

Práctica 5

Optimización de una prótesis de pie

Equipo 4
Omar Gutierrez

16 de noviembre de 2022

1. Introducción

Las prótesis de pie se tratan de aparatos médicos destinados a sustituir de forma artificial un pie, tobillo o parte del pie faltante en el cuerpo de un paciente a causa de una amputación total o parcial del miembro. Un pie protésico se trata de un aparato médico diseñado justo a la medida de cada paciente para suplantar estética y funcionalmente la parte faltante de la extremidad a causa de una amputación. Esta tiene la función tanto de aparentar que existe la sección faltante como de ser un punto de apoyo para que el paciente pueda caminar, utilizar calzado y desempeñar sus labores de forma normal o lo más normal posible. Las prótesis de pie tienen costos personalizados que dependen de las necesidades de cada paciente, el nivel de amputación y de los materiales y componentes mecánicos que tengan como aditamentos para el movimiento.

2. Objetivo

El estudiante deberá presentar una propuesta de análisis de formas y de la programación para la ejecución de la optimización (descripción funcional) de características de trabajo específicas que presenta la(s) ventaja(s) (mencionar ventajas).

La metodología que se utilizará para la propuesta se compondrá en los siguientes pasos:

- 1) Nombre y definición de la geometría
- 2) Estado del arte
- 3) Propuesta de diseño de la geometría, alcances y limitaciones
- 4) Pasos del desarrollo de la programación
- 5) Resultados de la optimización
- 6) Conclusiones

3. Desarrollo

3.1. Nombre y definición de la forma geométrica

En el diseño de optimización de prótesis de pie y modelamiento de éstas se busca una curvatura que permite un almacenamiento máximo de energía. Esto debido a que los pies son de las extremidades más importantes y básicas no solo para poder caminar, sino simplemente para sostenerse de pie y poseer equilibrio, por lo tanto, esta prótesis de pie es de las más avanzadas en la medicina para casos de amputación, accidentes enfermedades, etc.

Esta prótesis puede suplantar desde unos cuantos dedos (prótesis de dedos de pie) el antepié, pie completo y pie con tobillo (todo depende del grado y lugar de la amputación) [1]

Todas las prótesis de pie cuentan con una serie de mecanismos diseñados para poder adaptarse al muñón de forma adecuada y firme, además de brindar el soporte y movimiento necesario para que el paciente pueda sostener de pie, caminar e inclusive correr y desempeñar labores o deportes de alto rendimiento.

Dependiendo del tipo de amputación, la prótesis podrá estar compuesta de diversos elementos, como:

- Socket o encaje con el muñón
- Plantillas
- Almohadillas
- Estabilizadores para el talón
- Elementos estéticos

De igual manera, existen prótesis mucho más avanzadas que pueden tener dispositivos y elementos robóticos, mecánicos, bioeléctricos y biomecánicos para otorgar movimientos especiales en caso de ser necesario.

3.2. Estado del arte

3.2.1. Anatomía Funcional

El pie tiene 3 partes fundamentales: la bóveda plantar, su apoyo posterior o talón y su apoyo anterior o antepié [4].

- Bóveda plantar
La parte superior de la bóveda, que soporta fuerzas a compresión, está formada por los huesos; la inferior, que resiste esfuerzos de tracción, está constituida por ligamentos aponeuróticos y músculos cortos, que son las estructuras preparadas mecánicamente para esta función. Mantiene su forma gracias a una serie de estructuras que la estabilizan. Estas estructuras son los huesos, las capsulas y ligamentos y los músculos. Los 2 primeros lo hacen de forma pasiva, mientras que los últimos lo hacen de una forma activa.
- Talón
Visto por detrás, el talón debe seguir la línea de Helbing (vertical que pasa por el centro del hueco poplíteo y por el centro del talón), o bien desviarse en unos 5o de valgo, lo cual contribuye a amortiguar el choque del talón con el suelo durante la marcha.
- Antepié
El antepié es una entidad anatomofuncional amortiguadora y propulsiva compuesto por cinco cadenas cinemáticas libres denominadas radios. También es un sensor sensitivo y sensorial para la función del equilibrio. El antepié está unido al resto del pie por el complejo articular de Lisfranc, que forma una bóveda transversal alejada del suelo en su parte medial, mientras que las cabezas metatarsianas están en un mismo plano apoyadas en el suelo. Se trata de una estructura deformable viscoelástica de geometría variable. Puede soportar tensiones muy elevadas durante tiempos muy breves de unos milisegundos.

