



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

ÓRTESIS MECATRÓNICA ACTIVA PORTÁTIL PARA ASISTIR LA FUNCIÓN DE PINZA GRUESA DE LA MANO HUMANA.

Martínez Valdes Merith Sarai*, Cruz Vargas José Luis*, Dr. David Elias Viñas**,
Dr. Castañeda Galvan Adrian Antonio*, Dra. Josefina Gutierrez Martinez***, M en
C. Jessica Castillo Negrete**, M en C. Alberto Hernández Pérez*.

merith.mtz@gmail.com, delias@cinvestav.mx, aquahp2003@yahoo.com.mx

*Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional, Av. Instituto Politecnico Nacional 2508, Barrio la laguna Ticomán, Guatavo A. Madero, 07340, México, D.F.

**Centro de Investigación y Estudios Avanzados del IPN. Av. Instituto Politecnico Nacional 2508, Col. San pedro Zacatenco, Guatavo A. Madero, 07360, México, D.F.

*** Instituto Nacional De Rehabilitacion Calzada México Xochimilco No. 289 Col. Arenal de Guadalupe, C.P.14389



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

RESUMEN

El trabajo propone la manufactura de una órtesis mecatrónica activa de mano derecha para realizar el movimiento de pinza gruesa que permita al usuario recuperar la movilidad para sujetar objetos cilíndricos con un peso máximo de 500 gramos.

El prototipo tiene como características: funcional, estético, ligero, portátil, y solo sirve para la mano derecha, el usuario puede ser hombre o mujer, y se recomienda que sea de edad adulta.

ABSTRACT

The paper proposes an active manufacturing mechatronics right hand orthosis for coarse motion clip that allows the user to regain mobility for holding cylindrical objects with a maximum weight of 500 grams.

The prototype has the characteristics: functional, aesthetic, lightweight, portable, and serves only for the right hand, the user can be male or female, and is recommended to be in adulthood.

Palabras clave:

Órtesis Activa, Portátil, ergonomía, biomecatrónica, exoesqueleto, grados de libertad



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la tecnología se ha visto inmersa en muchos ámbitos de trabajo, tales como la industria, la medicina, el militar, entre otros, siendo la medicina uno de los impulsores más importantes de los avances tecnológicos debido a la necesidad del desarrollo de herramientas especializadas que facilitan el trabajo médico y la recuperación de los pacientes; la implementación de nuevos dispositivos es más común y más frecuente y una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida en las personas, son los exoesqueletos.

El presente trabajo propone la manufactura de un prototipo de órtesis mecatrónica activa de mano derecha para realizar el movimiento de pinza gruesa que permita al usuario recuperar la movilidad para sujetar objetos cilíndricos con un peso máximo de 500 g.

El prototipo es estético, funcional, ligero, portátil, y únicamente para la mano derecha, el usuario puede ser indistintamente hombre o mujer, y se recomienda que sea de edad adulta.

El motivo primordial del diseño, control y construcción de una órtesis activa, es que está en desarrollo y los dispositivos existentes no son muy accesibles debido a sus altos costos. Se pretende, que con el avance de la tecnología, con la miniaturización de los mecanismos, con el creciente desarrollo de investigaciones en el área y el bajo costo de los materiales disponibles, se pueda lograr que las órtesis activas estén al alcance de los discapacitados para asistirlos en su vida cotidiana fuera de los centros terapéuticos.

Los resultados brindados por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) presentados el 4 de marzo de 2011, estipulan que en México hay 5 millones 739 mil 270 personas con discapacidad (PCD), es decir el 5.1% de la población mexicana, de los cuales, 50.1% son mujeres y 49.9% son hombres.

