



# Diseño de un Sistema de Impulsión para Prótesis de Pie

## *Design of a propel system for prosthetic foot*

**Resumen.** - El presente artículo muestra el diseño de un Sistema de impulsión para prótesis de pie donde la implementación de materiales resistentes y ligeros son considerados con la finalidad de proponer una geometría fundamental para el soporte y estabilidad del cuerpo humano, la cual parte a través de la modificación del diseño conceptual obtenido al aplicar la metodología QFD, se usan datos numéricos del análisis de ciclo de marcha para el diseño de cada una de las piezas, adaptadores, módulos y plantillas como parte fundamental de un sistema protésico, así como el uso del software, Solidworks® y obtener un diseño parametrizado capaz de ser adaptado a las necesidades nacionales, por lo tanto este diseño va dirigido a un mexicano promedio de 90 Kg., con una dimensión en el pie de 26 cm de largo y 7 cm. De ancho y cumplir con una actividad de nivel 4, no excediendo los 2 Kg. En peso.

**Palabras clave:** prótesis, diseño, pie.

**Abstract.** *This paper presents the design of a propel system for a prosthetic foot where the implementation of lighter and stronger materials are contemplated in order to propose a fundamental geometry for the support and stabilization of the human body, which part through modification of the conceptual design obtained by applying the QFD methodology using numerical data obtained from the analysis of the gait cycle for the design of each of the pieces*



1 *that make up the prosthetic system, adapters, and module templates (system drive) and as the*  
2 *use of Solidworks ® software and obtaining a design capable of asymmetric foot anthropometry*  
3 *be adapted to national needs and therefore it is designed for a Mexican average of 90 kg. With*  
4 *a dimension of 26cm feet and 7cm. wide and comply with an activity level 4 not exceeding 2 kg.*  
5 *weight*

6

7 **Keywords:** Prosthesis, design, foot.

## 8 **1. Introducción**

9 Dentro de la discapacidad motriz se considera que perder una extremidad, por diversas  
10 razones, conlleva a la búsqueda de un remplazo artificial (prótesis), con la intención de que  
11 esta trabaje mejor. La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización  
12 Panamericana de la Salud (OPS) informan que del total de amputaciones de las extremidades  
13 inferiores, entre 40 y 85% están relacionadas con la diabetes. En México, de acuerdo con  
14 cifras del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), 70% de las amputaciones de  
15 extremidades inferiores ocurren por una atención médica tardía de lesiones en pies,  
16 principalmente en personas que padecen diabetes, se calcula que sólo una de cada 10  
17 personas con miembros amputados se rehabilita y únicamente 30% de los rehabilitados sabe  
18 usar adecuadamente sus aparatos y prótesis que, por otro lado, son muy caras.

19 El costo asciende debido a la importación, características funcionales y materiales de  
20 fabricación, cabe señalar que para poder obtener productos tecnológicos diseñados y  
21 fabricados en el país no solo se requiere de la capacidad de procesar la materia, sino también



1 la energía e información en apoyo de adecuados procesos de manufactura. Actualmente la  
2 acción tecnológica no puede tener lugar si no existe un previo conocimiento de la forma en  
3 que se realizan las actividades, lo que se conoce como procesamiento, implica conocer el tipo  
4 de operaciones a realizar en compañía de aplicaciones prácticas del conocimiento, es decir  
5 de aspectos tales como el diseño.

