

## DISEÑO DE UN SISTEMA AMPLIFICADOR DE FUERZA PARA PRÓTESIS MECÁNICA

Eduardo Garibay Castañeda<sup>1</sup>, Rosa Itzel Flores Luna<sup>2</sup>, Francisco Cuenca Jimenez<sup>3</sup>, Jesús Manuel Dorador  
Gonzalez<sup>4</sup>

<sup>1,2,4</sup> Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica, Facultad de Ingeniería, U.N.A.M

Laboratorios de Ingeniería Mecánica, Anexo, Facultad de Ingeniería.

Circuito Exterior Ciudad Universitaria, CP. 04510 México D.F. Tel.: +52-5550-00-41, +52-5622-80-50, +52-5622-80-51

<sup>3</sup>Posgrado Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, U.N.A.M

Edificio Bernardo Quintana 2do Piso.

Circuito Exterior Ciudad Universitaria, CP. 04510 México D.F. Tel.: +52-999-6454321, Fax: +52-999-6412345-9876.

eduardogc23@gmail.com, ssid@hotmail.com, fracuenc@gmail.com, dorador@unam.mx

### RESUMEN

En este artículo se presenta el desarrollo de un sistema para el mejoramiento de la apertura y cierre del órgano terminal de una prótesis mecánica, para el caso de estudio de amputación total de miembro torácico. El artículo se centra en la investigación y desarrollo de un sistema amplificador de fuerza para reducir la fuerza corporal realizada por el paciente para realizar la apertura del órgano terminal de la prótesis. Se presenta la generación de conceptos para el sistema amplificador de fuerza, la selección del más adecuado mediante matrices de decisión, los cálculos realizados para conocer la fuerza de salida del sistema amplificador seleccionado y finalmente las pruebas realizadas al sistema.

### ABSTRACT

This article presents a development improve of opening and closing system for terminal effector of mechanical prosthesis, in the case of study of total forelimb amputation. The work focuses on research and development of a power amplifier to lower body strength by patient for the opening of the terminal organ. This paper includes the generation of concepts for power amplifier, selecting the most appropriate system, the calculations to determine the output power amplifier system selected and finally tests the system.

### INTRODUCCION

Las prótesis mecánicas de miembro superior son dispositivos que realizan la apertura y cierre del órgano terminal mediante chicotes y cintas de sujeción unidos al cuerpo, el chicote es jalado con el miembro residual y la espalda para vencer el resorte que cierra la pinza del órgano terminal (mano).

En México, de acuerdo con datos del IMSS, se registran al año 300 amputaciones de mano; por otra parte y de acuerdo con el censo 2010 del INEGI [1] el número de personas con discapacidad es de 5 739 270, de las cuales el 58.3% tiene una discapacidad para caminar o moverse, este censo no cuenta con información sobre el tipo de discapacidad motriz y mucho menos el nivel de amputación. La causa de amputación de mano más frecuente es por impacto, como accidentes vehiculares y aplastamiento en máquinas. Las opciones para sustitución protésica son principalmente tres; mioeléctrica, mecánica o cosmética.

Para aquellos que quieren recuperar la movilidad, la opción cosmética queda descartada, porque éstos no tienen movimiento alguno; en general el amputado mexicano no puede costear una prótesis mioeléctrica puesto que su precio oscila entre los 30 y 50 mil USD, por lo que las prótesis mecánicas (que son las que están dentro de algunos contratos colectivos de trabajo) son más utilizadas, éstas son más asequibles a la población, puesto que su precio oscila entre los 20 y 50 mil

pesos.

Las prótesis mecánicas para amputado con desarticulación de hombro (figura 1 inciso (a)) tienen un grave problema en cuanto a la apertura y cierre de la mano, cuando tienen flexionado el codo la apertura es muy restringida, es decir, no pueden tomar objetos más grandes al grosor de una hoja de papel. Para disminuir la fuerza necesaria para activar la prótesis en esas condiciones se hizo una prueba y así saber la fuerza que empleaba el usuario al abrir su prótesis; se hizo un chaleco semejante al arnés de la prótesis y se le conectó un dinamómetro, el usuario debía mover el hombro contralateral, cuello y espalda para activar el dinamómetro de la misma forma en que acciona la prótesis. Para abrir 10mm la mano (figura 1 inciso (b)), la fuerza necesaria fue de 17.8 N, lo que le resulta muy complicado y perjudicial para la espalda y el cuello. Por lo tanto, el primer objetivo era reducir la fuerza necesaria ejercida por el paciente para abrir la mano.