Por otro lado, los datos del INEGI por distribución porcentual de la población con discapacidad según el tipo de limitación señalan que el 58.3% presenta dificultad



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
 Multidisciplinario
 10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
 ISBN: 978-607-95635

para caminar o moverse (discapacidad motriz), el 27.2% tiene discapacidad visual, el 12.1% de la población tiene discapacidad auditiva, el 8.3% presenta dificultad para hablar o comunicarse, el 4.4% discapacidad intelectual (descrita como dificultad para entender) y el 8.5%, mental. Como es de notarse las cifras son altas siendo el de discapacidad motriz el más incidente.

METODOLOGÍA

Existen diversas metodologías de diseño, pero en este trabajo se utiliza la metodología para modelado funcional de procesos IDEF0 (figura 1), que permite la representación de manera estructurada y jerárquica de las actividades que conforman al sistema.

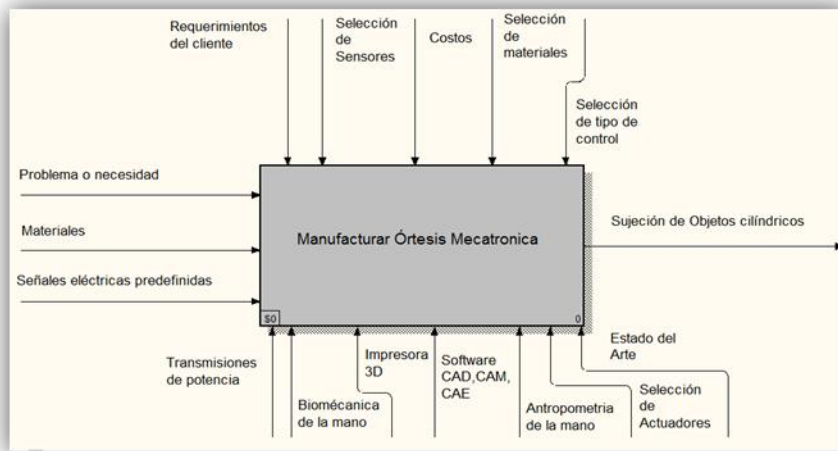


Figura 1.-Modelado funcional general del proceso de manufactura (IDEF0)

El método de diseño de productos por Niggel Cross, es un diagrama morfológico (Tabla 1), en el diagrama se presenta una gama de elementos, componentes o soluciones secundarias que pueden combinarse para formar una solución [1].



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
 Multidisciplinario
 10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
 ISBN: 978-607-95635

Tabla 1.- Diagrama Morfológico

Solución	1	2	3	4	5
Función					
Actuadores	Servomotor	Motor DC	Neumático	Hidráulico	
Transmisión	Acoplamiento de Engranajes	Piñón-cremallera	Cadenas y correas	Bandas y poleas	Tornillo - Tuerca
GDL por dedo	1	2	3		
Independencia en cada dedo	Si	No			
Control	Amplificadores Operacionales	Circuitos Lógicos	Sistema embebido	Micro-controlador	
Energía	Generador	Batería	Compresor		
Material	Acero Inoxidable	Aluminio	Plástico	PLA	Nylamid
Sensado	Flex-sensor	Reskin	Encoder	Capacitivos	De corriente
Sujeción de dedos	Resorte	Seguro	Trinquete	Velcro	

RESULTADOS

Mecanismo de Transmisión:

Consta de un sistema tornillo-tuerca que permita la transformación del movimiento del actuador, que es el de un circular a un desplazamiento longitudinal. Por cada



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

vuelta del tornillo la tuerca solamente avanza la distancia que tiene de separación entre filetes (paso de rosca) por lo que la fuerza de apriete (longitudinal) es muy grande. Esto permite obtener un control mecánico respecto al número de vueltas del actuador.

