



# Universidad Autónoma de Nuevo León

# Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

# PRÁCTICA #5:

Optimización de una prótesis de pie

Asignatura: Lab.

**Biomecanica** 

Maestro(a): Yadira

**Moreno Vera** 

Grupo/Brigada: 408

Nombre	Matricula
Victor Alan Cavazos Ramírez	1902881
Arturo Mariscal Picón	1806989
José Francisco Juárez Segundo	1992319
Jorge Eduardo Ortiz Cruz	1992029

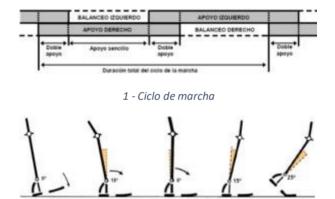


## Objetivo

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).

## Geometría

El pie es el encargado de proporcionar estabilidad y equilibrio en el ciclo de la marcha, esto mientras absorbe los impactos, por lo cual para poder analizar la geometría y la biomecánica de este se debe conocer la anatomía de este.



Para soportar el peso del cuerpo, el pie funciona de forma análoga a un arco y viga. El arco es un elemento estructural curvo el cual permite soportar cargas por encima de un vacío. Cuando el arco longitudinal se aplana hasta un grado apreciable, aumenta la presión en las presiones dorsales de los huesos del tarso. En un pie normal los ligamentos y músculos impiden el aplanamiento del arco

### Estado del arte

La amputación es la separación o el corte de alguna extremidad del cuerpo en la mayoría de los casos por medio de una intervención quirúrgica. Cuando una persona sufre de alguna puede comenzar a cambiar su estilo de vida, y una forma de "facilitar" el proceso de adaptación es usando alguna prótesis capaz de cumplir con los movimientos básicos que realizaba la extremidad que se perdió.

Nombre	Tipo	Función	Ventajas	Limitaciones
Sach		Es el más simple, rígido y no puede doblarse. El talón es una cuña de goma que se comprime bajo el peso del usuario y permite que el talón se mueva un poco al comenzar la fase de apoyo de la marcha.	Por su practicidad y bajo costo puede ser mas accesible a las personas y puede funcionar como una solución temporal.	Es incómodo para el paciente al tener limitaciones de movimiento y puede llegar a ser peligroso.
Pie monoaxial		El pie tiene un eje, el cual cuenta con un 35% de eficiencia (la relación entre la energía liberada y la almacenada).	Es mas cómodo y tiene una mejor funcionalidad y su costo es mayor pero sigue considerable	Sigue teniendo limitaciones y es mas costoso que un sech.
Pie multiaxial		Este pie permite movimientos en los 3 planos, lo que facilita la adaptación a terrenos irregulares y la absorción de movimientos de torsión que eliminan las fuerzas cortantes en el pie.	Es mas seguro, confiable y hay mas libertad de movimiento y actividades, suele ser de materiales mas ligeros y resistentes.	Este modelo ya tiene un mayor costo y al estar compuesto por materiales de mayor calidad y por su mantenimiento.

Tip flex		Se diseña	Es el diseño	Es el mas
	85	pensando en	mas optimo	costoso de
		las	para el	todos y su
		necesidades	paciente,	tiempo de
		específicas de	seguro y	fabricación y
		cada <b>tipo</b> de	confiable.	adaptación es
		usuario, es la		mayor debido
		que suelen		al diseño
		usar los		especifico de
		deportistas.		cada persona.

El principal objetivo de una prótesis es sustituir una parte del cuerpo que haya sido perdida por una amputación o que no exista a causa de agenesia, cumpliendo las mismas funciones que la parte faltante.

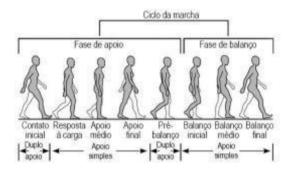
La principal dificultad de la protetización consiste en adaptar de forma relativamente confortable el encaje, de manera que permita amortiguar el peso corporal y pueda transmitir las fuerzas dinámicas que se producen durante la marcha.