a) Prótesis Flexionada      b) Apertura de la mano

Figura 1: Prótesis Mecánica

En el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica (CDMIT), dentro del grupo de investigación de Diseño de Prótesis se han empezado proyectos con el propósito de resolver el problema de la apertura y cierre de este tipo de prótesis, el objetivo principal es aumentar la movilidad en las prótesis mecánicas y reducir la fuerza que debe aplicar el amputado para actuarla. Con base en esto, el trabajo presentado tiene como objetivos disminuir los 17.8 N utilizados por el paciente y aumentar la apertura de la mano.

## ESTADO DEL ARTE DE LAS PRÓTESIS MECÁNICAS

Actualmente las prótesis mecánicas para amputado con desarticulación de hombro, se dividen en dos grupos, la diferencia entre cada uno es la forma del órgano terminal.

En el primer grupo se encuentran las prótesis que tienen el órgano terminal en forma de gancho (figura 2), es decir con apertura lateral.

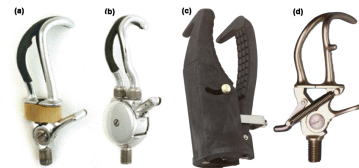


Figura 2: (a) Hosmer 5XA (Hosmer; Campbell, California), (b) Hosmer Sierra 2 (Hosmer), (c) RSL Steeper Carbon (RSL Steeper; Leeds, Reino Unido), y (d) Otto Bock 10A60 (Otto Bock; Duderstadt, Alemania)

Algunas de sus características son [2]:

- Pesan entre 87 y 242 g.
- La fuerza de prensión es mayor a 20 N.
- La máxima fuerza para abrir la pinza es de alrededor de  $280 \pm 40$  N.

En el segundo grupo están las prótesis en las que el órgano terminal tiene una forma más parecida a la mano (figura 3).

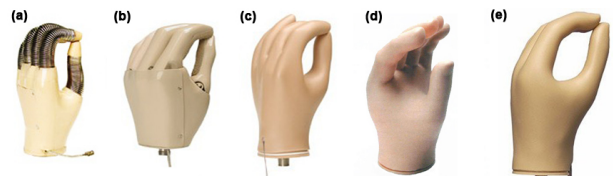


Figura 3: (a) Becker Imperial (Becker Mechanical Hand Co; St. Paul, Minnesota), (b) Hosmer Sierra (Hosmer; Campbell, California), (c) Hosmer Soft (Hosmer), (d) RSL Steeper (RSL Steeper; Leeds, Reino Unido), y (e) Otto Bock (Otto Bock; Duderstadt, Alemania) [3]. Manos (a) y (b) no tienen guante interno. Manos (c), (d), y (e) tienen un guante interno, el cual protege al guante cosmético.

De un catálogo se obtuvieron las siguientes características:

- Pesan entre 395 y 447 g.
- La fuerza de prensión es menor a 20 N. La fuerza máxima medida fue de 18 N en la **Hosmer Sierra**. Los demás dispositivos no exceden los 15 N.
- La máxima fuerza para abrir la pinza es de alrededor de  $280 \pm 40$  N.

De acuerdo a lo antes mencionado, se concluyó lo siguiente:

- Aumentar el peso se vuelve un problema en la potencia corporal de los dispositivos, por está razón las personas prefieren las prótesis de gancho.
- Resulta menos perjudicial activar una prótesis de gancho, porque la fuerza que se necesita para activar una prótesis de gancho es menor que la necesaria para activar una prótesis de mano.
- La fuerza de prensión en las prótesis de gancho es mayor que en las prótesis de mano. Para poder tener una prensión de 20 N en una prótesis de mano es necesario realizar una mayor fuerza de activación.

De manera general podemos concluir que desde 1987 [2] las prótesis mecánicas pese a los adelantos tecnológicos no han tenido un gran desarrollo. Las empresas que se dedican al diseño de prótesis se han enfocado más en el desarrollo de dispositivos que permitan un movimiento más natural de la mano protesica, olvidándose de que el paciente busca poder utilizar una prótesis de manera cómoda el mayor tiempo posible. Es por esta razón que es necesario desarrollar soluciones para tener una prótesis que se adecue más a las necesidades del paciente, siendo un punto importante la fuerza con la que se acciona la prótesis mecánica.