Sistema articulado de los dedos:

Este sistema tiene que emular únicamente el movimiento de rotación de cada una de las falanges limitando el movimiento de rotación a un solo plano. Para esto se determinó utilizar rótulas de medias esferas limitando el movimiento a un solo plano, este tipo de uniones son comúnmente denominadas revoluta. Tales uniones, se encontrarán a la misma posición que se localizan cada una de las articulaciones interfalángicas permitiendo girar al mismo tiempo y en el mismo sentido que éstas. Este tipo de uniones serán parte de un elemento que sirva de recubrimiento de medio dedo por la parte superior en cada una de las falanges; en cuanto a la parte inferior, se utilizará el sistema de apertura y cierre “Velcro” para sujetar los recubrimientos a cada una de las falanges del dedo.

Sistema de Flexión

Para poder suministrar el movimiento del mecanismo a cada una de las falanges del dedo se decidió utilizar un eje flexible, que pueda estar sometido a flexión sin romperse y que, al mismo tiempo, pueda soportar las fuerzas de tensión y compresión a las que estará sometido el elemento al transmitir el movimiento del mecanismo tornillo-tuerca a los eslabones sujetado en cada una de las falanges del dedo. Esto permitirá que el mecanismo sea sub-actuado, es decir, un sistema que posea un mayor número de grados de libertad que el de actuadores.

Sistema de transmisión para el dedo Pulgar



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

El dedo pulgar posee una configuración distinta a los otros cuatro dedos de la mano. El eje longitudinal del pulgar se encuentra rotado 90° con respecto del resto de los dedos, de modo que la yema del pulgar apunta en sentido al plano medio de la mano. Es por eso que se requiere un cambio en el sistema de transmisión para este dedo. El mecanismo de flexión y extensión tendrá el mismo principio al de las demás falanges, un mecanismo tornillo-tuerca que permita un movimiento de flexión- extensión de las falanges a través de un movimiento longitudinal controlado, sin embargo se utilizará una junta universal que permita transmitir el movimiento rotacional del actuador hacia el tornillo de potencia.

Cada dedo poseerá su sistema de apertura y cierre exceptuando el dedo anular y meñique que se decide moverlos con un solo mecanismo debido a que estos, presentan menor independencia con respecto a los otros tres. Los cuatro tornillos de potencia irán sujetos en una base en la zona de los metacarpos, la cual, así mismo, se unirá con el primer recubrimiento de los eslabones.

En cuanto al control, se propone un control de fuerza que relacione la corriente demandada por el actuador con la fuerza al momento de sujetar un objeto. Para esto, se realiza una caracterización del sensor de corriente y fuerza, de forma experimental, donde se miden las fuerzas aplicadas por cada dedo y se mide la corriente que consumen los motores.

La señal de referencia, es una señal senoidal de 0 – 5 volts, dicha señal se compara con la señal que proviene del sensor de corriente. La salida del control de corriente se manda a un puente H, que permite que el motor gire en 2 sentidos (figura 2).

“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635



Figura 2.-Vista frontal de la estructura mecánica

DISEÑO DEL CONTROL

Para lograr la función de pinza gruesa de la órtesis se utilizará un diagrama de control como se muestra en la figura 3.

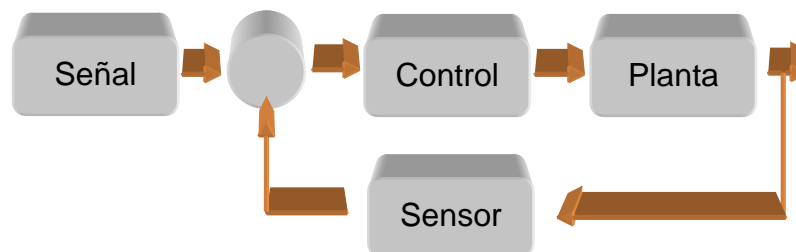


Figura 3.- Diagrama general del sistema

Para ello, se debe realizar una caracterización del sensor de corriente y la fuerza, esto se hará de forma experimental, en donde se medirán las fuerzas aplicadas por cada dedo y se medirá la corriente que consumen los motores.

