

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN”

Oscar Arteaga, Marco Singaña, Martin Monar, Luis Murillo.
Ingeniería Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE,
Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica
Quijano y Ordóñez S/N y Hermanas Páez, Latacunga, Ecuador,
e-mail: obarteaga@espe.edu.ec, masingania@espe.edu.ec, martin.ingmect@gmail.com
luis_murillom@hotmail.com.

RESUMEN

El presente informe describe el diseño y la construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad con la finalidad de validar la funcionalidad que ésta presenta, ante actividades cotidianas que realiza una persona que posee una amputación transradial debajo del codo. Este dispositivo mecatrónico cuenta con un sistema de control de presión de ajuste, que a través del procesamiento de las señales musculares (EMG) producidas por el miembro afectado, sensores de fuerza y encapsulados de material magneto activo, permiten un control autónomo en la sujeción de objetos prescindiendo de la atención del usuario.

Palabras Claves:

- BIÓNICA
- SEÑALES MUSCULARES (EMG)
- MATERIAL INTELIGENTE

ABSTRACT

This paper describes the design and construction of a prosthetic bionic hand with seven degrees of freedom in order to assessment it functionality at daily activities that a below elbow amputee does- This mechatronic device features a system for controlling the grip pressure by processing

Keywords:

- BIONIC
- MUSCLE SIGNALS (EMG)
- SMART MATERIAL

I. INTRODUCCIÓN

Según registros del CONADIS del año 2015, en el Ecuador existen 191.384 personas con discapacidad física de la población total [11], de las cuales solo 4.606 personas tienen necesidades protésicas. Éste material protésico, se realiza a la medida del paciente, utilizando tecnología CAD/CAM/CAE; sin embargo, dada la complejidad anatómica y funcional del dispositivo, los resultados en funcionamiento y adaptabilidad que se obtienen, son bajos comparados con la pérdida sufrida, presentando inconformidad del paciente en su estado actual.

En la actualidad, existen dispositivos protésicos avanzados, como Bebionic, I-Limb, Michelangelo[1], Life Hand[2]; que poseen la tecnología para un brindar desempeño más eficiente y funcional; sin embargo el costo de adquisición de estos prototipos es elevado.

También, el desarrollo de material protésico impreso en 3D, ha permitido el crecimiento de esta tecnología revolucionando la fabricación de prótesis de bajo costo y rápida producción, obteniendo así dispositivos funcionales más accesibles.

Existen diversos proyectos que han desarrollado dispositivos protésicos impresos en 3D. El Open Hand Project [3] ha desarrollado una mano robótica, que ofrece la funcionalidad de una mano humana.

El grupo e-NABLE, es una red global de voluntarios que han desarrollado varios dispositivos protésicos para impresión 3D, con la finalidad de suplir la necesidad protésica de usuarios alrededor del mundo, principalmente niños. Flexy Hand [4], Limbitless Hand , RIT Arm , son los dispositivos desarrollados hasta el momento.

Así también el uso de materiales inteligentes para la implementación de dispositivos como exoesqueletos y calzado inteligente, ha incrementado con el desarrollo de dispositivos mecatrónicos. Estos materiales responden dinámicamente a estímulos externos presentes en el medio ambiente, ya sean estos eléctricos, térmicos, químicos o magnéticos, cambiando sus propiedades físicas [5].

Por lo que, el presente informe detalla, el diseño y la construcción de un prototipo de prótesis biónica de mano, basado en la Norma DIN 33 402-2, con la finalidad de obtener un modelo anatómicamente proporcional con el usuario, que posee un sistema de control de presión de ajuste compuesto por encapsulados de fluido magnetoreológico y sensores de fuerza, los que permiten un control autónomo en la sujeción de objetos prescindiendo de la atención del usuario.

II. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

Para comenzar con el diseño de la estructura mecánica del dispositivo se toma en consideración la antropometría física de la mano humana de un hombre adulto promedio en el Ecuador. Debido a que en el país es inexistente el estudio

antropométrico mencionado, el diseño actual del dispositivo protésico se basa en la Norma DIN 33 402-2, que especifica medidas estándar del cuerpo humano, utilizadas en el diseño de herramientas, utillajes y mandos [6], con el fin de lograr un prototipo estético y funcional en relación a una mano real.

De esta manera, se procede al modelado de la estructura mecánica de las partes constitutivas del dedo, considerando los componentes biológicos y su equivalencia mecánica mostrados en la Tabla 1

Tabla 1 Componentes Biológicos y su equivalencia mecánica

Gesto Articular	
Perspectiva estructural	Perspectiva Funcional
Elementos Anatómicos	Elementos Mecánicos
Articulación	Junta Mecánica
Hueso (Segmento Corporal)	Palanca
Músculo	Motor
Tendón	Cable de Transmisión de Fuerzas

Fuente: (Arango, Nieto, Riaño, 2013)

La Figura 1 muestra el modelo de la falange proximal del dispositivo, éste es el primer elemento del dedo que se conecta con la palma mediante la articulación metacarpo falángica (MCP).



Figura 1 Diseño de la Falange Proximal

Según [7] en el estudio minucioso de la yema del dedo, se puede observar que la rotación de la articulación interfalángica distal (DIP) es relativamente mínima, por lo que se puede simplificar la estructura mecánica análoga de la falange distal y media, diseñándola como una sola pieza. La Figura 2 muestra el modelo de la falange media-distal.



Figura 2 Modelo de la Falange Media-Distal

Tomando en cuenta las consideraciones antes mencionadas el modelo final del dedo queda definido como un mecanismo sub-actuado de 2 grados de libertad que se muestra en la Figura 3



Figura 3 Diseño final del dedo

El modelo del dedo cuenta con un sistema de transmisión por poleas integradas en cada articulación del dedo, como muestra la Figura 4 y cables tensores que permiten la flexión y extensión del mismo, mediante el movimiento de giro de un motor, brindándole así adaptabilidad al dispositivo

protésico en la sujeción de objetos según[12].

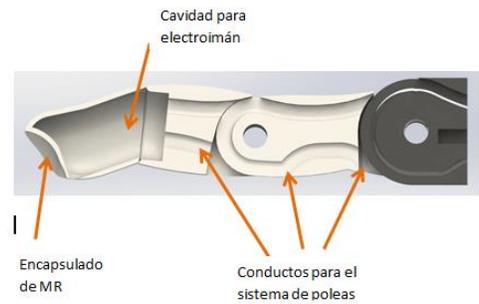


Figura 4 Sistema de Transmisión para los dedos

Este dispositivo protésico cuenta además con un sistema de control de presión de ajuste, constituido por un grupo de yemas inteligentes que contienen encapsulados de material MR, y sensores de fuerza dispuestos en los dedos. La punta dedo está dispuesta para albergar un electroimán, el mismo que permitirá la variación de la viscosidad del material MR localizado en las yemas, mediante la inducción del campo electromagnético generado por el mismo.

Uno de los elementos importantes en la constitución de la mano humana es el dedo pulgar, debido a que junto con el dedo índice, forman el agente de pinza-dedos . De esta manera, considerando los movimientos que realiza, el diseño final del dedo pulgar se define 3 grados de libertad para su movimiento; 2 grados de libertad para la flexión y extensión, y 1 para realizar la oposición, como se muestra en la Figura 5.



Figura 5 Diseño del pulgar

La falange distal y proximal del dedo pulgar, están diseñadas análogamente al modelo del dedo índice, incluyendo el sistema de control de presión ajuste,

La palma se diseña con el objetivo de sostener a los dedos y brindar apoyo en la sujeción del objeto. Ésta cuenta con una tapa removible, que permite el ensamblaje del pulgar en la misma y el mantenimiento de los actuadores que se encuentran en el interior, el diseño se puede observar en la Figura 6.