3.2.2. Ciclo de marcha

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y ortesis.

El caminar o andar de una persona, se define como la repetición de una serie de movimientos simultáneos, que desplazan el cuerpo sobre una línea de progresión deseada. Y al mismo tiempo mantienen una postura estable, soportando el peso corporal.

La movilidad libre de las articulaciones y el trabajo que desempeñan los músculos es importante para el éxito de esta tarea. Estos últimos deben actuar en el momento preciso y con la intensidad necesaria. La falta de ciertas acciones durante la marcha debe ser sustituida por otras, con el fin de mantener la estabilidad y la progresión deseada.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo 1. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo [2].

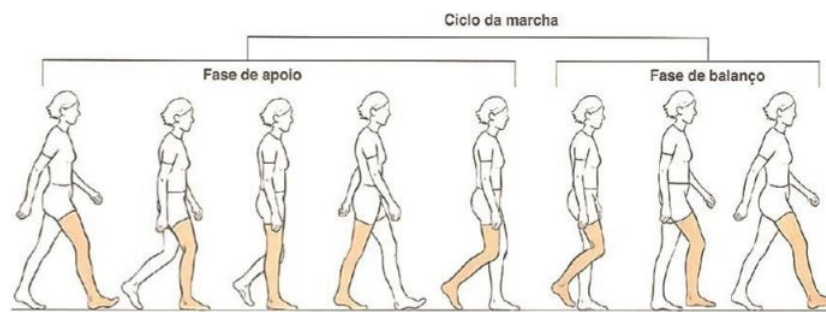


Figura 1: Fases del ciclo de marcha

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie 2.

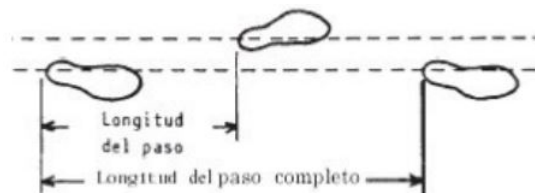


Figura 2: Longitud de paso

3.2.3. Prótesis de pie

Las prótesis de pie se tratan de aparatos médicos destinados a sustituir de forma artificial un pie, tobillo o parte del pie faltante en el cuerpo de un paciente a causa de una amputación total o parcial del miembro. Estos aparatos protéticos tienen tanto finalidades funcionales para la rehabilitación del paciente como funciones estéticas sumamente avanzadas para imitar de forma bastante realista la parte del cuerpo faltante. Los pies son una de las extremidades más importantes y básicas no sólo para poder caminar, sino para simplemente poder sostenerse parado y tener el equilibrio necesario para todo tipo de actividades, por lo que las prótesis de pie y tobillo son de las más importantes y avanzadas en casos de amputación por accidentes, enfermedades o agnesia [1].

¿Cómo funciona una prótesis de pie?

Un pie protésico se trata de un aparato médico diseñado justo a la medida de cada paciente para suplantar estética y funcionalmente la parte faltante de la extremidad a causa de una amputación.



Figura 3: Prótesis de pie

Esta tiene la función tanto de aparentar que existe la sección faltante como de ser un punto de apoyo para que el paciente pueda caminar, utilizar calzado y desempeñar sus labores de forma normal o lo más normal posible.

Esta prótesis puede suplantar desde unos cuantos dedos (prótesis de dedos de pie) el antepié, pie completo y pie con tobillo (todo depende del grado y lugar de la amputación).

Todas las prótesis de pie cuentan con una serie de mecanismos diseñados para poder adaptarse al muñón de forma adecuada y firme, además de brindar el soporte y movimiento necesario para que el paciente pueda sostener de pie, caminar e inclusive correr y desempeñar labores o deportes de alto rendimiento. Esta sin duda es la prótesis más básica del miembro inferior, pues todas las prótesis de pierna, independientemente del tipo de amputación y el nivel en donde se encuentre, debe contar por obvias razones con la sección del pie prostético y el tobillo.

