

Diseño de exoesqueletos para miembro inferior

Exoskeleton design for lower limb

Mauricio Plaza Torres, Andrés Cifuentes, Fredy Bernal Castillo

Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, Colombia.

RESUMEN

Introducción: La desarticulación de cadera es realizada por cirujanos para prevenir el crecimiento de enfermedades malignas en casos que no pueden ser tratados en forma conservadora. Existe la posibilidad que la desarticulación pueda ser causada por un accidente traumático que comprometa uno o los dos miembros inferiores.

Objetivo: modificar el diseño de una prótesis para personas con problemas de tensión muscular, para cargas pesadas y movimientos repetitivos, para ser usada en personas con desarticulación unilateral o bilateral de cadera, partiendo de la patente de invención.

Métodos: El diseño se realizó teniendo en cuenta desplazamiento similar al sistema locomotor humano, el confort, las posibles lesiones en las prominencias óseas, la repetitividad y el bajo costo. Para garantizar el menor impacto en la prominencia ósea disminuyendo el riesgo de ruptura o úlceras se usó un escáner 3D con sensores de presión para una correcta distribución de la presión sobre toda la prominencia de la cadera.

Resultados: El sistema propuesto resultó en una alternativa para personas con limitaciones de movilidad en miembro inferior permitiendo un movimiento más natural y así mejorar la calidad de vida de este tipo de pacientes. La técnica permitió al usuario un alto nivel de independencia en situaciones de pérdida de los miembros inferiores.

Conclusiones: El estudio se centró en la modificación de una prótesis para miembro inferior usado para personas con baja tonicidad muscular o actividades repetitivas a un sistema para personas con desarticulación bilateral de cadera o pérdida de un solo miembro inferior.

Palabras clave: software de intención; problemas de movilidad; exoesqueleto.

ABSTRACT

Introduction: Hip disarticulation is performed by surgeons to prevent the growth of malignant diseases in cases that can not be treated conservatively. There is a possibility that the disarticulation may be caused by a traumatic accident involving one or both lower limbs.

Objective: to modify the design of a prosthesis for people with muscular tension problems, for heavy loads and repetitive movements, to be used in people with unilateral or bilateral hip disarticulation, starting from the patent of invention.

Methods: The design was made taking into account displacement similar to the human locomotor system, comfort, possible lesions in bony prominences, repetitiveness and low cost. To guarantee the least impact on the bone prominence, reducing the risk of rupture or ulcers, a 3D scanner with pressure sensors was used to correctly distribute the pressure over the whole hip prominence.

Results: The proposed system resulted in an alternative for people with mobility limitations in the lower limb allowing a more natural movement and thus improving the quality of life of this type of patients. The technique allowed the user a high level of independence in situations of loss of the lower limbs.

Conclusions: The study focused on the modification of a lower limb prosthesis used for people with low muscle tone or repetitive activities to a system for people with bilateral hip disarticulation or loss of a single lower limb.

Keywords: intention software; mobility problems; exoskeleton.

INTRODUCCIÓN

La desarticulación de cadera es realizada por cirujanos para prevenir el crecimiento de enfermedades malignas en casos que no pueden ser tratados en forma conservadora. Existe la posibilidad que la desarticulación pueda ser causada por un accidente traumático que comprometa uno o los dos miembros inferiores. Debido a que es un evento traumático poco común, no se ha logrado tener dispositivos protésicos que mejoren la calidad de vida del usuario en forma adecuada por la baja inversión en investigación. En la actualidad se tiene como solución el uso de la silla de ruedas con todas las limitaciones de movilidad que esto implica o las muletas que en condiciones de desarticulación bilateral son poco útiles. En la mayoría de los casos por falta de dispositivos eficientes es posible que la persona decida desplazarse por el piso o usar silla de ruedas.

Las enfermedades malignas a nivel de cadera que conllevan a operaciones y amputación de miembros inferiores, consisten en tumores en la región pélvica, articulación femoral o el fémur y que son necesarias cuando no responden a los procedimientos convencionales.¹ El sistema se diseña en primera medida para una persona con una lesión de la espina dorsal a nivel T-7. Puede ser usado en personas con desarticulación total o parcial de cadera de miembro inferior, pero en la presente investigación se centra en un único caso de desarticulación bilateral. El sistema inicial del cual parte esta investigación es el sistema de ayuda para personas con problemas de tensión muscular y trabajos de cargas pesadas y repetitivas.