## SISTEMA AMPLIFICADOR DE FUERZAS

El sistema amplificador de fuerzas tiene la función de amplificar la fuerza de los actuadores al órgano terminal. Se desea encontrar una transmisión que reduzca por lo menos la mitad de la fuerza original, es decir 8.9 N y que permita una apertura de por lo menos 50 mm de los elementos que conforman el órgano terminal.

ISBN 978-607-95309-6-9

Algunos de los elementos de transmisión que podrían emplearse se muestran en la tabla 1.

Tabla 1: Elementos de Transmisión

NOMBRE	CARACTERÍSTICAS	ESQUEMA
Poleas y bandas	Es una forma simple, barata y efectiva de transmitir movimiento entre dos ejes. No exige una alineación precisa.  No requiere lubricación. Requiere de mantenimiento periódico. La eficiencia de la transmisión es de un 80%.	
Tren de engranes	Sistema compacto. Desajuste mínimo entre los engranajes. Principal desventaja es su alto costo. Requiere de mantenimiento continuo. Mayor par de torsión que las poleas.	
Acoplamiento de tipo engranaje	Constituyen el diseño más universal. Más ligero y más pequeño que el de otro tipo de acoplamiento. Requieren lubricación periódica. Mayor par de torsión que los anteriores.	

## SELECCIÓN DE CONCEPTO

### Matrices de decisión

En las matrices de decisión se calificaron los conceptos generados para el sistema amplificador de fuerza (tabla 1), respecto al cumplimiento de las especificaciones de diseño, mostradas a continuación.

- Peso del sistema amplificador de fuerza menor o igual a 100 gramos.
- Apertura del órgano terminal entre 50 y 100 mm.
- Reducir la fuerza corporal aplicada con la espalda a 8.896 N.
- Volumen a ocupar por el sistema entre  $1 \times 10^6$  y  $10 \times 10^6$  mm<sup>3</sup>.

A cada especificación se le asignó un porcentaje (0 a 100%) de acuerdo con la relevancia que posee en el cumplimiento del objetivo de diseño.

Los conceptos se calificaron de acuerdo a lo siguiente:

- 3=malo
- 6=regular
- 9=bueno

Ingenieros que participan dentro del grupo de investigación de Diseño de Prótesis calificaron cada uno de los conceptos. Cada calificación se multiplicó por el porcentaje correspondiente a la especificación y posteriormente se sumaron para obtener la calificación final del concepto. Se compararon las calificaciones finales obtenidas por cada concepto y el concepto con la mayor calificación se seleccionó. En la tabla 2 se muestra la matriz de decisión para los elementos de transmisión.

De acuerdo a las calificaciones de la matriz de decisión y a que sus propiedades son las adecuadas para cumplir el objetivo de mejorar la apertura y cierre del órgano terminal, se seleccionó el tren de engranes como parte del sistema amplificador de fuerzas.

## UBICACIÓN DEL TREN DE ENGRANES

Para diseñar el tren de engranes se necesita conocer en que parte de la prótesis se va a colocar, ya que el diseño del tren de engranes depende del volumen con el que se cuente. Se propusieron dos configuraciones de la posición donde se puede colocar el tren de engranes. La primera opción es dentro del órgano terminal (ver figura 4), la segunda es dentro del antebrazo de la prótesis (ver figura 5).

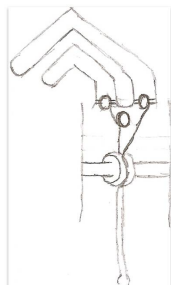


Figura 4: Propuesta 1

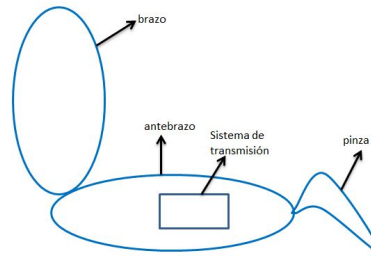


Figura 5: Propuesta 2

Se eligió la propuesta 2, porque en el antebrazo de la prótesis se cuenta con un mayor volumen para introducir el tren de engranes.