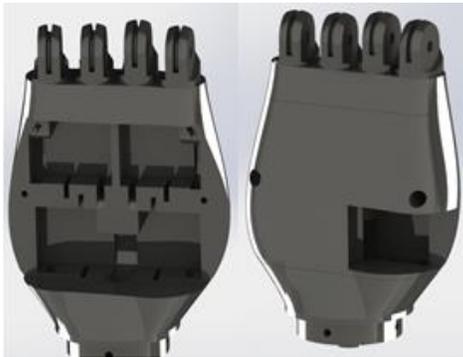


Figura 6 Diseño de la palma

Considerando que el interfaz con el usuario, permite el alojamiento de los componentes electrónicos y el miembro distal del usuario, el extremo que estará en contacto con el mismo fue diseñado para lograr la adaptación ergonómica del dispositivo. Para lo cual, se procedió con el modelado tridimensional del miembro distal del usuario, utilizando las herramientas que proporciona el software SolidWorks para la elaboración de croquis en base a imágenes.

Para esto, se elaboró un molde de yeso del miembro del usuario, con la finalidad de facilitar el proceso de diseño obviando la presencia del usuario. Consecuentemente, se capturó 2 imágenes digitales del molde realizado, una frontal, una lateral; con las cuales se realiza el proceso de modelamiento tridimensional.

Una vez obtenido el modelo descrito anteriormente, se procede con la elaboración de la interface con el usuario; para lo cual se considera, el valor máximo que posee un brazo humano, el análisis de la interface de la prótesis mecánica y la opinión que posee el usuario. De esta manera, se obtuvo el diseño del modelo de interface, mostrado en la Figura 7

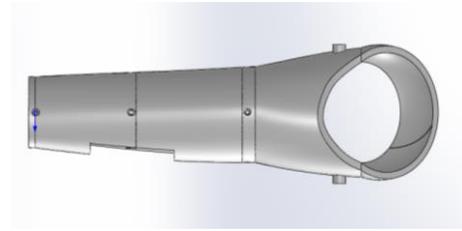


Figura 7 interfaz con el usuario

III. ANÁLISIS ESTRUCTURAL

El análisis estático, mostrado en la Figura 8 se realizará aplicando 3 cargas distintas al modelo, que son las involucradas en los movimientos principales de prótesis y representan parámetros de diseño en cuanto a la carga que deben soportar [8]. De ésta manera, se definen las diferentes condiciones de operaciones, teniendo así: 1) carga de presión de la mano; 2) fuerza ejercida con el codo flexionado a 90° y 3) fuerza ejercida con el codo extendido.

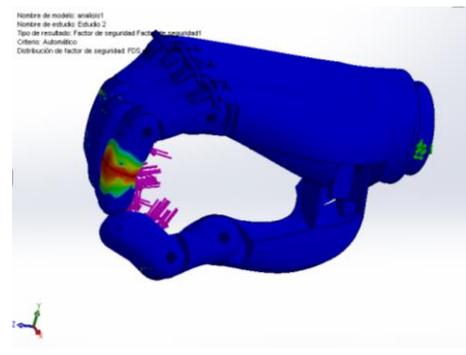


Figura 8 Análisis de esfuerzos

Una vez culminado el análisis computacional de las distintas condiciones de operación, se determina que el esfuerzo máximo producido en la prótesis, es menor al límite de resistencia a la tracción del ABS, que es de aproximadamente 45 [MPa]; y que el factor de seguridad mínimo obtenido es de 5; asegurando de esta manera la estructuralidad de la prótesis en funcionamiento.

IV. MODELO GEOMÉTRICO

Los parámetros DH dados están hechas para análisis en los diferentes eslabones dados del mecanismo generalmente conectados por articulaciones y con grados de libertad [9], en la Figura 9 se especifica la ubicación de los parámetros necesarios para el análisis geométrico por parámetros DH, el cual será replicado para los cuatro dedos restantes.