De esta forma, deben de ser considerados los siguientes principios biomecánicos:

- Principio del alargamiento mecánico del pie: Establece que se debe sustituir r la longitud perdida del pie para compensar la afectación funcional que la amputación supone al quedar disminuida la longitud de la palanca del pie. Este alargamiento puede obtenerse mediante una suela rígida dispuesta en balancín.
- Principio de la disposición anatómica del muñón: Llamado también de carga en talo o
  colocación en gancho para el retropié, consiste en disponer el muñón dentro del calzado o
  prótesis de tal forma que se encuentre en la misma posición que esa parte del pie tendría,
  caso de que no hubiere amputación.
- Principio de la escuadra interna: La escuadra interna se materializa por un refuerzo o lengüeta anterior que hace cuerpo con el pie protésico. No debe ser demasiado corta, pues si no la pierna, apoyándose en el borde superior de la lengüeta durante el desarrollo, tiende a girar hacia atrás con lo que por un lado hace daño el borde sobre el que se clava la pierna, duele en el apoyo anterior y por otro lado, la presión concentrada en el talón, que tiende a girar hacia atrás y arriba, puede llegar a lesionarlo y/o descalzarlo.
- Principio de la descarga proximal: Consiste en repartir directamente a la pierna cargas y
  esfuerzos que normalmente toma a su cargo el pie, para descargar un muñón que tenga
  disminuida o haya perdido su capacidad de carga.

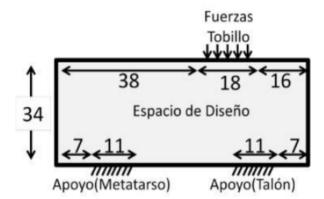
## Diseño de geometría, alcances y limitaciones.

**Descripción del ambiente sintético**: Según lo solicitado en esta práctica, se utilizara una modificación del código de optimización de 99 líneas para analizar el diseño de una prótesis de pie en sus diferentes fases del ciclo de marcha.



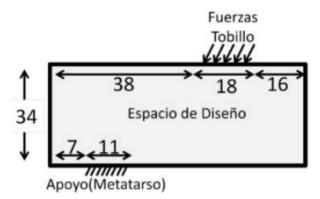
#### Parada normal

En esta fase el talón y área metatarsial son los apoyos, aquí se le aplica una fuerza sobre el tobillo de 500 N.



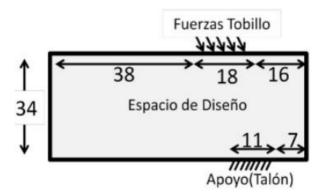
### Despegue

Aquí el apoyo se aplica en el área metatarsial, mientras que la fuerza de 500 N se aplica al tambillo en unos 30 grados.



#### **Apoyo**

El área de apoyo esta sobre el talón, mientras que la fuerza de 500 N se aplica sobre el tobillo a un ángulo de 60 grados.



## Metodología de solución: Parada normal

```
% DEFINE LOADSAND SUPPORTS (HALF MBB-BEAM)
F(3222,1) = -1;
F(3782,2) = -1;
F(2662,3) = -1;
F(2692,4) = -1;
F(3502,5) = -1;
fixeddofs = union({560:2*(nely+1):1260},{3920:2*(nely+1):4620});
```

2 - Definir cargas que interactúan cuando el pie se encuentra parado de forma normal.

## Metodología de solución: Despegue

```
% DEFINE LOADS AND 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];
```

3 - Cargas que actúan cuando ocurre el despegue.

## Metodología de solución: Apoyo

```
% DEFINE LOADS AND 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];
```

4 - Definir las cargas para el apoyo.