En cuanto a la señal de referencia, será una senoidal de 0 – 5 volts, dicha señal se compara con la señal que proviene del sensor de corriente. La salida del control



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
 Multidisciplinario
 10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
 ISBN: 978-607-95635

de corriente se manda a un L293d, que es un puente H, que permite que el motor gire en 2 sentidos.

TIEMPO DE APERTURA Y CIERRE DE LA ÓRTESIS

Para determinar la reducción necesaria del motor, se realizó una tabla en la que se calcularon los tiempos de avance con respecto a la transmisión y el torque necesario para la sujeción de objetos.

Tabla 2.- Parámetros de motor y tiempos de avance correspondientes

Reducción	Torque	Velocidad	Corriente con carga máxima	Tiempo de Avance (5 cm)
50:1	1.1 kg – cm	625 rpm	1.6 A	3.03 s
75:1	1.6 kg – cm	400 rpm	1.6 A	4.76 s
100:1	2.2 kg – cm	320 rpm	1.6 A	5.98 s
150:1	2.9 kg – cm	200 rpm	1.6 A	9.50 s
250:1	4.3 kg – cm	120 rpm	1.6 A	15.82 s

ANÁLISIS DE UNIONES ENTRE ESLABONES

Para determinar si las uniones (rótulas de medias esferas) van a soportar la fuerza a la que van a ser sometidas, se realizó un análisis en el software ANSYS (Figura 4).

“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
 Multidisciplinario
 10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
 ISBN: 978-607-95635

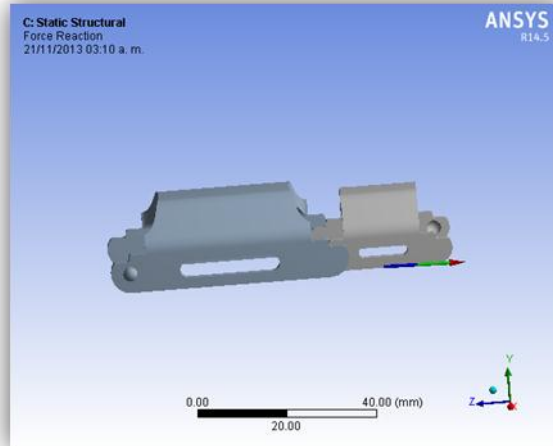


Figura 4.- Fuerza de reacción

Tabla 3.- Resultados de Fuerzas de reacción

Object Name	<i>Force Reaction</i>
State	Solved
Definition	
Type	Force Reaction
Location Method	Boundary Condition
Boundary Condition	Displacement 2
Orientation	Global Coordinate System
Suppressed	No
Options	
Result Selection	All
Display Time	End Time
Results	
X Axis	-3.9996e-021 N
Y Axis	-1.3794e-021 N
Z Axis	-2.4702e-020 N
Total	2.5062e-020 N
Maximum Value Over Time	
X Axis	9.3209e-009 N
Y Axis	3.6336e-009 N
Z Axis	-2.4702e-020 N
Total	323.72 N

La fuerza de reacción para que las uniones se separen por completo es de **323.72 N** y la fuerza bajo la que va estar sometida el mecanismo es de 12N, lo que nos indica que las uniones si van a soportar dicha fuerza (tabla 3).

“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
 Multidisciplinario
 10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
 ISBN: 978-607-95635

ANÁLISIS DEL TENDÓN

Otro elemento que requiere de un análisis de esfuerzos es el tendón, que en este caso se eligió un material flexible (Figura 5).