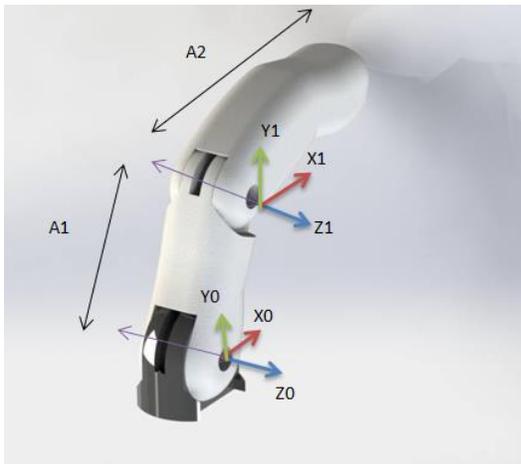


Figura 9 Análisis geométrico por parámetros DH

En la Tabla 2 se detalla los valores de los siguientes parámetros
 θ_i , Ángulo de movilidad de cada articulación
 d_i , Distancia de desfase de las articulaciones en el mismo eje de giro
 a_i , Distancia de separación entre articulaciones
 α_i , Ángulo de rotación de la articulación en su mismo eje

Tabla 2 Parametros del modelo geométrico

Art	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	q_1	$d_1=0$	a_1	0
2	q_1	$d_2=0$	a_2	0

Después de la determinación de parámetros DH se procede a usar el software Matlab con el toolbox "Robotics".

Para la obtención de la cadena cinemática del dedo, compuesto de dos eslabones móviles, demostrado anteriormente en **Error! Reference source not found.**, se determina que existe:

- Rotación en q_1 alrededor del eje z_1 , $\rightarrow R_z(q_1)$.
- Traslación de una longitud l_1 respecto al eje $x_1 \rightarrow T_y(L1)$
- Rotación en q_2 alrededor de eje $z_2 \rightarrow R_z(q_2)$
- Traslación de una longitud l_2 respecto al eje $x_2 \rightarrow T_y(L2)$
- Rotación en q_3 alrededor de eje $z_3 \rightarrow R_z(q_3)$.
- Traslación de una longitud l_3 respecto al eje $x_3 \rightarrow T_y(L3)'$

Dados estos elementos que componen la cadena cinemática, se determina mediante las siguientes líneas de código:

```
>> s = ' Rz(q1).
Ty(L1).Rz(q2).Ty(L2).Rz(q3).Ty(L3)'
```

```
>>dh=DHFactor(s)
```

```
>>dh.display
```

La función *DHFactor* mostrada en la Figura 10 interpreta las rotaciones y traslaciones ingresadas y los transforma a vectores, esto ayudara a sus próximos cálculos, *dh.display* visualiza lo ejecutado por *DHFactor*, observando lo siguiente:

```
>>DH(q1+90, 0, L1, 0).DH(q2, 0, L2,
0).DH(q3, 0, L3, 0).Rz(-90)
```

```

indice =
dedo indice (3 axis, RRR, stdDH)

+-----+-----+-----+-----+
| j | theta | d | a | alpha |
+-----+-----+-----+-----+
| 1 | q1 | 0 | 0.033 | 0 |
| 2 | q2 | 0 | 0.025 | 0 |
| 3 | q3 | 0 | 0.023 | 0 |
+-----+-----+-----+-----+

grav = 0 base = 1 0 0 0 tool = 0 1 0 0
      0 0 1 0 0 -1 0 0 0
      9.81 0 0 1 0 0 0 1 0
          0 0 0 1 0 0 0 0 1
    
```

Figura 10 Matriz obtenida en software matlab

La función “Fkine” permite calcular la cinemática directa del robot y obtener los valores de la primera columna a la derecha, que son los valores del efector final con referencia al eje fijo, teniendo el caso de X(0), Y(0.0810) ,Z(0), obsérvese de mejor manera en Figura 11.

```

>> fkine(indice,[0,0,0])

ans =

    1.0000    0    0    0.0000
         0    1.0000    0    0.0810
         0    0    1.0000    0
         0    0    0    1.0000
    
```

Figura 11 Resultante función fkine

Existe la posibilidad de una visualización más amigable de la cadena cinemática, para esto se describe el siguiente código:

```

>> indice.plot([0,0,0], 'nobase', 'noshadow', 'n
oname'
    
```

```

>> indice.teach('degrees')
    
```

Dicho código permite el desplazamiento de los ángulos, de una manera más interactiva del análisis cinemático del dedo índice y su envolvente y rangos de movimientos posibles dados por el control de los ejes q1 y q2, obsérvese en Figura 12.

