



Universidad Autónoma de Nuevo León
Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica



Laboratorio de Biomecánica

Práctica 5

1904701	Bernardo Canul Aguilar	IMTC
1904820	Sylaid Pérez Oviedo	IMTC
1910351	Daniel Tudón González	IMTC
1991843	Javier Rangel Elizondo	IMTC
1992120	Francisco Adrián Castillo Herrera	IMTC

Hora: N5

Brigada: 509

Fecha: 25 noviembre 2022

Ciudad Universitaria, San Nicolás de la Garza, N.L

Práctica #5: Optimización de una prótesis de pie

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). En este caso en específico se decidió tomar la mecánica de 3 estados estáticos del pie para diseñar una prótesis de un pie.

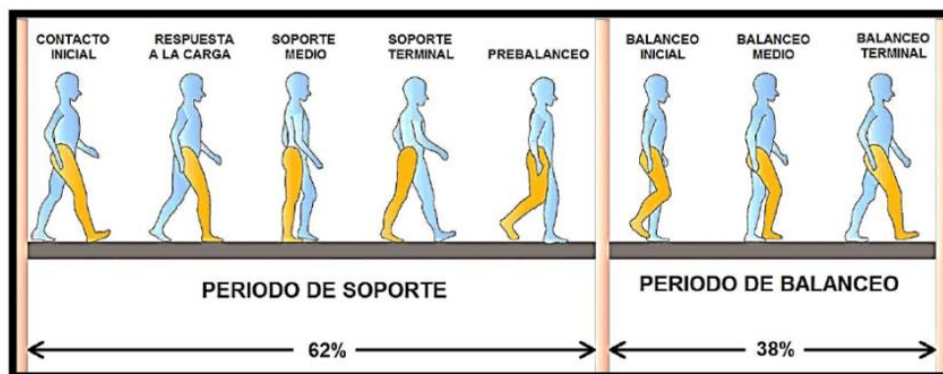
Marco Teórico

La adopción por parte de los seres humanos de una posición erecta y su locomoción empleando ciclos harmónicos pendulares es única en toda la clase de mamíferos. Es estable, ergonómica y exclusiva. Los seres humanos adquirimos una dinámica bípeda para poder desplazarnos con mayor facilidad y generar menos gasto de energía necesaria para otras actividades. Y aunque muchas especies se trasladan en 4 extremidades y son más rápidas, el hecho de que nuestra marcha sea en bipedestación nos genera ciertas ventajas ante otras especies (como liberar las extremidades superiores para manipulación de objetos).

La capacidad para deambular sobre las dos extremidades inferiores alteró el primitivo patrón de marcha, el cual se ha definido como “un modo de locomoción bípedo donde se suceden los periodos de apoyo monopodal y bipodal, posibilitando el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano con un coste energético menor a cualquier otra forma de locomoción humana”. Por ende, la marcha es una actividad de vital importancia en la vida diaria.

El ciclo normal de la marcha se ha dividido en dos fases: la fase de soporte o de apoyo (constituye el 60% del ciclo) y la fase de balanceo u oscilación (40% del ciclo), con sus correspondientes subfases. Las medidas más frecuentemente estudiadas en lo relativo a la marcha son los parámetros espacio temporales. Entre ellos se incluyen:

- Tiempo de apoyo monopodal (sencillo).
- Tiempo de apoyo bipodal (doble).
- Número de pasos por metro.
- Longitud de paso.



Durante el ciclo normal de marcha se observa:

- Para la articulación del tobillo: el tobillo oscila desde los 15° de flexión dorsal máxima, cuando el talón despegas del suelo, hasta aproximadamente los 20° de flexión plantar máxima en el momento de elevación del talón y despegue del pie. Su amplitud de movimiento es pues de 35°.
- Para la articulación de la rodilla: la rodilla se extiende desde una posición neutra (0°) en el momento del contacto del talón con el suelo, hasta aproximadamente unos 65° de flexión (punto máximo), en la parte media de la fase de balanceo (51).
- Para la articulación de la cadera: la cadera oscila desde una flexión de aproximadamente 30° en el momento del apoyo del talón en el suelo, a unos 20° de hiperextensión inmediatamente después del despegue del talón