Las consideraciones iniciales para el diseño fueron desplazamiento similar al sistema locomotor humano, el confort para el usuario, evitar lesiones en las prominencias óseas, un sistema de fácil uso y bajo costo.

Con la adaptación es necesario tener en cuenta algunas consideraciones adicionales importantes que no se tenían el diseño inicial, como el hecho que la persona pueden tener después de la operación, un punto de apoyo en la parte inferior de la cadera sobre la prominencia del hueso pélvico. La mayoría de la prótesis tiene el inconveniente que producen úlceras o ruptura del hueso de soporte. Un cuidadoso diseño debe permitir una distribución uniforme que evite descargas en un solo punto. Esto implica el diseño personalizado de la prótesis.

El objetivo del estudio es modificar el diseño de una prótesis para personas con problemas de tensión muscular, para cargas pesadas y movimientos repetitivos, para ser usada en personas con desarticulación unilateral o bilateral de cadera, partiendo de la patente de invención (REPÚBLICA DE COLOMBIA SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO Resolución N° 4283).

MÉTODOS

Para el diseño del socket fue necesario el uso de un escáner 3D con sensores de presión para una correcta distribución de la presión sobre toda la prominencia de la cadera. Esto garantiza el menor impacto en la prominencia ósea disminuyendo el riesgo de ruptura o úlceras.²

El hecho que la persona que usa la prótesis durante largos periodos de tiempo en posición erguida, hace que el diseño del soporte sea un verdadero reto.

El diseño se realizó teniendo en cuenta desplazamiento similar al sistema locomotor humano, el confort, las posibles lesiones en las prominencias óseas, la repetitividad y el bajo costo. Todo lo anterior, basado en un sistema mecánico de baja complejidad. Para garantizar el menor impacto en la prominencia ósea disminuyendo el riesgo de ruptura o úlceras se usó un escáner 3D con sensores de presión para una correcta distribución de la presión sobre toda la prominencia de la cadera.

RESULTADOS

El sistema propuesto resultó en una alternativa para personas con limitaciones de movilidad en miembro inferior permitiendo un movimiento más natural y así mejorar la calidad de vida de este tipo de pacientes.

La técnica permitió al usuario un alto nivel de independencia en situaciones de pérdida de los miembros inferiores. Las primicias del diseño consistieron en tres grandes objetivos:

- El primero, que el sistema debe ser mecánico básico, de baja complejidad y de fácil replica.
- El segundo, que el sistema esté diseñado para la función básica de movilidad, cualquier actividad diferente será un valor agregado para el cual no fue diseñado el sistema.
- El tercero, que el sistema debe adaptarse a los actuales diseños de movilidad,³ escalones, escaleras, terrenos no regulares, entre otras consideraciones.

Los resultados obtenidos cumplieron los objetivos iniciales propuestos para la modificación del dispositivo inicial. El sistema permitió a los usuarios el desplazamiento en forma natural y se disminuyeron los daños en los contactos o soportes del cuerpo.⁴

DISCUSIÓN

Consideraciones de diseño

Los procedimientos médicos que conllevan a la presente investigación son poco comunes por lo cual el nivel de investigación ha sido poco extensivo, provocando que las personas tengan una calidad de vida muy baja por su limitación en el control en la movilidad y la necesidad de ayuda de otras personas o familiares.

Una vez realizada la intervención, el único camino que queda es el uso de dispositivos que permitan el desplazamiento autónomo.⁵ Los dispositivos comerciales tienen altas limitaciones en el desplazamiento, aunque las regulaciones de construcción y vías han tratado de adaptarse a estas tecnologías, es más factible que las nuevas tecnologías se adapten a lo que actualmente está construido. Esto significa que los diseños de ayuda a la movilidad deben ser muy aproximado a la anatomía del cuerpo humano y a su forma de desplazamiento, ya que con las últimas regulaciones se han adaptado todas las construcciones a esta necesidad, sin que se logre un ambiente propio para desplazamiento de personas con limitaciones de movilidad.