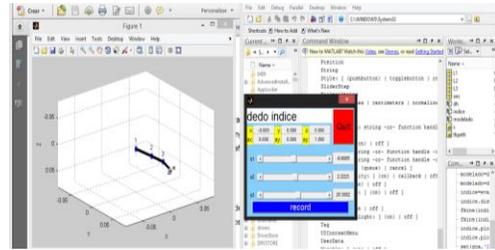


Figura 12 Modelo Cinemático

V. MODELO DINAMICO

El análisis dinámico de un robot proporciona todas las fuerzas y momentos de reacción que se necesitan para el diseño y la determinación de los tamaños de los eslabones y actuadores [10]

Para la presente investigación, el modelo dinámico inverso será determinado mediante la formulación de Lagrange; permitiendo así, conocer el torque necesario en cada articulación del dedo.

La formulación de Lagrange es un planteamiento alternativo para la obtención del modelo dinámico, ésta se basa en consideraciones energéticas.

La formulación Lagrangiana establece que:

$$L = E_c + E_p \tag{Ec. 0.1}$$

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} \tag{Ec. 0.2}$$

En donde:

L: Función Lagrangiana

Ec: Energía Cinética

Ep: Energía Potencial

Qi: Coordenadas generalizadas (en este caso las articulares)

Ti: Fuerza o pares aplicados sobre el grado de libertad qi.

De donde se obtiene la solución analítica del modelo dinámico del dedo diseñado. Sin embargo para, la verificación del modelo y obtención de los valores de los pares en cada articulación del dedo, se implementa un algoritmo computacional en el software Matlab®.

La Figura 13 muestra la gráfica obtenida a través del algoritmo computacional, presentando los pares necesarios en cada

articulación del dedo para vencer la gravedad y producir movimiento.

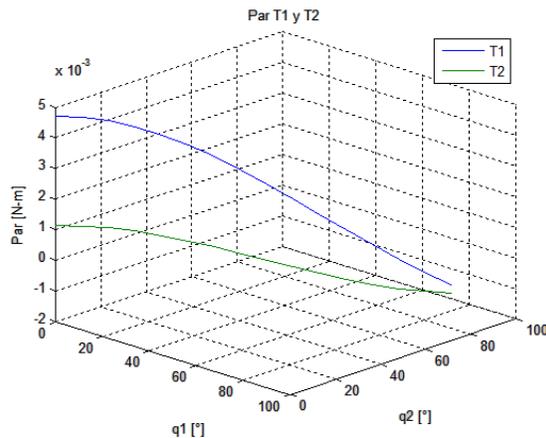


Figura 13 Torque necesario para vencer la gravedad

De esta manera se determina que el torque mínimo necesario en cada articulación es:

$$\tau_1 = 0.0047 [N.m]$$

$$\tau_2 = 0.0011 [N.m]$$

Estos valores son utilizados para el dimensionamiento del torque del motor; considerando el diagrama de la Figura 14 que detalla la ubicación de los torques calculados (T1 y T2), el torque del motor requerido, la fuerza que ejerce el cable tensor y la ubicación de los diferentes radios que forman el mecanismo de transmisión de movimiento.