Estado del arte

Título del documento	Optimización de prótesis de pierna mediante diseño generativo y mecanismos de conformidad
Fuente Bibliográfica	Rajput, S., Burde, H., Singh, U. S., Kajaria, H., & Bhagchandani, R. K. (2021). Optimization of prosthetic leg using generative design and compliant mechanism. Materials Today: Proceedings, 46, 8708–8715. doi:10.1016/j.matpr.2021.04.026
Objetivo	Obtener una optimización de prótesis por medio de análisis topológico.
Contenido	Las prótesis convencionales son pesadas y la producción es costosa y requiere mucho tiempo. El estudio aborda este problema y propone un diseño alternativo para prótesis de pie y pantorrilla. El peso de las prótesis se minimiza con un enfoque de optimización híbrido que utiliza diseño generativo y optimización topológica. La prótesis diseñada se simuló mientras caminaba para analizar la distribución de esfuerzos.

Palabras clave	Prótesis, Fabricación aditiva, Diseño generativo, Mecanismo de conformidad, Material arquitectónico
Conclusión	El estudio concluye que el usuario se sentirá cómodo con el nuevo diseño y podrá caminar con naturalidad dada la reducción en costo metabólico y reducción de cargas de impacto a la rodilla.

Procedimiento de la programación

Usando el código de 99 líneas para optimización topológica (Sigmund, 1999) se alteraron los parámetros de cargas y restricciones para acomodar 3 casos:

- Fuerzas normales sobre la planta del pie
- Apoyo en la punta del pie (área metatarsial).
- Apoyo en el talón.

A continuación está el código:

```

%%% A 99 LINE TOPOLOGY OPTIMIZATION CODE BY OLESIGMUND, OCTOBER 1999 %%%
function practi5(nelx,nely,volfrac,penal,rmin);
% INITIALIZE
x(1:nely,1:nelx) = volfrac;
loop = 0;
change = 1.;
% START ITERATION
while change > 0.01
    loop = loop + 1;
    xold = x;
    % FE-ANALYSIS
    [U]=FE(nelx,nely,x,penal);
    % OBJECTIVE FUNCTION AND SENSITIVITY ANALYSIS
    [KE] = lk;
    c = 0.;
    for ely = 1:nely
    for elx = 1:nelx
        n1 = (nely+1)*(elx-1)+ely;
        n2 = (nely+1)* elx +ely;
        dc(ely,elx)=0.;
        for i=1:5
            Ue = U([2*n1-1;2*n1; 2*n2-1;2*n2; 2*n2+1; 2*n2+2;
                2*n1+1;2*n1+2],i);
            c = c + x(ely,elx)^penal*Ue'*KE*Ue;
            dc(ely,elx) = dc(ely,elx)-penal*x(ely,elx)^(penal-1)*Ue'*KE*Ue;
        end
    end
    end
    % FILTERING OF SENSITIVITIES
    [dc] = check(nelx,nely,rmin,x,dc);
    % DESIGN UPDATE BY THE OPTIMALITY CRITERIA METHOD
    [x] = OC(nelx,nely,x,volfrac,dc);
    % PRINT RESULTS
    change = max(max(abs(x-xold)));
    disp(['It.: ' sprintf('%4i',loop) 'Obj.: ' sprintf('%10.4f',c) ...
        ' Vol.: ' sprintf('%6.3f',sum(sum(x))/(nelx*nely)) ...
        ' ch.: ' sprintf('%6.3f',change )])
    % PLOT DENSITIES
    colormap(gray); imagesc(-x); axis equal; axis tight; axis off;pause(1e6);
end