## SELECCIÓN DE ENGRANES

Con base en el volumen disponible en el interior del antebrazo de la prótesis y, basado en catálogos de engranes, se buscaron unos que cumplieran con el espacio disponible, siendo la característica más importante el diámetro de paso, ya que este debía ser menor a 25[mm].

Tabla 2: Matriz de decisión

ELEMENTOS DE TRANSMISIÓN	REPETIBILIDAD 10%		EFICIENCIA DE TRANSMISIÓN 20%		FACILIDAD DE TRANSMISIÓN 10%		COSTO 10%		TAMAÑO 20%		PESO 10%		FACILIDAD DE MANUFACTURA 10%		CONTABILIDAD 10%		PUNTAJACIÓN TOTAL 100%	RANGO
	calif	p.p	calif	p.p	calif	p.p	calif	p.p	calif	p.p	calif	p.p	calif	p.p	calif	p.p		
POLEAS Y BANDAS	9	0.9	6	1.2	6	0.6	9	0.9	6	1.2	9	0.9	9	0.9	6	0.6	7.5	3
TREN DE ENGRANES	9	0.9	9	1.8	9	0.9	6	0.6	9	1.8	9	0.9	6	0.6	9	0.9	8.4	1
ACOPLAMIENTO DE TIPO ENGRANAJE	9	0.9	9	1.8	9	0.9	3	0.3	9	1.8	6	0.6	6	0.6	9	0.9	7.8	2

## DISEÑO DE CONFIGURACIÓN DEL TREN DE ENGRANES

Con base en los engranes que se seleccionaron, se propusieron dos configuraciones. Para cada una de ellas se realizan los cálculos de la potencia de salida y la fuerza de entrada, que se mostrarán más adelante.

La configuración y las características de cada uno de los engranes para la primera y segunda propuesta se muestran en las figuras 6 y 7, tablas 3 y 4, respectivamente.

En cada una de las imágenes de las configuraciones están señaladas la entrada y la salida del sistema de transmisión.

Tabla 3: Engranes primera propuesta

Engrane	1	2	3	4
Número de dientes (ND)	15	40	10	45
Diámetro exterior (Dext) (mm)	8.24	20.2	5.68	22.4
Altura de la cabeza (a) (mm)	5.58	0.4	0.48	0.38
Altura total (ht) (mm)	1.5	1.46	1.38	1.4
Diámetro de paso (Dp) (mm)	7.24	19.21	4.72	21.78
Radio de paso (Rp) (mm)	3.62	9.605	2.36	10.89

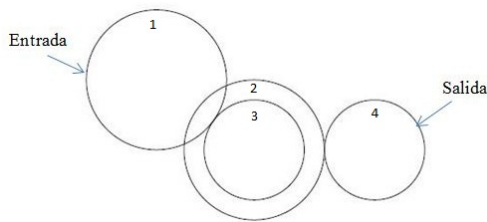


Figura 6: Configuración 1

Tabla 4: Engranes segunda propuesta

Engrane	1	2	3	4
Número de dientes (ND)	15	40	10	36
Diámetro exterior (Dext) (mm)	8.24	20.2	5.68	17.2
Altura de la cabeza (a) (mm)	0.58	0.4	0.48	0.3
Altura total (ht) (mm)	1.5	1.46	1.38	1.3
Diámetro de paso (Dp) (mm)	7.24	19.4	4.72	16.6
Radio de paso (Rp) (mm)	3.62	9.7	2.36	8.3

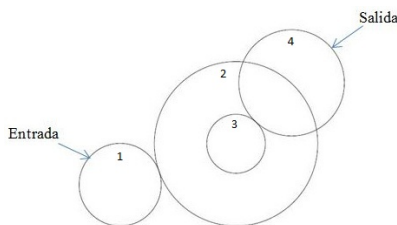


Figura 7: Configuración 2

## CÁLCULO DE POTENCIA DE SALIDA Y FUERZA DE ENTRADA

Para determinar cual de las configuraciones y engranes seleccionados es la mejor opción, se realizó el cálculo de la potencia de salida y fuerza de entrada para cada una de ellas. A continuación se describe el procedimiento utilizado [4].

Cálculo 1: Razón de velocidad entre cada par de engranes.

$$V_{r1} = \frac{N_2}{N_1} \quad (1)$$

$$V_{r2} = \frac{N_4}{N_3} \quad (2)$$

Donde  $N_i$  número de dientes del engrane  $i$ .