El sistema propuesto es la una alternativa de ayuda para personas con limitaciones de movilidad en la parte inferior, que, a diferencia de las sillas de rueda y las muletas, tiene como finalidad dar un movimiento más natural y así mejorar la calidad de vida de este tipo de pacientes.⁶

La desarticulación bilateral se realiza por una intervención para limitar el crecimiento de tumores en la pelvis o articulación de cadera,⁷ osteomielitis en fémur o cadera donde los tratamientos convencionales no tienen resultados, que finaliza con la amputación de uno o los dos miembros inferiores, sin que exista un resultado generalizado de la forma de amputación, evitando que exista una prótesis estándar.⁸

Un problema básico que se genera al adaptar la prótesis a personas con desarticulación bilateral de cadera es que su ajuste puede llegar a producir ruptura de las prominencias óseas remanentes después de la operación.⁸ Para esto es necesario adaptar el dispositivo con los datos de un escáner 3D y sensores de presión que ayuden a distribuir de forma uniforme las cargas del tren superior. Este es uno de los grandes retos que se tienen en el diseño y su adaptación.⁹

Los países más desarrollados han logrado mitigar parte de las limitaciones que tienen las personas que usan prótesis. En el diseño de la prótesis además de los retos de movilidad está involucrada la parte psicológica del usuario. Por este motivo el diseño incluye, materiales ligeros, capacidad de independencia, facilidad de manejo y terminado cosmético.¹⁰

La primera implicación de diseño es la correcta distribución de los pesos de la espina dorsal y la región torácica. Esto se logra con una correcta distribución del peso diseñado por la información entregada por un escáner 3D y sensorica de presión.

El socket permite que el usuario pueda permanecer en posición erguida, sin apoyos adicionales. El diseño del sistema final de marcha, incluye un péndulo intermedio que da estabilidad en caso de perder el equilibrio, solo en sentido frontal y anterior. El péndulo es usado como bastón en caso de requerir posiciones flexión del sistema. Es estudio de presiones dio como resultado la necesidad de usar para el socket, un poliéster con resina de 80 % de rigidez y 20 % de flexibilidad.¹¹

Un aporte adicional al sistema consiste en el diseño inferior en forma cónica para facilitar el desplazamiento de la persona en su proceso de apoyo. Un sistema de trayectoria permite contraer uno de los soportes para permitir un desplazamiento natural y menos traumático.

El diseño propuesto tiene como base la marcha en tiempo real de una persona, a través de la cual se puede obtener la trayectoria que describe una barra que reproduce los movimientos de la marcha humana. Por medio de visión artificial se obtuvo los diferentes puntos que describe la trayectoria de la marcha humana. Con los datos generados se modela la guía del dispositivo exoesqueleto que permite marcha adelante y atrás dependiendo de la necesidad y que en los soportes tienen la posibilidad de balanceo y apoyo en el proceso de marcha (Fig. 1).



Fig. 1. Dispositivos de marcha.

Se desea obtener con el dispositivo un mecanismo que permita el desplazamiento natural durante la caminata de una persona. Con este fin se diseña una estructura ergonómica ajustable para acoplar el exoesqueleto al cuerpo del usuario y permitir su desplazamiento con una barra adicional que actúa como un péndulo para evitar un sobre balanceo que ponga en riesgo la estabilidad del usuario (Fig. 2).

En el proceso de marcha, la trayectoria de recorrido del mango de manejo obliga al soporte a subir su posición en la fase de balanceo. En la fase de apoyo la trayectoria del recorrido obliga a una extensión del soporte donde se descarga el peso mediante un balanceo de aducción controlado.

Si se necesita reposar, entendiendo por reposo un estado de no marcha, el péndulo sirve de apoyo, permitiendo al usuario descansar del proceso de marcha liberando las manos (Fig. 3).



Fig. 2. Sistema de manejo y protección de sobrebalanceo.

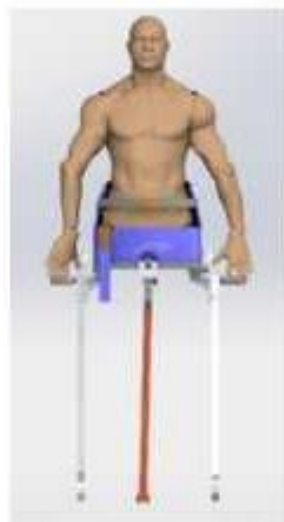


Fig. 3. Vista frontal del sistema diseñado.