# Desarrollo de programación

Programación para el parado normal.

```
hase A on Line Topology optimitation come by occasioning, outputs 1909 assessed assessed assessed 1902, September 2003, BY OLD 2008080 assessed assessed assessed assessed 2003, By Old 2008080 assessed as a second assessed assessed assessed assessed as a second as a seco
                                                                  # INTITALIZE
# INTITALIZE
# SILVENTY LIMBAD = POLICEARY
LOOP = 0:
theape = 0.0:
LOOP = 0:
though = 0.0:
LOOP = 0:
policy = 0:
LOOP 
                                                                                      [dc] = check(nels, nely, cmin, w, dc);

= bds;com upwart by riss overpasality carrears method

[m] = OC(nelw, nely, w, vnlfrec, dc);

= shift services
                                                                                            change = max(max(abs(x-xold)));
                                                                                  function (new)=OC|mak,nely,x,volfac,dc)

11 = 0; 12 = 100000; nore = 0.2;

(while (12-1) > 1e-4)

Inid = 0.1*(12-1);

shew = max(0.001,nax(x-nore,min(1.,min(x+nove,x.*eqrt(-dc./lmid))));

if sun(sun(mew)) - volfac*nelx*nely > 0;

alse

if = lmid;

end
              \begin{array}{lll} 61 &=& \text{ If or } 1 = \max\{j-\text{round}\{\min\{j,1\} : \min\{j+\text{round}\{\min\}\}, \text{ nely}\} \\ 42 &=& \text{ far } = \min-\text{sqrt}\{(1+k)^2+(j-1)^2\}\} \\ &\text{ sum } = \text{sum-max}\{0, \text{fac}\}\} \\ 44 &=& \text{ don}\{j,1\} = \text{ don}\{j,1\} : \text{ max}(0, \text{fac})^*\text{mil}, k)^*\text{do}\{1, k\}\} \\ \end{array} 
                                                                                      don(2,1) = don(3,1)/(x(2,1)*sum);
end
                                                                                                          ANNAUSSAN FE-ANGLYSIS ANNAUSSAN
                                                                               | function [U]=FE(nells,nely, x,penel) | (MEI] = lis; | R = sparse(2*(nells+1)*(nells+1), 2*(nells+1)*(nells+1)); | F = sparse(2*(nells+1)*(nells+1), b); | U = sparse(2*(nells+1)*(nells+1), b); | for els = linels | al = (nells+1)*(els-1)+ely; | nells+1) | for els = linels | al = (nells+1)*(els-1)+ely; | nells+1) | for els = (nells+1)*(els-1)+ely; | nells+1)*(els-1)+els-1) | for els = (nells+1)*(els-1)+els-1) | for els = (nells+1)+els-1) | for els = 
                                                                                                          A DEFINE LOADSAND SUPPORTS (MALF MESS-SEAR)
                                                                                  | DEFINE CONCOMEND SOFTWARD NAME - SCAND
| F|3323,2| = -1;
| F|3662,3| = -1;
| F|3662,4| = -1;
| F|3662,5| = -1;
| F|3660,5| = -1;
| F|3600,5| = -1;
| F|360
```

```
91 -
            freedofs = setdiff(alldofs,fixeddofs);
 92
  93 -
              U(freedofs, i) = K(freedofs, freedofs) \F(freedofs, i);
            U(fixeddofs,:)= 0;
 95 | Statement ELEMEN
96 | function [RE]=1k
97 - | E = 1.;
              ******* ELEMENT STIFFRESS MATRIX ******
              nu = 0.3;
              k=f 1/2-nu/6 1/8+nu/8 -1/4-nu/12 -1/8+3*nu/8 ...
 99 -
              -1/4+nu/12 -1/8-nu/8 nu/6 1/8-3*nu/8]:
100
101 -
              \mathtt{KE} = \mathtt{E}/(1-\mathtt{nu}^2)^*[\ \mathtt{k}(1)\ \mathtt{k}(2)\ \mathtt{k}(3)\ \mathtt{k}(4)\ \mathtt{k}(5)\ \mathtt{k}(6)\ \mathtt{k}(7)\ \mathtt{k}(8)
              k(2) k(1) k(8) k(7) k(6) k(5) k(4) k(3)
k(3) k(8) k(1) k(6) k(7) k(4) k(5) k(2)
k(4) k(7) k(6) k(1) k(8) k(3) k(2) k(5)
102
103
104
         k(5) k(6) k(7) k(6) k(1) k(2) k(3) k(4)
k(6) k(5) k(4) k(3) k(2) k(1) k(6) k(7)
k(7) k(4) k(5) k(2) k(3) k(8) k(1) k(6)
k(8) k(3) k(2) k(5) k(4) k(7) k(6) k(1)];
105
106
107
108
```