6

## 7 **2. Metodología**

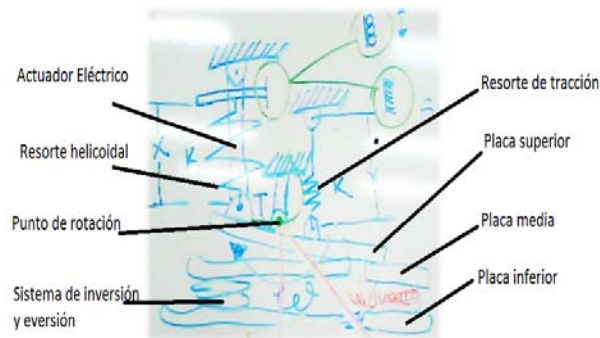
8 La metodología es considerada como la enumeración descriptiva y racional de las  
9 dimensiones de un proceso de acción y de las relaciones entre ellas, que atienden un  
10 propósito determinado con el objeto de diseñar e innovar [1]; para el caso de un sistema  
11 protésico, fue necesario apoyarse de una metodología de diseño, de tal modo se recurrió a  
12 la implementación de la metodología Q.F.D. (Quality Fuction Deployment) cuya premisa se  
13 basa en traducir las demandas expresadas del cliente [2]. Cuyo fin es someter la información  
14 obtenida a través de filtros, como son, factibilidad, disponibilidad tecnológica y matriz de  
15 pugh, para converger en un diseño conceptual que se apegue a la necesidad de cumplir con  
16 la función global del sistema, que es, replicar los movimientos del pie, como dorsiflexión,  
17 flexión plantar, inversión y eversión, soportar el peso promedio de un mexicano 90kg. Así  
18 como la longitud promedio del pie en 26 cm y un ancho en 7 cm. sin superar todo el conjunto  
19 los 2 kg. en peso, apegándose a la norma ISO 10328, ISO 13404, ISO 13405; se emplean  
20 componentes que permitan responder de manera conveniente, ya sea sobre superficies  
21 planas, irregulares, pendientes, bajando y subiendo escaleras, para niveles de actividad alto.



1        **2.1 Diseño Conceptual**

2        El modelo de pie propuesto en el diseño conceptual expuesto en la Figura 1, considera la  
3        articulación del tobillo, con la intención de replicar el movimiento de flexión y dorsiflexión  
4        plantar, el modelo se divide en tres partes , placa inferior, media y superior para brindar  
5        soporte y estabilidad al cuerpo humano, en conjunto se propone a la vez un sistema que  
6        pueda replicar los movimientos de inversión y eversión en el pie, el cual fue posicionado  
7        entre la placa inferior y la placa media, se considera un resorte helicoidal y un actuador  
8        eléctrico, ambos en serie, ubicados en la parte posterior del diseño conceptual para el control  
9        de los movimientos de dorsiflexión plantar; también se define un punto medio de rotación,  
10       un resorte de tracción en la parte frontal para controlar los movimientos de flexión plantar,  
11       así como el establecimiento de la simetría de la placa inferior para permitir la progresión del  
12       centro de gravedad, es vital considerar a las tres placas como la base del servomecanismo  
13       antigravitatorio o sistema de impulsión como objeto a diseñar en el desarrollo de este trabajo.

14



15

16

**Figura 1.** Diseño conceptual de prótesis de pie.



1

2 Se consideró a las tres placas como elementos principales del sistema de impulsión sobre  
3 los que se tiene un cierto grado de contacto con el suelo y por estar expuestos continuamente  
4 a movimientos cíclicos a lo largo de los ejes, X, Y, y Z con diferentes picos de fuerza y  
5 momentos presentes en las distintas etapas del ciclo de la marcha, por lo que resulta  
6 necesario llevar a cabo un análisis tridimensional para una representación completa del  
7 movimiento humano. Estos análisis requieren un sistema de coordenadas, que normalmente  
8 se compone de anatómicamente ejes alineados: media / lateral (ML), anterior / posterior  
9 (AP), y superior / inferior (SI) [3].

10 A menudo es conveniente considerar sólo una de dos dimensiones, o planos, el análisis, en  
11 el que se consideran sólo dos de los tres ejes. En el cuerpo humano, hay tres planos  
12 anatómicos perpendiculares, que se conocen como los planos cardinales. El plano sagital  
13 está formado por los ejes SI y AP, el frontal o coronal está formado por los ejes SI y ML, y  
14 el plano transversal está formado por los ejes AP y ML de acuerdo a [4].

