 1973; Norton, 2003; Shygly, 2008), presentados por cada uno de los componentes bajo las condiciones de carga críticas, se logró determinar que el material de fabricación de estos sería un acero inoxidable tipo AISI 316, el cual está en la capacidad de soportar los esfuerzos críticos presentados en cada uno de los elementos.

En la Fig. 5 se muestran los resultados del análisis de esfuerzos por elementos finitos, de los elementos considerados críticos. En éstos se predice el buen comportamiento de la prótesis bajo las condiciones de cargas críticas establecidas, debido a que el máximo esfuerzo presentado en los componentes es considerablemente menor al límite de fluencia del material de fabricación.

Con las dimensiones finales establecidas se evalúa financieramente el proyecto logrando establecer una buena relación costo - beneficio del soporte, ya que con un incremento en el valor menor al 5%, se logra aumentar considerablemente las funciones que la terminal le ofrece al paciente, lo que se traduce en una mejor calidad de vida.

Fig 4. Esquema de cargas en la terminal opuesta. F1 es la carga generada sobre la prótesis al momento del frenado, F2 y F3 son las fuerzas de reacción de la prótesis.



Fuente: Los autores

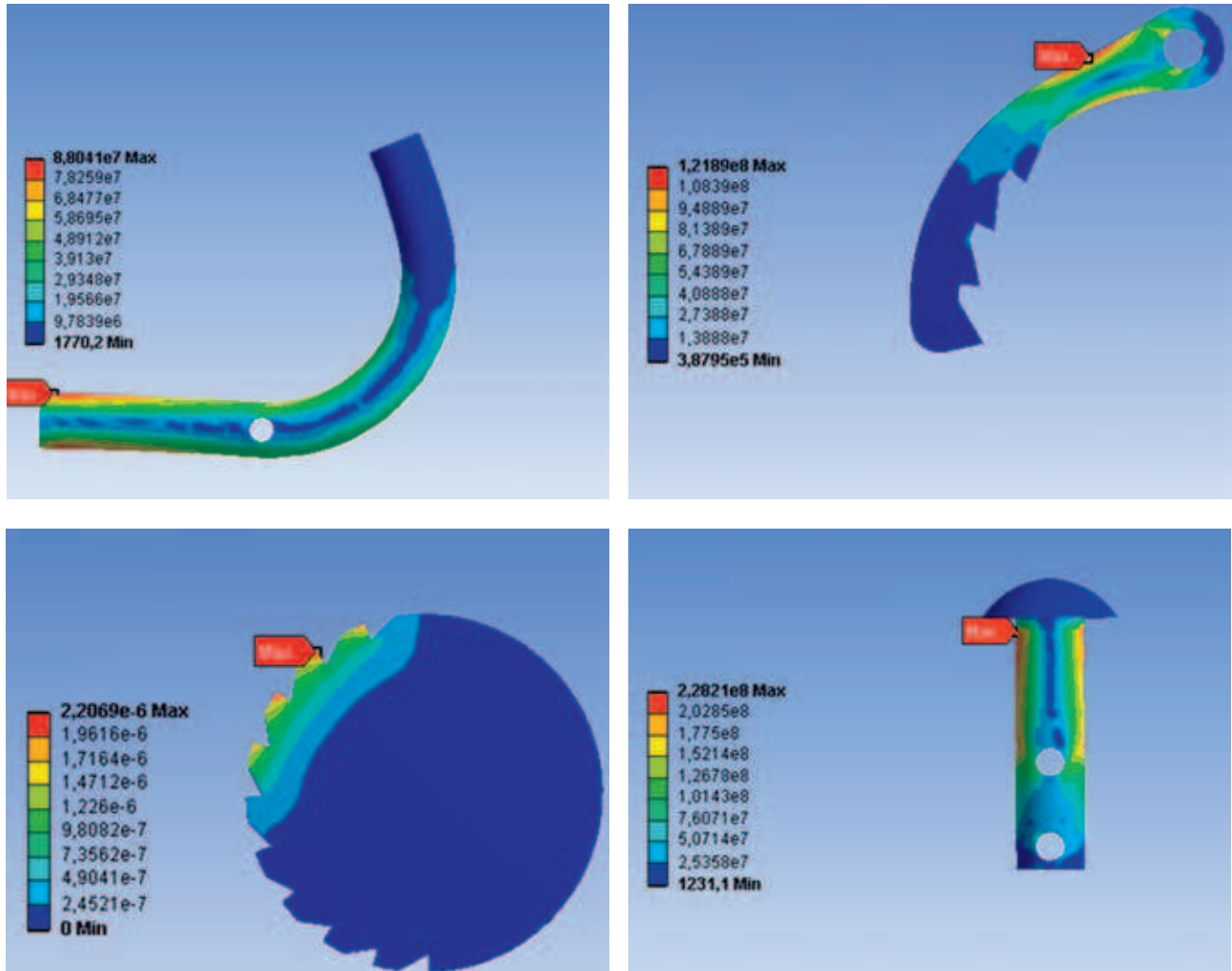
CONCLUSIONES

- Dado su bajo costo, en comparación con los demás tipos de prótesis activas, las prótesis accionadas por tracción con una terminación tipo gancho son las más usadas en Colombia con un 83.3%.
- Una vez realizado el análisis funcional del dispositivo y con base en los requerimientos de los clientes, se encontró que la prótesis actual cumple con la mayoría de las funciones demandadas por el paciente, a excepción de la movilidad en

el sistema de transporte público. Por lo cual se decidió trabajar sobre el dispositivo, adicionándole un elemento que permitiera su sujeción a dicho sistema.

- La modificación propuesta sólo representa un incremento de menos del 5% en el costo total de la prótesis, lo que representa una buena inversión contra los movimientos que aporta a la prótesis no sólo en sistemas de transporte público sino en general.

Fig. 5. Esfuerzo de Von Mises (Pa), de los elementos críticos de la terminal opuesta: a. Terminal opuesta, b. Trinquete, c. Freno del trinquete, d. Elemento de unión.



Fuente: Los autores

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

DANE, Censo general 2005, 2005
Ullman D. (1992). *The mechanical design process*. USA: Mc Hill.

U.S. Government Printing Office. (2012). *Code of Federal Regulations*. Recuperado de <http://www.gpo.gov/fdsys/browse/collectionCfr.action?collectionCode=CFR>

CESVI, <http://www.cesvicolombia.com/>

INSTITUTO COLOMBIANO DE NORMAS TÉCNICAS Y CERTIFICACIÓN. (2010). *Requisitos de seguridad para sistemas, subsistemas y componentes personales de detención de caídas*. NTC 2037. Bogotá, D.C.

Neimann, G. (1973). *Elemento de máquinas*. México: Labor S.A

Norton, R. (2003) *Diseño de máquinas*. México: Pearson.

Shigley, J. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica*. USA: Mc Graw Hill.