#### Programación para el apoyo.

```
### A SELINE TOPOLOGY OFFINITATION CODE BY MIRRISONNO, OCTOBER 1999 848
### ACCORD MODIFIED FOR PROCESSION STEED, Depression 1702, ST CORE SIDERED 848
#### ACCORD MODIFIED FOR PROCESSION SELECTION OF SELECTION OF
```

```
f1 = [for 1 = max(j-round(rmin), l):min(j=round(rmin), nely)
f2 = f6 = min-equ(((1+b)^2+()-1)^2);
f3 = sin = sin-max(0, fac);
dcn(j,i) = dcn(j,i) = max(0, fac)*x(i,k)*dc(l,k);
  65 -
66 -
66 -
69 -
70
               end
don(j,k) = don(j,k)/(x(j,k)*sum);
               SARRARAS PE-MULLIPES ASSESSES
              function (U)=FE(nels,nely,s,penal)
[FE] = 18r
           73 -
74 -
75 -
76 -
77 -
78 -
85 -
   81 -
  82 -
83 -
85 -
86 -
87 -
               F(2962,4) = -1;
F(2962,4) = -1;
F(3962,4) = -1;
fixeddofs = [3920:2*(naly+1):4620];
 90 - | mildofs = [1:2*(nely+1)*(nelm+1)];
91 -
              freedofs = setdiff(alldofs,fixeddofs);
  92
               U(freedofs,:) = K(freedofs,freedofs) \P(freedofs,:);
U(fixeddofs,:) = 0;
******** ELEMENT STIFFNESS MATRIX ******
  94 -
 96 | SERVER ELEMEN
96 | Sunction [RE]=1k
97 | E = 1.7
  98 -
                na = 0.31
                k=[ 1/2-nu/6 1/8+nu/8 -1/4-nu/12 -1/8+3*nu/8 ...
100
101 -
                 -1/4 + nu/12 - 1/8 - nu/8 \ nu/6 \ 1/8 - 3 + nu/8];   EE = E/(1 - nu^2) *[ k(1) k(2) k(3) k(4) k(5) k(6) k(7) k(8) 
             EE = 2/(1-mm<sup>-2</sup>)*[ k(1) k(2) k(3) k(4) k(5) k(4) k(3) k(4) k(5) k(4) k(5) k(4) k(5) k(5) k(6) k(7) k(6) k(1) k(6) k(3) k(2) k(5) k(5) k(6) k(7) k(8) k(1) k(2) k(3) k(4) k(6) k(5) k(6) k(3) k(2) k(3) k(2) k(5) k(6) k(5) k(6) k(3) k(2) k(3) k(2) k(1) k(6) k(7) k(4) k(5) k(3) k(2) k(3) k(4) k(7) k(6) k(1)];
102
108
104
105
106
107
```