Materiales de las prótesis de pie

El pie prostético puede ser fabricado de uno o más materiales, los cuales son seleccionados para brindar el soporte, agarre y diseño necesario para suplantar la parte faltante del cuerpo humano.

Por lo general de utiliza:

- Silicona médica
- Plantillas de carbono
- Rellenos de materiales elásticos
- Aluminio.
- Titanio

3.3. Propuesta de diseño de la gemetría, alcances y limitaciones

Como propuesta de este diseño es necesario analizar y realizar una selección del pie protésico la cual está basada en las características, propiedades y la absorción de energía durante el contacto inicial en la respuesta a la carga a medida que el amputado transfiere el peso del cuerpo al pie protésico. Es importante tener en cuenta que el material aporte flexibilidad y resistencia garantizando que la deflexión de la parte anterior del pie desde el apoyo plantar medio al apoyo plantar final sea proporcional al peso del usuario y al nivel de impacto.

Como estudio de lo que implica el movimiento, durante el tiempo en que el pie está en contacto con el suelo, el pie rueda desde el talón a la punta del pie, de manera análoga a como rueda un neumático sobre el suelo. Esto es analogado a que la pierna se comporta como un péndulo invertido cuyo centro cambia de posición desde el talón, al tobillo y desde el tobillo a la parte delantera del pie. Esta procesión de pivotes debe ser pensada en términos de que funcionan de manera traslapada y conjunta, no como antes discretos y sucesivos en el tiempo. Esta procesión transforma los pivotes discretos en una superficie de rodadura, forma que se asume que adopta el pie al caminar con respecto al tobillo.

■ Normal

Se presenta al estar quieto, en una sola posición de espera común, en posición de apoyo, etc. Se plantea a

una persona liviana, encima de una superficie, teniendo una carga distribuida de 500 Newton en 18 cm que representa las fuerzas del tobillo, esto se puede observar en la figura 4.

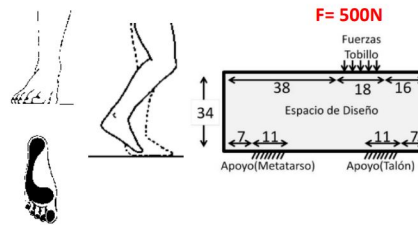


Figura 4: Posición Normal

■ Despegue

Ahora se analiza la posición de despegue, al presentar movimiento, el tobillo tiene que desplazarse aproximadamente 30 grados dependiendo del paso pero con la misma carga y el apoyo se produce en la punta del pie, esto observándose en la figura 5.

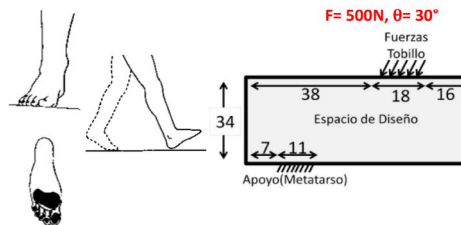


Figura 5: Despegue

■ Apoyo

En este caso se analiza cuando el talón es apoyado sobre la superficie al caminar, aquí el tobillo produce un desplazamiento angular hacia el lado contrario de mayor magnitud, se toma en cuenta la misma carga, pero el apoyo se coloca en la parte trasera de la geometría como se observa en la figura 6.

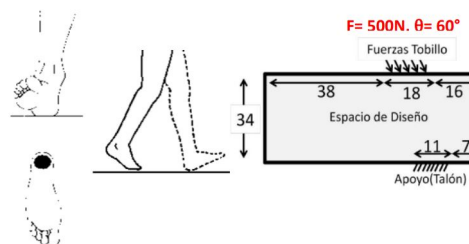


Figura 6: Apoyo

Alcances

- Diseño, simulación y análisis de la prótesis de pie sin llegar a la construcción de un prototipo físico

Limitaciones

- Todos los cálculos se realizarán tomando como base la marcha en un plano horizontal.

- Se desarrollará un diseño para adultos tomando como referencia los estándares físicos masculinos de la población colombiana.
- Para el análisis, se tendrán en cuenta que la prótesis de pie solo tiene un grado de libertad.