Diseño del sistema

El mayor reto para la adaptación del sistema está en que la prótesis debe brindar soporte minimizando evitando riesgo de ruptura de la prominencia ósea, con un sistema de monitorización de puntos de presión antes del diseño final y un adecuado proceso de marcha o desplazamiento que se adapte a los diseños de construcciones y vías de circulación peatonal actuales en países en desarrollo y desarrollados.

Con el sistema final, el usuario permanecerá en posición erguida soportado por dos barras articuladas y paralelas. El soporte es parte un cojinete con diferentes estructuras que permiten distribuir la presión de manera uniforme, modificando el diseño inicial y que se determinó con los datos tomados del escáner y la monitorización de los puntos de presión.¹²

El modelo generado por el escáner es moldeado eliminando material en la parte de mayor presión. Los materiales usados son Aliplast™ y Durr-Plex™.¹³

El socket final es evaluado por el usuario, quien determina el confort del soporte. El sistema no es estándar y debe ser fabricado a la medida de la lesión y la fisionomía del usuario. Se recomienda el uso de un péndulo de soporte que permite al usuario no depender de un balanceo excesivo que puede llegar a producir una caída. El sistema de péndulo es removible para los procesos de extensión y flexión y puede ser usado como bastón (Fig. 4).



Fig. 4. Vista inferior del sistema.

Para soporte en el cuerpo se usa Velcro® que permiten un mejor ajuste y fácil liberación del sistema. Las recomendaciones de Otto Bock y MOBIS para alineamiento estático fueron tomadas en cuenta en el diseño del sistema.

El manejo del sistema incluye un proceso de aprendizaje para lograr un control adecuado de la marcha. Un buen balance permite la eliminación del sistema de soporte en la marcha.¹⁴

Proceso de aprendizaje y adecuación al sistema

Parte del proceso del diseño incluye un protocolo para el manejo y adecuación del sistema. El proceso incluye la marcha, posiciones de pie estática y dinámica, uso del soporte de equilibrio (péndulo), manejo del sistema de control de extensión y compresión.¹⁵

El sistema se diseñó para permitir al usuario un balance adecuado en los procesos de marcha y posiciones de extensión o flexión. El sistema de balanceo central permite estabilidad frontal y posterior.¹⁶

El soporte para el tronco se diseñó con medida a cada usuario siendo parte del proceso de diseño. El proceso de sentado y parada, al igual que el proceso de marcha se realizan de forma natural, lo que permite un mejor desplazamiento y control del sistema.

El balance es proporcionado por el usuario con tronco y las extremidades superiores. Los elementos adicionales como el péndulo, las limitaciones mecánicas y los grados de libertad ayudan a que el usuario pueda controlar el sistema sin mayor esfuerzo.

Gracias a la similitud de los sistemas, la adaptación consistía en el diseño del socket y las funciones adicionales que se requieren para este tipo de usuario. En este caso en particular, la integridad del contacto con la piel era un factor adicional que se necesitaba.

El molde de soporte tiene un porcentaje mayor de rigidez y poca flexibilidad. El diseño incluye un nivel de soporte a una distancia cercana a la escapula, para proveer un adecuado soporte y movilidad. Algunos sistemas como madera cubierta son una buena alternativa para lograr una alta rigidez y baja flexibilidad. Pero los termo formados son más fáciles de manejar y garantizan una buena relación peso rigidez. El diseño inicial fue simulado por Elementos Finitos. Estos materiales brindan un soporte adecuado y un nivel de confort para el usuario.¹⁷

Un sistema de recorrido es comandado por un mango a nivel de las manos que permite la misma función de la rodilla en el balanceo. El mecanismo permite la contracción o extensión del sistema para la fase de balanceo.

En posición estática el péndulo permanece central e inoperativo. Solo en inclinaciones superiores a los límites de libertad de los grados de movilidad, el péndulo permite un soporte a la desestabilidad. La prótesis fue laminada en fibra de carbón y resina acrílica.

Los grados de libertad de pronación y supinación son limitados para permitir mayor estabilidad en algunas posiciones y el balanceo de la carga del cuerpo humano. El socket permite que el sistema tenga libertad de movimiento en los procesos de flexión como es la puesta en marcha.

En virtud de las características anteriores el sistema permite un alto nivel de independencia con movimientos naturales adaptados a los ambientes actuales.

CONSIDERACIONES FINALES

El estudio se centró en la modificación de una prótesis para miembro inferior usado para personas con baja tonicidad muscular o actividades repetitivas a un sistema para personas con desarticulación bilateral de cadera o pérdida de un solo miembro inferior.