Cálculo 2: Valor del tren.

$$T_v = V_{r1}V_{r2} \quad (3)$$

El valor del tren es importante, ya que indica la relación de velocidad que tiene el sistema.

Cálculo 3: Calculo del torque de entrada y salida.

Para el calculo de los torques es necesario conocer la apertura máxima y mínima del órgano terminal de la prótesis mecánica, las cuales son:

$$\text{Apertura máxima} = 97 \text{ mm}$$

$$\text{Apertura mínima} = 50 \text{ mm}$$

Para saber la fuerza necesaria para realizar la apertura máxima y mínima, se midió la fuerza con un dinamómetro.

Para la apertura máxima

$$F_{max} = 40.032 \text{ N}$$

Para la apertura mínima

$$F_{min} = 21.128 \text{ N}$$

Antes de realizar el cálculo del par torsional máximo y mínimo, es necesario conocer el valor del radio del eje salida.

$$r = 1.48 \text{ mm}$$

Con el radio del eje de salida y la fuerza para la apertura, se calcula el par torsional máximo y mínimo.

$$T_{min} = F_{min}r = 21.128 \left( \frac{1.48}{1000} \right) = 0.031 \text{ N}\cdot\text{m} \quad (4)$$

$$T_{max} = F_{max}r = 40.032 \left( \frac{1.48}{1000} \right) = 0.059 \text{ N}\cdot\text{m} \quad (5)$$

A partir del par torsional máximo y mínimo se realizan los siguientes cálculos para cada uno de los engranes.

Se calcula la fuerza tangencial máxima y mínima.

$$F_{t1} = \frac{T}{r_1} \quad (6)$$

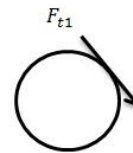


Figura 8: Engrane 1

Con la fuerza tangencial del engrane anterior, se calcula el par torsional máximo y mínimo.

$$T_2 = F_{t1}r_2 \quad (7)$$

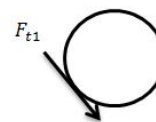


Figura 9: Engrane 2

Se igualan los pares torsionales 2 y 3 y se calcula la fuerza tangencial máxima y mínima.

$$T_2 = T_3$$

$$F_{t2} = \frac{T_3}{r_3} \quad (8)$$

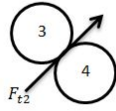


Figura 10: Engrane 3

Utilizando la fuerza tangencial del engrane 3, se calcula el torque máximo y mínimo.

$$T_4 = F_{t2}r_4 \quad (9)$$

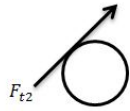


Figura 11: Engrane 4

Éste es el par torsional de salida.

La fuerza de entrada necesaria máxima y mínima se calcula con la siguiente ecuación

$$F = T_4r_p \quad (10)$$

Donde  $r_p$  radio de la polea (ver figura 16).

Se realizaron los mismo cálculos para la segunda configuración, la diferencia es el valor del radio del eje:

$$r = 1.7 \text{ mm}$$

Por lo tanto el valor del par torsional máximo y mínimo cambia.

$$T_{min} = F_{min}r = 21.128 \left( \frac{1.7}{1000} \right) = 0.035 \text{ N}\cdot\text{m} \quad (11)$$

$$T_{max} = F_{max}r = 21.128 \left( \frac{1.7}{1000} \right) = 0.068 \text{ N}\cdot\text{m} \quad (12)$$

Los diagramas de cuerpo libre en donde se observan las fuerzas tangenciales para cada uno de los engranes de la segunda configuración se muestran a continuación.

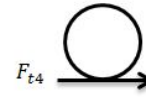


Figura 12: Engrane 4

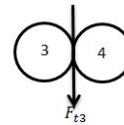


Figura 13: Engrane 3

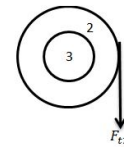


Figura 14: Engrane 2

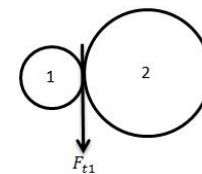


Figura 15: Engrane 1

## RESULTADOS DE LOS CÁLCULOS

Los resultados de los cálculos realizados para las configuraciones 1 y 2 del tren de engranes se muestran en la tabla 5.