## Programación para el despegue.

```
The state of the s
```

```
[dr] = check(nels, hely, rmin, s, dr);

% inside colors by the opticality delivers hermod

[x] = OC(nels, nely, x, volfrec, do);

% inlint seconds
   34
35 -
36 -
37
30
30
40 -
41 -
                                change = max(max(sbs(x-sold)));

disp[['it.]' sprintf('%ii',loop) 'dbs,:' sprintf('%i0.4f',e) ...
' vol.: ' sprintf('%i0.4f',sminm(x))/(melx*mely)} ...
' ch.: ' sprintf('%i.3f',sminm(x))/(melx*mely)} ...

% Nort sessitifs
colormap(gray): imageor(-x); exis squal; exis tight; exis off;pease(le-0); end
                                       change = max/max/abs/s-sold)));
                                        SESSESSES OFFICE CHITCHIA CHOMYS SESSESSES
     42
42
44 -
                            NEWSCHER OFFINEITY CHITERIA UDARY ENGAGES

[11 = 0: 12 = 100000; move = 0.2;

[white (12-1) > 1e-0)

lmid = 0.2 (12-11);

Mnew = max(0.001,max(n-move,min(1.,min(n-move,x.*sqrt(-do./lmid)))));

11 = mid(n-move,min(1.,min(n-move,x.*sqrt(-do./lmid)))));

11 = lmid()
 42 | 11 = 0; 12 = 100000; move = 0.2;
44 | 11 = 0; 12 = 100000; move = 0.2;
45 | 10 mile (12-11) > 10-0;
46 | mile (12-11) > 10-0;
47 | mines = max(0.001,max(s-move,Min(1,,min(s-move,M.*gri)));
48 | 11 = 1min;
49 | 11 = 1min;
40 | else
41 | else
42 | end
43 | end
44 | end
45 | end
46 | end
47 | end
48 | end
48 | end
48 | end
49 | end
49 | end
40 | end

64 -
65 -
66 -
67 -
68 -
49 -
                                           dom(3,1) = dom(3,1)/(x(3,1)+sum):
                                           ********* PE-MULTITE *********
                              #1 - end

#2 - end

#3 - end

#4 - F($222,11 = -1;

#4 - F($222,13 = -1;

#5 - F($462,3) = -1;

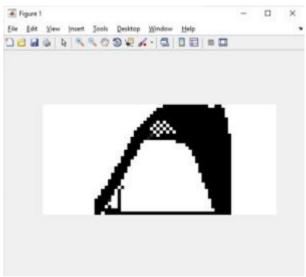
#6 - F($462,3) = -1;

#7 - F($742,4) = -1;

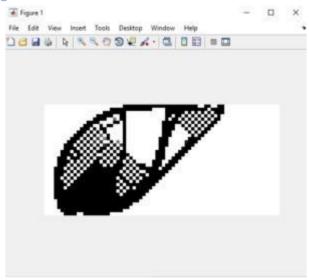
#8 - F($742,4)
91 -
                                       freedofs = setdiff(alldofs, fixeddofs);
                                                % SOLVING 127
      93 -
94 -
                                               \mathbb{U}(\texttt{freedofs},:) = \mathbb{K}(\texttt{freedofs},\texttt{freedofs}) \setminus \mathbb{F}(\texttt{freedofs},:):
                                             -U(fixeddofs,:) - N(fixeddofs,:)+0;
      95
96
97 -
                                   function [KE]=1k
      98 -
                                               mu = 0.3z
                                                k=[ 1/2-nu/6 1/8+nu/8 -1/6-nu/12 -1/8+3*nu/8 ...
       99 -
                                               100
 101 -
                                               k(2) k(1) k(8) k(7) k(6) k(5) k(4) k(3)
k(3) k(6) k(1) k(6) k(7) k(4) k(5) k(2)
k(4) k(7) k(6) k(1) k(8) k(3) k(2) k(5)
  102
 103
                                          k(5) k(6) k(7) k(6) k(1) k(0) k(3) k(2) k(5)
k(5) k(6) k(7) k(8) k(1) k(2) k(3) k(4)
k(6) k(5) k(4) k(3) k(2) k(1) k(0) k(7)
k(7) k(4) k(5) k(2) k(3) k(6) k(1) k(6)
k(8) k(3) k(2) k(5) k(4) k(7) k(6) k(1)]s
 105
 106
 107
 108
```

# Resultados de la optimización

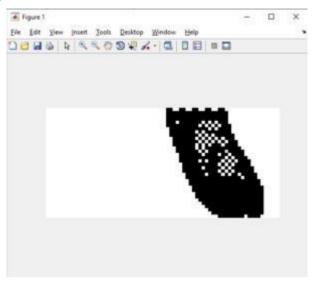
## Resultados de parado normal



# Resultados del despegue



### Resultados del apoyo



### Conclusiones

Durante esta práctica se estudió la geometría de una prótesis para un pie humano, junto con los aspectos que deben de tomarse en cuenta aspectos que afectan el como este interactúa con las fuerzas como lo es el ciclo de marcha, pues dependiendo del acomodo que tenga el pie en el talón será la inclinación en la cual estará actuando la carga. En esta ocasión la programación se enfocó en tres fases: pie parado normal, pie cuando este apoyado y el pie cuando ocurre el despegue., se utilizo Matlab para generar un análisis de elemento finito para objetos de ámbito simple y que se pueden usar paradiferentes casos, además de generar un buen soporte que nos ayudará mucho en este caso. A partir de lo que aprendimos, nos damos cuenta que los software de hoy en día nos apoyan mucho con cálculos e impresiones que nos facilitan el poder generar nuevas ideas e ir más rápido en nuestras investigaciones.

### **Victor Alan Cavazos Ramírez**

En este caso, se puede ver que se puede diseñar para piezas en diferentes etapas, que en su conjunto crearían una pieza útil para cualquiera de estos casos. Para esto nada más se tiene que analizar la pieza considerando los diferentes soportes de este.

#### Referencias

 Vesga, S. A. (2018). Fabricación de un prototipo de una prótesis de miembro inferior transtibial mediante tecnologías aditivas de acuerdo con las medidas antropométricas del paciente. UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS.

- Gutiérrez García, W. A. (2017). *Diseño y simulación prótesis de pie* (Bachelor's thesis, Universidad Piloto de Colombia).
- Rozo Pinzon, Y. (2007). Rediseño, construcción y optimización del sistema de control para pie de prótesis transfemoral semiactiva.