15

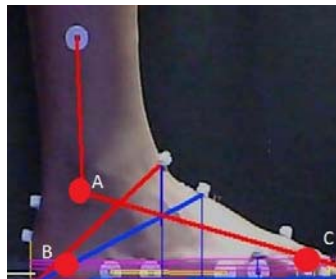
## 16 ***2.2 Estudio de movimiento***

17 El movimiento del miembro inferior se puede hacer referencia en lo que respecta ya sea a  
18 un sistema de coordenadas local o global. Por ejemplo, el movimiento del pie puede ser  
19 descrito por cómo se mueve con respecto a la tibia (sistema de coordenadas local) o cómo  
20 se mueve con respecto a la habitación (sistema de coordenadas global). Los sistemas de  
21 coordenadas locales son útiles para la comprensión de la función articular y evaluar la



1 amplitud de movimiento, mientras que el sistema global de coordenadas es útil cuando las  
2 actividades funcionales son consideradas [5].

3 Sin embargo es importante entender que para el estudio de movimiento se usa la técnica de  
4 dinámica del cuerpo rígido, modelando a los segmentos del cuerpo humano como cuerpos  
5 rígidos, donde la posición y movimiento se establece mediante una aproximación al  
6 seguimiento de la posición y el movimiento de marcadores establecidos en eslabones  
7 corporales, por ejemplo en el pie, los cuales forman un triángulo sobre el segmento y por lo  
8 tanto se asume que las líneas AB, BC y CA, no cambian, por lo tanto se consideran los  
9 vectores de posición de acuerdo a los marcadores expuestos en la Figura 2, los cuáles se  
10 encuentran definidos por tres vectores de posición como se muestran en la ecuación 1.



11 **Figura 2.** Marcadores definidos para segmento de cuerpo rígido

12

13

$$r_A = X(t)I + Y(t)J + Z(t)K \quad (1)$$

14

$$r_B = X_B(t)I + Y_B(t)J + Z_B(t)K$$

15

$$r_C = X_C(t)I + Y_C(t)J + Z_C(t)K$$

16

17



1 Donde I, J y K, son las unidades base vectorial en el sistema de coordenadas del laboratorio  
2 de marcha, estos son vectores de magnitud que sirven como punteros en la dirección X, Y,  
3 y Z respectivamente, considere que los componentes de cada vector de posición son las  
4 coordenadas de la posición del marcador y se muestran como una función de tiempo, como  
5 la posición del marcador cambiará como el marcador se mueva.

6 Esta posición se mide en intervalos especificados en el tiempo y este intervalo se dicta por  
7 la velocidad de la cámara la cual se especifica en Hz. o cuadros por segundo [6], para este  
8 trabajo fue necesario el uso de un software multiplataforma de análisis cinético y cinemático  
9 de código abierto para obtener datos del ciclo de marcha para un sujeto cuya masa promedio  
10 era de 80kg. Con una velocidad al caminar de 1.2m/s. y así adquirir un archivo C3D capaz  
11 de ser exportado a MatLab para poder obtener las gráficas de Fuerza de reacción del suelo  
12 FRS, Momento y Potencia en la articulación del tobillo todo esto con respecto al pie derecho,  
13 del cual se evalúan 142 cuadros en 2.82s desde el contacto del talón hasta el despegue de los  
14 dedos del pie, las variables involucradas en dicho análisis son tomadas en cuenta en base a  
15 la Figura 3, donde.

16 JF=Fuerza en la articulación tobillo.

17 Ma= Momento en la articulación.

18 W= peso del segmento

19 FRS= Fuerza de reacción del suelo.

20

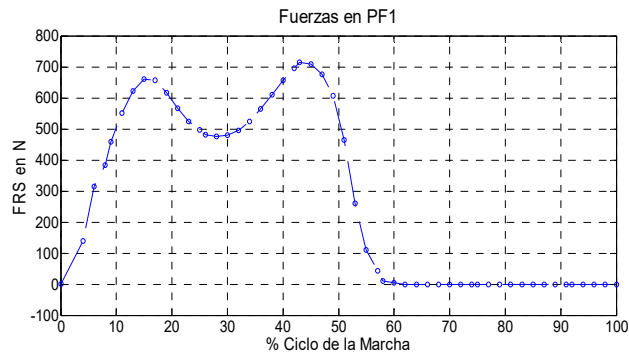
21 Posteriormente los datos obtenidos se relacionan en base a cada etapa del ciclo de marcha  
22 (Contacto del talón, contacto total de planta del pie en el suelo y despegue de los dedos del pie)