3.4. Desarrollo de programación

Para poder realizar la optimización de la propuesta de diseño de la geometría se tienen que realizar cambios al código de 99 líneas para optimización topológica que fue obtenido de [3], para realizar cada uno de estos cambios primero analizaremos las partes en las que se divide el programa:

- Programa Principal (1-36)
El programa principal comienza distribuyendo el material uniformemente en el dominio de diseño (línea 4). Después se presentan las iteraciones que permitan que la optimización de la pieza sea cada vez mejor y más visible [3]. El ciclo principal comienza con una llamada a la subrutina de elementos finitos (línea 12) que devuelve el vector de desplazamiento U . Dado que la matriz de rigidez del elemento para material sólido es la misma para todos los elementos, la subrutina de matriz de rigidez del elemento se llama una sola vez (línea 14).
Después de esto, un bucle sobre todos los elementos (líneas 16 a 24) determina la función objetivo y las sensibilidades (4). Las variables $n1$ y $n2$ denotan números de nodo de elemento superior izquierdo y derecho en números de nodo global y se utilizan para extraer el vector de desplazamiento de elemento U_e del vector de desplazamiento global U . El análisis de sensibilidad es seguido por una llamada al filtro de independencia de malla (línea 26) y el optimizador (línea 28). El cumplimiento actual, así como otros parámetros, se imprimen en las líneas 30 a 33 y se traza la distribución de densidad resultante (línea 35).
- Criterio de Optimalidad Estándar (37-48)
El optimizador encuentra las variables de diseño actualizadas (líneas 37-48). Sabiendo que el volumen material ($\text{sum}(\text{sum}(\mathbf{x}_{\text{new}}))$) es una función monótonamente decreciente del multiplicador de Lagrange (lag), el valor del multiplicador de Lagrange que satisface la restricción de volumen se puede encontrar mediante un algoritmo de bisección (líneas 40-48).
El algoritmo de bisección se inicializa preguntando un límite inferior $l1$ y un límite superior $l2$ para el multiplicador lagrangiano (línea 39). El intervalo que delimita el multiplicador lagrangiano se divide repetidamente por la mitad hasta que su tamaño es menor que el criterio de convergencia (línea 40).
- Filtrado de independencia de malla (49 - 64)
Tenga en cuenta que no se buscan todos los elementos en el dominio de diseño para encontrar los elementos que se encuentran dentro del radio r_{min} , sino solo aquellos dentro de un cuadrado con longitudes de lado dos veces redondas (r_{min}) alrededor del elemento considerado. Seleccionando r_{min} menor a uno en la llamada de la rutina, las sensibilidades filtradas serán iguales a las sensibilidades originales haciendo el filtro inactivo.
- Código de elemento finito (65 - 99)
Hay que tener en cuenta, como menciona el artículo, que el solucionador utiliza la opción escasa en Matlab. La matriz de rigidez global está formada por un bucle sobre todos los elementos (líneas 70-77). Como era el caso en el programa principal, las variables $n1$ y $n2$ denotan números de nodo de elementos superiores izquierdo y derecho en números de nodos globales y se utilizan para insertar la matriz de rigidez del elemento en los lugares correctos en la matriz de rigidez global [3].

Con esto claro ahora sabemos que los cambios necesarios para seran en una sola parte del código, estos se explican a continuación:

■ Normal

En esta es necesario implementar cada uno de los apoyos y fuerzas, estos cambios se pueden observar en la imagen 7.

```
% DEFINE LOADSAND SUPPORTS (HALF MBB-BEAM)
F(3222,1) = -1;
F(3782,2) = -1;
F(2662,3) = -1;
F(2942,4) = -1;
F(3502,5) = -1;
fixeddofs = union([560:2*(nely+1):1260],[3920:2*(nely+1):4620]);
alldofs = [1:2*(nely+1)*(nelx+1)];
freedofs = setdiff(alldofs,fixeddofs);
% SOLVING
U(freedofs,:) = K(freedofs,freedofs) \ F(freedofs,:);
U(fixeddofs,:)= 0;
```

Figura 7: Cambio en deportes y cargas - Fase normal

■ Despegue

En esta fase también llamada de balanceo, el pie se dispone a hacer un esfuerzo especial para dejar el peso de la carga al otro pie, ya que éste perderá contacto con el suelo. El código principal, permanece intacto al anterior, ya que es la inicialización del proceso de optimización topológica

```
% DEFINE LOADSAND SUPPORTS (HALF MBB-BEAM)
F(3222,1) = -1;
F(3782,2) = -1;
F(2662,3) = -1;
F(2942,4) = -1;
F(3502,5) = -1;
fixeddofs = [560:2*(nely+1):1260];
alldofs = [1:2*(nely+1)*(nelx+1)];
freedofs = setdiff(alldofs,fixeddofs);
```