```

```

##### OPTIMALITY CRITERIA UPDATE #####
function [xnew]=OC(nelx,nely,x,volfrac,dc)
l1 = 0; l2 = 100000; move = 0.2;
while (l2-l1 > 1e-4)
    lmid = 0.5*(l2+l1);
    xnew = max(0.001,max(x-move,min(1.,min(x+move,x.*sqrt(-dc./lmid)))));
    if sum(sum(xnew)) - volfrac*nelx*nely > 0;
        l1 = lmid;
    else
        l2 = lmid;
    end
end

##### MESH-INDEPENDENCY FILTER #####
function [dcn]=check(nelx,nely,rmin,x,dc)
dcn=zeros(nely,nelx);
for i = 1:nelx
    for j = 1:nely
        sum=0.0;
        for k = max(i-round(rmin),1):min(i+round(rmin),nelx)
            for l = max(j-round(rmin),1):min(j+round(rmin),nely)
                fac = rmin-sqrt((i-k)^2+(j-l)^2);
                sum = sum+max(0,fac);
                dcn(j,i) = dcn(j,i) + max(0,fac)*x(l,k)*dc(l,k);
            end
        end
        dcn(j,i) = dcn(j,i)/(x(j,i)*sum);
    end
end

##### FE-ANALYSIS #####
function [U]=FE(nelx,nely,x,penal)
[KE] = 1k;
K = sparse(2*(nelx+1)*(nely+1), 2*(nelx+1)*(nely+1));
F = sparse(2*(nely+1)*(nelx+1),5); U =sparse(2*(nely+1)*(nelx+1),5);
for ely = 1:nely
    for elx = 1:nelx
        n1 = (nely+1)*(elx-1)+ely;
        n2 = (nely+1)* elx +ely;
        edof = [2*n1-1; 2*n1; 2*n2-1; 2*n2; 2*n2+1;2*n2+2;2*n1+1; 2*n1+2];
        K(edof,edof) = K(edof,edof) + x(ely,elx)^penal*KE;
    end
end

```

```

81 - end
82 % DEFINE LOADSAND SUPPORTS(HALF MBB-BEAM)
83 - F(3222,1) = -1;
84 - F(3782,2) = -1;
85 - F(2662,3) = -1;
86 - F(2942,4) = -1;
87 - F(3502,5) = -1;
88 - fixeddofs = union([560:2*(nely+1):1260],[3920:2*(nely+1):4620]);
89 - alldofs = [1:2*(nely+1)*(nelx+1)];
90 - freeddofs = setdiff(alldofs,fixeddofs);
91 % SOLVING 127
92 - U(freeddofs,:) = K(freeddofs,freeddofs) \F(freeddofs,:);
93 - U(fixeddofs,:)= 0;
94 %***** ELEMENT STIFFNESS MATRIX *****
95 function [KE]=lk
96 - E = 1.;
97 - nu = 0.3;
98 - k=[ 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 - KE = E/(1-nu^2)*[ k(1) k(2) k(3) k(4) k(5) k(6) k(7) k(8)
101 k(2) k(1) k(8) k(7) k(6) k(5) k(4) k(3)
102 k(3) k(8) k(1) k(6) k(7) k(4) k(5) k(2)
103 k(4) k(7) k(6) k(1) k(8) k(3) k(2) k(5)
104 k(5) k(6) k(7) k(8) k(1) k(2) k(3) k(4)
105 k(6) k(5) k(4) k(3) k(2) k(1) k(8) k(7)
106 k(7) k(4) k(5) k(2) k(3) k(8) k(1) k(6)
107 k(8) k(3) k(2) k(5) k(4) k(7) k(6) k(1)];

```

Se estableció en fixeddofs los puntos de apoyo del sistema (primer caso de fuerzas normales) y se establecieron las cargas en las líneas de código 83 a 87. Para los siguientes casos, únicamente se alteró la línea 88 en las restricciones, borrando una u otra dependiendo del caso (punta o talón).