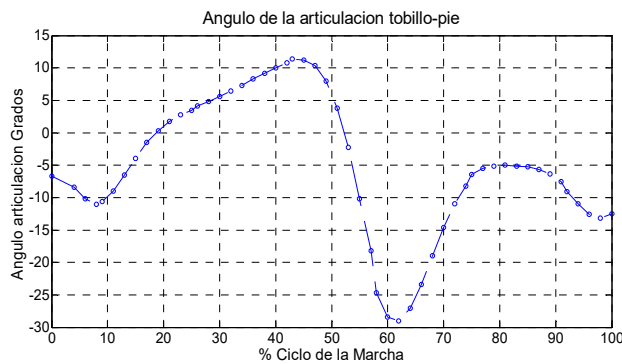
1    concerniente a la fase de postura, la cual incumbe al 60% de duración del ciclo de marcha, vea  
2    la Figura 4, Figura 5 y Figura 6.



3  
4  
5    **Figura. 3.** Diagrama de cuerpo libre de la articulación tobillo-pie.



6  
7    **Figura. 4.** Fuerzas de reacción del suelo en el pie derecho en la fase de postura, obtenido de una plataforma de fuerza.  
8



9  
10    **Figura. 5.** Ángulo en la articulación de tobillo a lo largo de la fase de postura.  
11



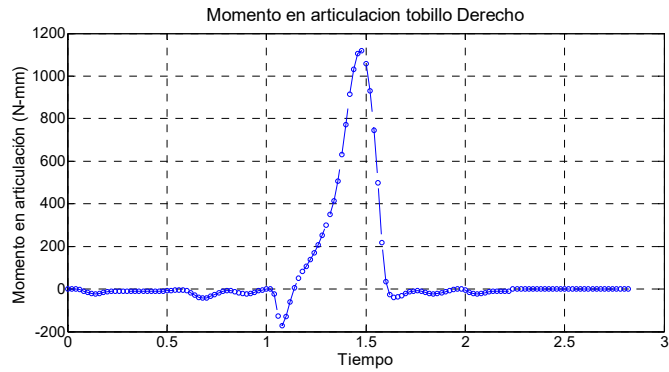


Figura 6. Momento en la articulación de tobillo derecho.

Por último, El término potencia articular se refiere a la cantidad de potencia transmitida mediante la acción de fuerzas generadas por las estructuras musculo-tendinosas uni-articulares y bi-articulares. La potencia permite cuantificar la contribución de las estructuras músculo-tendinosas al movimiento observado de los segmentos corporales [3], los valores positivos representan la generación de potencia, mientras que los valores negativos la absorción de potencia.

### 2.3 Diseño

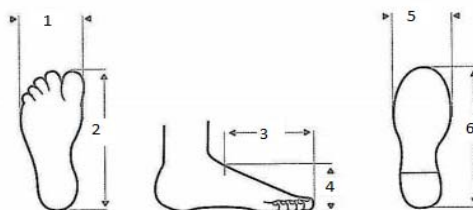
En el pie puede medirse en longitud, anchura, altura, volumen, peso y contenido graso de sus estructuras, aunque los valores promedio de mayor interés se obtendrán a través de medidas longitudinales y transversales de una persona Mexicana. Como los que se muestran en la Tabla [1] acorde al contenido de la Figura 7.

Tabla 1. Variables en medida del pie mexicano



Clave	Descripcion	Valor
1	Ancho del pie sin zapato	92.64 mm
2	Largo del pie sin zapato	248.68 mm
3	Largo funcional del pie	156.93 mm.
4	Altura funcional del pie	85.17 mm.
5	Ancho del pie con zapato	97.64 mm.
6	Largo del pie con zapato	272.45 mm.