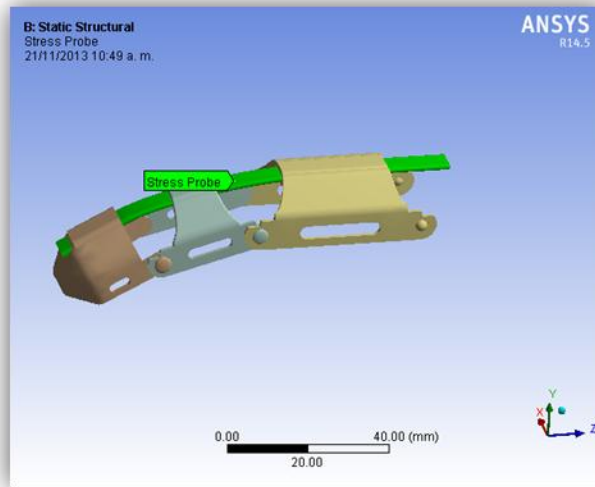


Figura 5.- Análisis del tendón

Tabla 4 Resultados de esfuerzos

Object Name	<i>Deformation Probe</i>	<i>Joint Probe</i>	<i>Stress Probe</i>
State	Solved		
Definition			
Type	Deformation	Joint Probe	Stress
Location Method	Geometry Selection		Geometry Selection
Geometry	1 Body		1 Body
Orientation	Global Coordinate System		Global Coordinate System
Suppressed	No		
Boundary Condition		Revolute - falangeproximal To falangemedio	
Orientation Method		Joint Reference System	
Options			
Result Selection	Y Axis	All	Normal - Y Axis
Display Time		End Time	
Spatial Resolution	Use Maximum		Use Maximum
Result Type		Total Force	
Results			
Y Axis	0.42512 mm	3.763e-002 N	
X Axis		0.43791 N	
Z Axis		0.36549 N	
Total		0.57164 N	
Normal - Y Axis			15.897 MPa



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

ANÁLISIS DEL TORNILLO DE POTENCIA

Análisis de esfuerzo equivalente Von Mises en Mega Pascales (Mpa) para la superficie de contacto entre el tornillo de potencia y la tuerca deslizante.

En la tabla 4 se muestra la deformación en la superficie de contacto del tornillo de potencia. El elemento está sometido a un esfuerzo de 1.5 MPa en la superficie de contacto del tornillo, el límite elástico se muestra a 60 MPa comprobando que el tornillo puede soportar una carga de 500 gramos (figura 6).

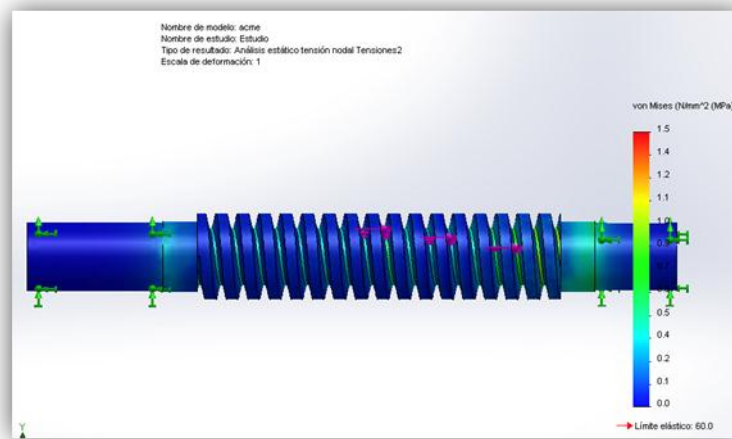


Figura 6. Análisis de esfuerzo en la superficie de contacto del tornillo de potencia.

CONCLUSIONES

Se realizó una investigación literaria correspondiente a desarrollos relacionados con el diseño y construcción de órtesis activas de este tipo, el cual mostró que gran parte de los desarrollos alrededor de estos dispositivos se ha concentrado en solucionar los problemas relacionados con las extremidades inferiores del cuerpo humano. Sin embargo, no dejan de existir los esfuerzos que se concentran también en las extremidades superiores, como los brazos y manos, incluyendo las articulaciones del codo, el hombro, las muñecas y los dedos. Se presentaron