El diseño se pensó en primera medida para personas con desarticulación bilateral de cadera sin que sea una limitación a su uso, como es el caso de amputación translumbar, en el cual otras consideraciones de diseño del socket son necesarias. En estos casos el usuario es más sensitivo y no permite sostener una posición erguida por sí mismo.

El objetivo principal del diseño del sistema fue poder modificar las prótesis para personas con limitaciones de movilidad y adaptarlas a personas con desarticulación bilateral de cadera.

El sistema permite que el paciente tenga independencia y movilidad con una menor limitación que las prótesis convencionales. El diseño final se logró partiendo de premisas iniciales como el hecho que el sistema simulara la marcha humana y un entregara el usuario final un máximo de confort para su uso, mejorando la calidad de vida y evitando lesiones.

La decisión de adecuar un diseño inicial a personas con desarticulación bilateral de cadera fue tomada por la baja investigación en esta área y las altas posibilidades de tener un sistema adecuado con unas pocas modificaciones.

Reconocimientos

Producto derivado del proyecto IMP-ING-2659 financiado por la Vicerrectoría de Investigaciones de la Universidad Militar Nueva Granada-Vigencia 2018.

Declaración de conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Tang J, McGrath H, Liudi B, Laszczak Z. A combined kinematic and kinetic analysis at the residuum/socket interface of a knee-disarticulation amputee. *Medical Engineering & Physics*. 2017;49:131-9.
2. Griffet J. Amputation and prosthesis fitting in paediatric patients. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2016;102:161-75.
3. Diogo L, Garruco A. Hip disarticulation - case series analysis and literature. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*. 2017;52:154-8.
4. Sang H. Materials for Exoskeletal Orthotic and Prosthetic Systems. 1986 *Encyclopedia of Biomedical Engineering*; 2019. p. 352-67.
5. Guest Marshall S. Amputation and rehabilitation. *Surgery (Oxford)*. 2019;37:102-5.
6. San Julián AM. Sarcomas óseos de la pelvis. *Revista de Ortopedia y Traumatología*. 2003;47(3):202-09.
7. Parrish W. Hip Disarticulation and Hemi-Pelvectomy. *Operative Techniques in General Surgery*. 2005;7:96-101.
8. Paul T, Key J, Peter D, Sumpio B. The biomechanics of the Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees. *Journal of the American College of Surgeons*. 2008;3:548-60.
9. Sonia J, Christopher W, Matthew H. Hip disarticulation-the evolution of a surgical technique: A prosthetic follow-up. *Injury*. 2004;35:299-308.
10. Gillis L. A new prosthesis for disarticulation at the hip. *J Bone Joint Surg*. 1968;50:389-91.
11. Sánchez-Torres LJ, Santos HM, Carmona RR, Herrera ME, Vásquez GE, Nacud BY, et al. Neoplasias malignas en pelvis y su resección. *Acta Ortop Mex*. 2009;23(4):237-42.
12. Mark Z. Artificial Limbs. *Comprehensive Structural Integrity*. 2003;9:329-63.
13. Burger H, Erzar D, Maver T, Olenšek A, Cikajlo Z. Biomechanics of walking with silicone prosthesis after midtarsal (Chopart) disarticulation. *Clinical Biomechanics*. 2009;24:510-6.
14. Jia Y, Cheng L, Yu G, Du Ch, Yang Z, Ding Z, et al. A finite element analysis of the pelvic reconstruction using fibular transplantation fixed with four different rod-screw systems after type I resection. *Chin Med J*. 2008;121(4):321-6.

15. Cavalheiro Marten T, Martins Braga P, Ceregatti Mc. Rehabilitation Management of Hemicorporectomy. PM&R. 2015;7:777-80.
16. Devinuwara Dworak-kula O. Rehabilitation and prosthetics post-amputation. Orthopaedics and Trauma. 2018;32:234-40.
17. Bayram Kelle E. Association between phantom limb complex and the level of amputation in lower limb amputee. Medical Engineering & Physics. 2017;51:142-5.

Recibido: 2 de noviembre de 2017.
Aprobado: 3 de diciembre de 2018.

Mauricio Plaza Torres. Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, Colombia.
Correo electrónico: mauricio.plaza@unimilitar.edu.co