Tabla 5: Resultados

Configuración	1	2
Relación de velocidad	12	9.6
Par torsional mínimo (N*mm)	0.032	0.035
Par torsional máximo (N*mm)	0.059	0.068
Fuerza mínima a la entrada (N)	34.600	0.274
Fuerza máxima a la entrada (N)	64.285	0.519

## PRUEBAS

Los prototipos para cada una de las configuraciones se muestran a continuación en la figura 16 y la figura 17.

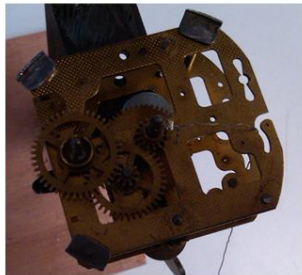


Figura 16: Prototipo configuración 1

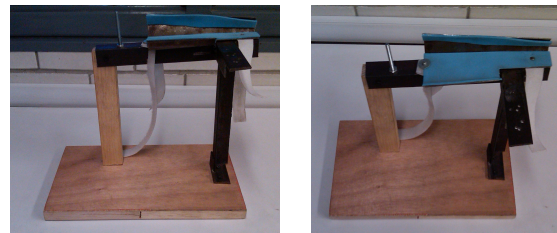


Figura 17: Prototipo configuración 2

A la segunda configuración se le agregó una polea (encerrada en el círculo amarillo) donde se enrolla un alambre plastificado, siendo esta la entrada del sistema. La polea se consideró en los cálculos para la fuerza de entrada.

ISBN 978-607-95309-6-9

Se fabricó un banco de pruebas (ver figura 18) utilizando una base de madera, sobre la base se colocó una estructura formada por dos postes laterales y un transversal. Para colocar la prótesis en la parte superior de la estructura, se dobló aluminio de tal manera que se obtuviera una forma muy similar a la del antebrazo y para evitar dañar la prótesis durante las pruebas se colocó fomi en la parte superior del aluminio. Con el objetivo de que el banco de pruebas se pueda utilizar con diferentes prótesis se colocaron cintas de velcro para poder ajustar de acuerdo al tamaño y tipo de prótesis que se coloque.



Vista Frontal

Vista superior

Figura 18: Banco de pruebas

Sobre el banco de pruebas se colocó una prótesis transradial con la cual se realizaron las pruebas de funcionamiento. Se utilizó esta prótesis puesto que es con la que se cuenta en el centro de diseño. El principio de funcionamiento es el mismo que el de una prótesis transhumeral, se acciona jalando el chicote con lo que se provoca la apertura de la pinza para tomar los objetos (ver figura 19).

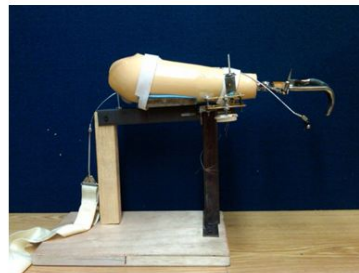


Figura 19: Prótesis en banco de pruebas



La prueba consistió en poner la transmisión amplificadora de fuerzas en la base que está junto a la prótesis (ver figura 20). Mediante un alambre plastificado se conectó la salida de la transmisión con la parte que acciona el sistema de apertura y cierre de la pinza, la entrada de la transmisión se conectó a un dinamómetro y se midió la fuerza con la que abría la pinza, tratando de llegar a la apertura máxima y evitando que el alambre se rompiera.



Figura 20: Sistema completo para pruebas

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS

Las pruebas se realizaron sobre el prototipo funcional de la transmisión. Los sistemas funcionaron de manera adecuada, ya que se transmitía la fuerza necesaria para realizar la apertura del órgano terminal, la diferencia entre cada uno de ellos se basa en la fuerza de entrada.

La fuerza necesaria para realizar la apertura mínima de la mano con la configuración 1 es de 20 N, mientras que con la configuración 2 es de menos de 1 N. Comparando estos resultados y los calculados anteriormente, la configuración 2 nos ofrece una reducción de fuerza adecuada.