Implementación del programa

```

>> practi5(72,34,0.33,3.,1.5)
Warning: Matrix is close to singular or badly scaled. Results may be inaccurate. RCOND = 1.675603e-17.
> In practi5>FE (line 92)
In practi5 (line 12)

It.: 10Obj.: 564.0505 Vol.: 0.330 ch.: 0.100
Operation terminated by user during practi5 (line 39)

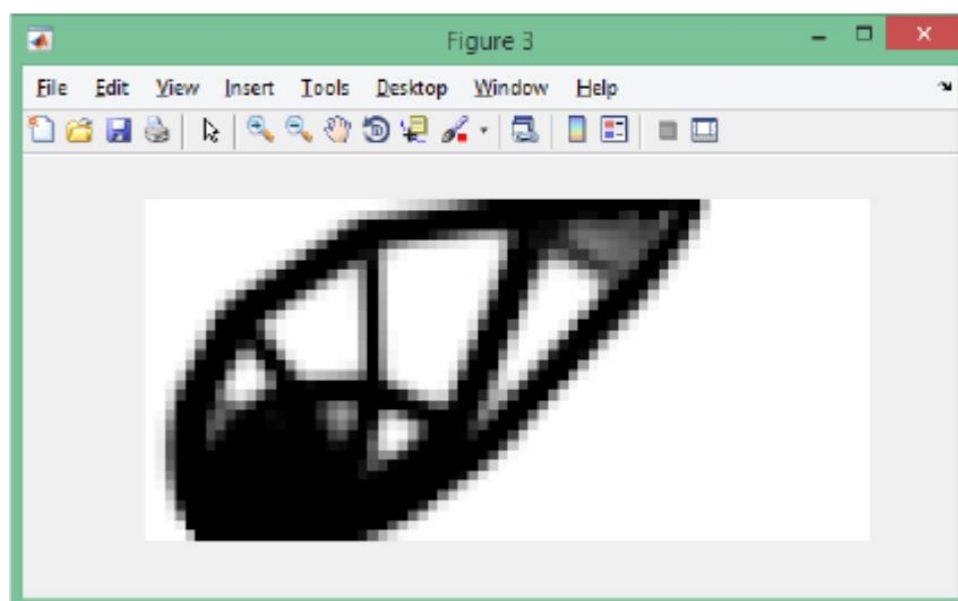
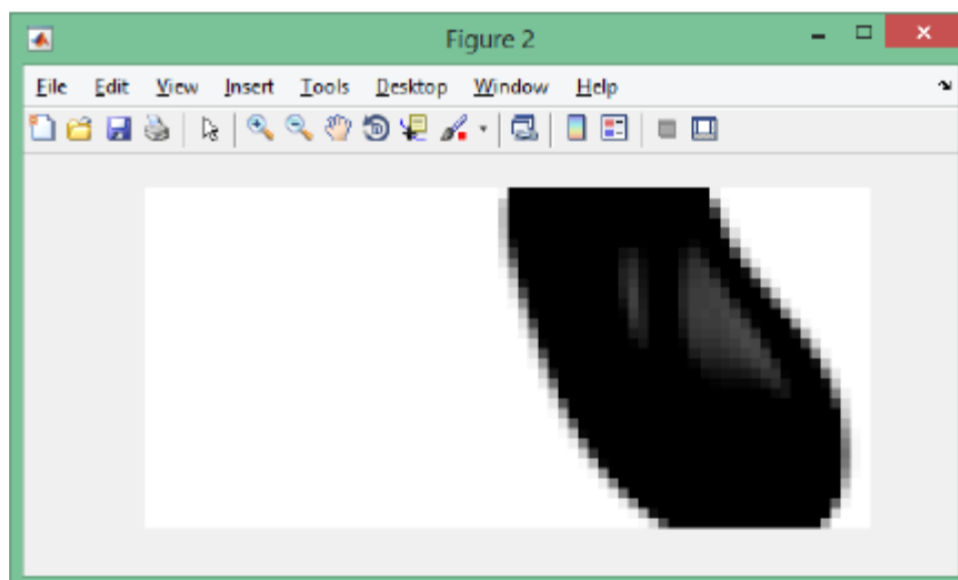
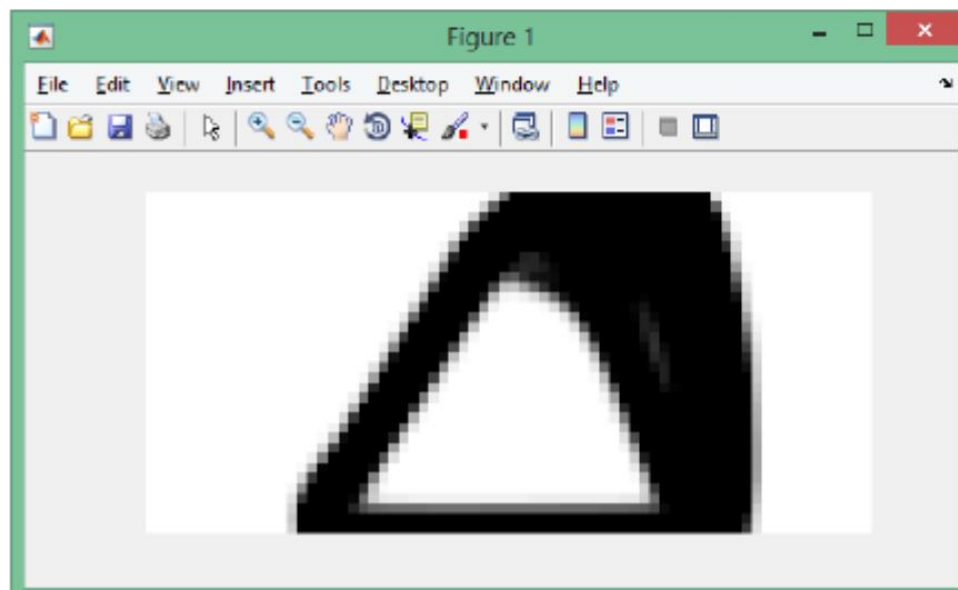
>> practi5_2(72,34,0.33,3.,1.5)
Warning: Matrix is close to singular or badly scaled. Results may be inaccurate. RCOND = 6.863681e-18.
> In practi5_2>FE (line 92)
In practi5_2 (line 12)

It.: 10Obj.: 2024.1327 Vol.: 0.330 ch.: 0.200
Operation terminated by user during practi5_2 (line 39)

>> practi5_3(72,34,0.33,3.,1.5)
Warning: Matrix is close to singular or badly scaled. Results may be inaccurate. RCOND = 7.073073e-18.
> In practi5_3>FE (line 92)
In practi5_3 (line 12)

It.: 10Obj.: 8721.6596 Vol.: 0.330 ch.: 0.200