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

deficiencias en cuanto al peso de los dispositivos, teniendo un intervalo de 750 gramos aproximadamente. Es por eso que se dedujo que la selección de materiales para la construcción del prototipo es fundamental para disminuir el peso respecto a los dispositivos arrojados en la revisión literaria. Se determinó utilizar un termoplástico conocido como políácido láctico (PLA) últimamente utilizado en la industria médica por sus propiedades biodegradables; este material permite un termoformado por medio de una manufactura de prototipado rápido lo cual permite estructuras de formas más complejas adaptándose a la de la mano. El peso del prototipo de la estructura muestra un resultado de 398 gramos ya contando los actuadores y la batería, comparada con los dispositivos investigados, se comprueba que el diseño del dispositivo será más ligero.

Se trató de hacer un prototipo adaptable a cualquier mano humana sin embargo, esta posee muchas variables que cambian respecto a cada individuo, como lo son el largo de los dedos, el ancho, el área de la palma, entre otros, también se encontró que no existen valores antropométricos normalizados por lo que se decidió utilizar un solo sujeto de prueba. En un trabajo posterior se realizarán pruebas que puedan determinar el tamaño de la órtesis por medio de tallas definidas.

En cuanto a la sujeción de objetos cilíndricos, se validó que el mecanismo implementado en la estructura puede soportar 500 gramos, incluso un poco más. Sin embargo se tiene que realizar una parametrización de los objetos a tomar teniendo un intervalo máximo y mínimo en cuando al diámetro del objeto cilíndrico, ya que se tiene que hacer una caracterización de la fuerza implementada en el actuador respecto a la corriente que demanda el mismo para que en trabajo terminal dos se pueda decidir la mejor opción de control.



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”

Multidisciplinario

10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México

ISBN: 978-607-95635

Una vez realizada la manufactura de las piezas por prototipado rápido, se analizarán de forma puntual las uniones entre piezas y el comportamiento del tendón, dejando abierta la posibilidad de realizar ajustes o cambios, si no muestran el resultado esperado.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cross, N. (2008), Métodos de diseño: Estrategias para el diseño de productos, Limusa Wiley.
2. B. L. Shields, «An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities,» IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, vol. 27, nº 5, pp. 668-673, 1997.
3. A. Wege, K. Kondak y G. Hommel, «Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation,» de Proceedings of the International IEEE Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), Ontario, Canada, July-August 2005.
4. R.-R. C. Ltd, «hand of hope,» [En línea]. Available: <http://www.rehab-robotics.com/>. [Último acceso: 15 Marzo 2013].
5. Festo, http://www.festo.com/cms/es_corp/12713_12717.htm. [Último acceso: 15 Marzo 2013].
6. M. Lima Hernández, Sistema encefalográfico (EEG) de 4 canales utilizado en la activación de un mecanismo que induce el movimiento de las manos, Tesis para obtener el grado de Maestra en Ciencias de la Especialidad de Ingeniería Eléctrica, 2013.
7. Douglas, G. S. (2006). Aprehendiendo la importancia de las manos, In Motion. Vol.16 No 6.
8. Velázquez Sánchez, A. (2008). Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiarticulada. Tesis de Doctorado, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación ESIME Zacatenco,



“CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN 2014”
Multidisciplinario
10 y 11 de abril de 2014, Cortazar, Guanajuato, México
ISBN: 978-607-95635

Instituto Politecnico Nacional. México.

9. Nordin, M., & Frankel, V. (2004). Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. McGraw Hill.
10. Moore, K. (1993). Anatomía con orientación clínica . Médica Panamericana.
11. Netter, F. H. (2007). Atlas de Anatomía Humana. Elsevier Masson.
12. Ariyan, S. (1984). Cirugía de la mano, El Manual Moderno.
13. Schünke , M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2007). Prometheus: Texto y Atlas de Anatomía Tomo 1. Médica Panamericana.
14. Freivalds, A. (2004). Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries. CRC Press.