### Configuración 1

Fuerza medida con el dinamómetro: 20 N  
Fuerza calculada: 34.60 N

### Configuración 2

Fuerza medida con el dinamómetro: < 1 N  
Fuerza calculada: 0.52 N

## CONCLUSIONES

Se propusieron dos configuraciones para el tren de engranes. Las dos configuraciones cuentan con el mismo número de engranes, la manera en como se colocaron dio como resultado que la primera configuración realizará la apertura del órgano terminal en la prótesis mecánica utilizando una fuerza de 20 N, mientras que la segunda la realizará utilizando una fuerza menor a 1 N. Con lo que se puede concluir que el diseño de configuración en un tren de engranes es una herramienta muy útil para mejorar su desempeño a pesar de tener los mismo engranes.

Con base en la investigación que se realizó sobre las prótesis mecánicas, para generar las propuestas de solución que se muestran en el presente trabajo, se puede afirmar que la configuración propuesta es una solución viable que nos ofrece las siguientes ventajas:

- reducción en la fuerza que ejerce el paciente al realizar el movimiento de apertura
- aumento en la apertura del órgano terminal sin utilizar una fuerza mayor a 1 N
- ocupa poco espacio, por lo tanto es posible introducirlo en el antebrazo de la prótesis mecánica
- el peso del sistema de transmisión no es mayor a 15 gramos, por lo que el peso de la prótesis mecánica aumentará un 0.9%, lo que es admisible

En un principio se diseñó el banco de pruebas como una herramienta para comprobar las fuerzas de entrada y salida sin necesidad de introducir el sistema en la prótesis, no obstante ahora también se podrá utilizar para probar otros sistemas protésicos, así como diferentes adaptaciones que se planteen a las prótesis. Las mediciones realizadas en el banco se hicieron con sistemas analógicos, se tiene proyectado mejorarlas mediante la migración a los sistemas digitales y con ello aumentar la precisión de los resultados.

Posteriormente para realizar pruebas en pacientes será necesario diseñar un empaque para introducir el sistema de transmisión en la prótesis.

El presente trabajo de investigación tendrá gran impacto en el desarrollo de las prótesis mecánicas de mano así como en la vida cotidiana de las personas que las utilizan, ya que representa una solución a uno de los principales problemas que se han tenido desde hace más de 50 años.

## RECONOCIMIENTOS

Se agradece el apoyo de los proyectos PA-PIIT IT102512 *Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano* y al proyecto IXTLI IX100510 *Inmersión en realidad virtual para la obtención de parámetros biológicos en el diseño e implementación de prótesis de miembro superior*.

Se agradece a Francisco Alejandro García Márquez, por su apoyo al brindarnos su experiencia en el uso de prótesis mecánicas.

## Referencias

- [1] INEGI. Censo de población y vivienda, 2011.
- [2] Gerwin Smit MSc; Raoul M. Bongers MSc PhD; Corry K. Van der Sluis MD PhD; Dick H. Plettenburg MSc PhD. Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices 24 years of development? *JRRD*, Vol.49-4;p.523–534, 2012.
- [3] Otto Bock. Arm components, 2007.
- [4] Robert L. Mott. *Diseño de elementos de máquinas*. Pearson Education, 2006.
- [5] Cadenas y bandas LTDA. Catálogo de poleas. <http://www.cadenasybandas.com/poleas.html>, abril 2011.
- [6] Blog sobre sistema mecánicos. Sistemas tecnológicos: Sistema mecánico. [http://st32caren2.blogspot.com/2008\\_07\\_01\\_archive.html](http://st32caren2.blogspot.com/2008_07_01_archive.html), abril 2011.
- [7] Martin's services y representaciones S.R.L. Catálogo de productos. <http://www.martinsservices.com/portal/>, abril 2011.
- [8] Delft University of Technology. Wilmer passive hand prosthesis for toddlers. <http://www.3me.tudelft.nl/en/about-the-faculty/departments/biomechanical-engineering/research/delft-institute-of-prosthetics-and-orthotics/products/prostheses/wilmer-passive-hand-prosthesis-for-toddlers/>, mayo 2012.
- [9] Delft University of Technology. Wilmer central operated hands. <http://www.3me.tudelft.nl/en/about-the-faculty/departments/biomechanical-engineering/research/delft-institute-of-prosthetics-and-orthotics/products/prostheses/wilmer-central-operated-terminal-devices/wilmer-central-operated-hands/>, mayo 2012.
- [10] Delft University of Technology. Development of prosthetic hands stagnated for twenty years. <http://home.tudelft.nl/en/current/latest-news/article>, mayo 2012.