```



Conclusiones

-Sylaid Pérez Oviedo

En esta práctica tuvo como objetivo plantear diseño el cual optimiza el manejo de la prótesis de un pie. Sobre la marcha nos damos cuenta de las posiciones al hacer un desplazamiento sencilla. La utilización de programa denominado “Matlab” nos ofrece los instrumentos primordiales para hacer un código por el que se será un estudio de componente limitado, lo cual nos da otra visión de si nuestra iniciativa de prótesis es óptima o no.

-Francisco Adrián Castillo Herrera

En la presente práctica se hizo uso del código de 99 líneas para generar estructuras capaces de soportar fuerzas aproximadas a las que está sometido un pie a lo largo del ciclo de marcha. Como siempre, es interesante y cautivador observar las figuras que se generan en el volumen indicado, Sin embargo, creo que la presente práctica presenta uno de los desafíos comunes de la mecánica que no hemos explorado: la fatiga y cargas cíclicas.

Modelar las estructuras individuales del pie nos dan una imagen de las zonas críticas, pero carecen de la totalidad del panorama para generar una prótesis con cargas dinámicas. Por lo tanto, se concluye que el análisis estático es deficiente en este caso en específico.

-Daniel Tudón González

Tras haber completado esta práctica de una prótesis de pie y las otras prácticas anteriores que se realizaron durante el semestre, puedo concluir que el software y el código son herramientas muy útiles para la optimización de muchas piezas mecánicas, además de que pueden ir saliendo otros métodos mediante los cuales se hacen optimizaciones a muchos de los objetos que nos rodean, siempre y cuando se defina el objetivo de la optimización, el factor de seguridad de cierto número o mayor de cierto número

-Javier Rangel Elizondo

Durante este reporte pudimos hacer uso de razón y nos damos cuenta de que se puede utilizar Matlab para crear un estudio de componente limitado para objetos de entorno fácil y que tienen la posibilidad de utilizar para diferentes casos, además de crear un óptimo soporte que nos ayudará mucho en esta situación. Desde lo cual memorizamos, nos proveemos cuenta de que los softwares de hoy en día nos secundan mucho con cálculos e impresiones que nos facilitan el poder crear novedosas ideas e ir más veloz en nuestras propias indagaciones. De igual manera, es fundamental resaltar que la movilidad independiente de las articulaciones y el trabajo que desempeñan los músculos es fundamental para poder hacer el mejor diseño viable. La falta de ciertas actividades debería ser sustituida por otras, con el fin de conservar el equilibrio y la progresión. La utilización de estas herramientas nos posibilita examinar nuestro diseño a partir de diferentes perspectivas.

-Bernardo Canul Aguilar

En la actualidad el número de personas que requieren una prótesis en el pie ha ido en aumento, es por lo cual nosotros consideramos importante que se realicen estudios a estas piezas tan importantes que ayudan y mejoran la calidad de vida de muchísimas personas. A lo largo de esta última práctica hemos tenido la oportunidad de optimizar una prótesis de pie, el cual desde mi punto de vista ha sido la optimización más interesante que hemos hecho debido al impacto directo que tiene en la vida cotidiana de muchas personas, por otro lado, he podido aprender más sobre la estructura mecánica de las prótesis, sin duda alguna, una de las prácticas con mayor aplicación que he realizado.