1



2

3

**Figura 7.** Medidas de pie promedio para usuarios Mexicanos.

4

Por consiguiente, se hace uso del software Solidworks con el fin de parametrizar el modelo

5

y poder hacer cualquier modificación que sea necesaria en base a las necesidades

6

establecidas, como se muestra en la Figura 8.



1

2

**Figura 8.** sistema de impulsión constituido por tres muelles en fibra de carbono

3

### **3. Resultados**

4

Se logró definir la geometría idónea de cada uno de los componentes protésicos especialmente del sistema de impulsión el cuál se encuentra constituido por tres muelles en fibra de carbono, así como un pequeño sistema para replicar los movimientos de inversión y eversión, que se encuentra entre la placa superior y la placa inferior de fibra de carbono, por lo tanto se consideran los tres arcos que forman las estructuras arciformes de un pie humano tal como la altura de la articulación subastragalina, capaz de soportar a un paciente con una masa de 80kg. considerado por los materiales que le constituyen como una prótesis activa de respuesta dinámica, vea la Figura 9, Figura 10, Figura 11 y Figura 12, capaz de soportar las FRS de 660 N. en el 17% del ciclo de la marcha que corresponde a la fase media de postura así como 715 N en el cuadro 51 del 43 % del ciclo de la marcha, correspondiente a la etapa terminal de la fase media de postura, como trabajo futuro se propone establecer un método de manufactura para cada una de las piezas que integran el sistema de impulsión, así como su análisis por medio del método de elemento finito, mediante el módulo Pre Post ACP de Ansys.

17



1

2

**Figura 9.** Medidas de pie promedio para usuarios Mexicanos



3

4

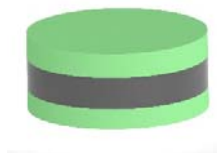
**Figura 10.** Placa tipo C para amortiguar las FRS.



5

6

**Figura 11.** Placa superior en fibra de carbono para soporte de módulo piramidal y sistema de inversión y eversión



7

8

**Figura 12.** Sistema para movimiento de inversión y eversión

9

#### **4. Conclusiones**

10

El diseño de sistemas protésicos es sin duda un campo muy abordado, más aun si el diseño

11

gira entorno a una necesidad plenamente identificada con el fin de replicar los movimientos

12

del miembro perdido y cumplir con una serie de requisitos que hacen de este diseño factible

13

para su manufactura para así fortalecer el desarrollo de proyectos de este tipo de dispositivos



1 en el país, capaz de ser adaptados a la antropometría y necesidades mexicanas en virtud de  
2 reducir la prevalencia de la discapacidad para lograr una mejor condición social en el país,  
3 en beneficio del desarrollo e innovación tecnológica para su futura inclusión en la industria  
4 protésica en México.

5

### 6 **Agradecimientos**

7 Agradecemos el apoyo del Instituto Politécnico Nacional, al Tecnológico de Estudios  
8 Superiores de Ecatepec, así como a la Universidad Politécnica de Texcoco, por la colaboración  
9 y apoyo para el seguimiento y desarrollo de este proyecto.

10

### 11 **Referencias**

12 [1] M. García, V. Cloquell, *Metodología del diseño industrial*. Universitat Politècnica de  
13 València, España, 2001.

14 [2] J. Revelle , J. Moran, *The QFD Handbook*. Ilustrada, México, 1998.

15 [3] M. Izquierdo, *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la actividad Física y el Deporte /*  
16 *Biomechanics and Neuromuscular Bases of Physical Activity and Sport*. Médica Panamericana,  
17 México, 2008.

18 [4] A. Faller, *Estructura y función del cuerpo humano*. Editorial Paidotribo, México, 2006.

19 [5] A Gómez, J. Archila, A. Gan, “Modelo cinemático directo para el análisis de la marcha  
20 humana”. *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada* 63-69, 2011.

21



- 1 [6] A. Ferro, *La carrera de velocidad: metodología de análisis biomecánico*. Lib Deportivas,
- 2 México, 2006.
- 3 [7] S. Au, J. Weber, H. Herr, “Powered ankle-foot prosthe-sis improves walking metabolic
- 4 economy”, IEEE. Vol. 25(1), Robotics;pp. 51-66, 2009.