Figura 8: Cambio en deportes y cargas - Fase despegue

■ Apoyo

De acuerdo a la propuesta de diseño, los alcances y limitaciones, se pueden observar las cargas ejercidas en el metatarso, debido a la fase en que se encuentra. Con un ángulo de 60° respecto al eje normal. Para ello, se realizan las modificaciones pertinentes en la definición de cargas y soportes. Colocando también los DOF (Grados de libertad) fijos.

```
% DEFINE LOADSAND SUPPORTS (HALF MBB-BEAM)
F(3222,1) = -1;
F(3782,2) = -1;
F(2662,3) = -1;
F(2942,4) = -1;
F(3502,5) = -1;
fixeddofs = [3920:2*(nely+1):4620];
```

Figura 9: Cambio en deportes y cargas

3.5. Resultados

Como se mostró en la sección anterior, el programa se modifica tres veces por lo cual obtendremos tres diferentes resultados.

■ Normal

Se puede observar en la figura 10 que la carga se presentará en el centro de la pieza por lo cual algo parecido a un armazón triangulado que es una de las mejores opciones para este tipo de cargas, este tipo de estructuras se pueden observar en los puentes.

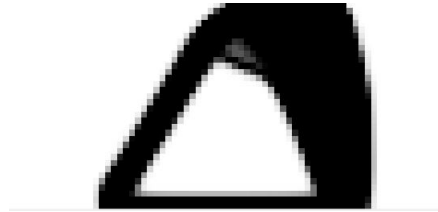


Figura 10: Fase Normal

■ Despegue

En esta fase se observa que la carga presenta una inclinación y se sitúa en la parte delantera, en la parte con mayor masa es donde se encuentra el punto fijo.

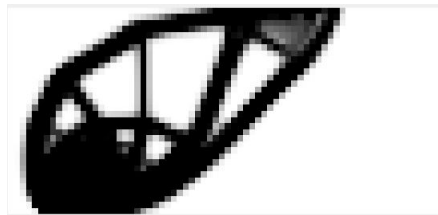


Figura 11: Fase de despegue

■ Apoyo

Como la fase de apoyo sucede en el talón, podemos observar que se sitúa representando la fuerza inclinada, en este caso la pieza no puede ser más optimizada debido al ángulo de inclinación que recibió.



Figura 12: Fase de apoyo

Con esto realizado, se hace la unión de los 3 resultados en una sola imagen para representar no muy certeramente, la prótesis del pie que pueda cumplir con las tres fases representadas anteriormente, este sería su resultado final mostrado en la figura 13



Figura 13: Prótesis de pie

4. Conclusiones

- Omar Alejandro Gutierrez Carrizales :

Al termino de esta práctica y de este laboratorio pudimos ver de diferentes maneras la optimización topológica, conforme avanzábamos hacíamos la optimización en piezas más completas y complejas. Creo que todo esto nos ha ayudado para entender mejor el tema, así como para saber porque es necesario realizar las optimizaciones y como estas nos ayudan a obtener un mejor trabajo.

Con esta práctica también vimos como la movilidad de las articulaciones y el trabajo que se realizan en los músculos son importantes para tomarlos en cuenta en nuestro análisis, así mismo como la falta de ciertas funciones nos lleva a sustituirlas por otras para así obtener estabilidad y progresión.

Referencias

- [1] Lemus L. E. Prótesis de pie - tipos, funciones y precios - conoce más aquí. mi protesis de pierna. Recuperado de: <https://miprotesisdepierna.mx/protesis-de-pie/>, Agosto 2021.
- [2] A. Martín Noguerras. Fases de la marcha humana, Enero 1999.
- [3] Ole Sigmund. A 99 line topology optimization code written in matlab. Recuperado de: <https://www.topopt.mek.dtu.dk/apps-and-software/a-99-line-topology-optimization-code-written-in-matlab>, September 2002.
- [4] A. Viladot Voegeli. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie, Noviembre 2003.