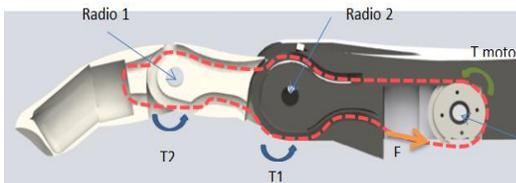


Figura 14 Sistema de transmisión de los dedos

Considerando las condiciones de operación a las que se sometió el dispositivo, para validar el análisis estructural del mismo; se determina analíticamente que los torques necesarios para realizar el levantamiento de carga y carga de prensión. Los valores son iguales a:

$$\tau_1 = 2.90 [Kg.cm]$$

$$\tau_2 = 1.21 [Kg.cm]$$

Consecuentemente, se determina que el valor de la fuerza que recorre el cable transmisor es:

$$F = 3,74 Kg$$

Y el valor del torque necesario en el eje del motor es:

$$T = 2,67 kg.cm$$

VI. CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

El proceso de construcción de la estructura mecánica de la prótesis es realizado mediante la utilización de impresión 3D, que consiste en la elaboración, capa por capa del modelo tridimensional, posibilitando la fabricación de un prototipo de bajo costo y rápida producción.

Esta fase se inicia con la generación de un fichero estereolitográfico, que describe la superficie geométrica del modelo tridimensional deseado, con la ayuda de software CAD. Con este fichero se calculan las trayectorias necesarias para conformar la pieza deseada y se genera un archivo leguaje de programación G, para su consiguiente impresión.

Una vez terminado el proceso de fabricación de todas las piezas que conforman la prótesis de mano se procede con el ensamblaje de las mismas. La Figura 15 muestra el ensamblaje del dedo índice.

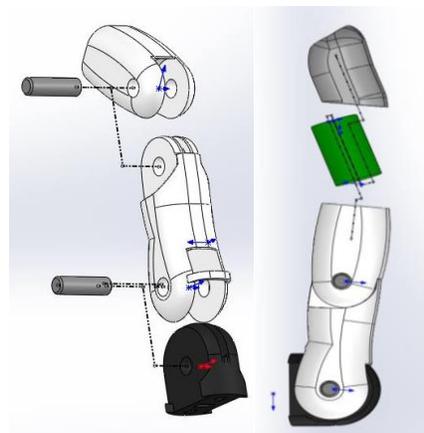


Figura 15 Ensamblaje dedos

La actuación del dispositivo, se consigue mediante la implementación del sistema de transmisión de movimiento basado en tendones o cables transmisores de fuerza con servomotores para los dedos, mostrado en la Figura 16 y SMA para el pulgar, Figura 17.

El cable tensor se fija por un extremo a la falange medial-distal de los dedos y por el otro a la polea diseñada para el servomotor, o el extremo del encapsulo SMA, como se muestra en la figura y la figura.

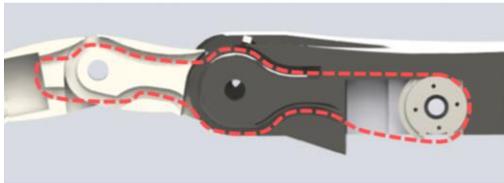


Figura 16 Sistema de movimiento dedos

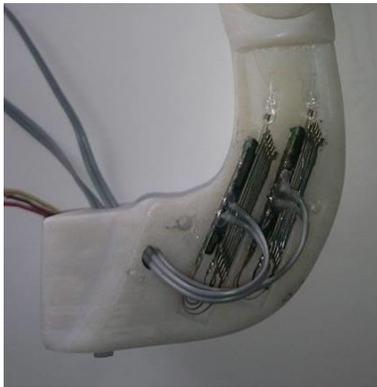


Figura 17 Sistema de movimiento pulgar

Ya ensamblados los dedos en la palma, se implementa el sistema de control de presión de ajuste, situando los sensores de presión en la yema de los dedos medio índice y pulgar, como se muestra en la Figura 18.



Figura 18 Ensamblaje sensores dedos

Posteriormente, se elabora los encapsulados de fluido magnetoreológico (MR) en los extremos del dedo medio, índice y pulgar; utilizando un guante de látex, ubicado en la prótesis, y adhiriendo otra capa en el perímetro de la yema, formando una bolsa interna en la que se introduce el fluido MR utilizando una jeringa. La Figura 19 muestra este proceso.



Figura 19 Encapsulado de fluido MR

Para finalizar se realiza el cableado de los elementos del dispositivo, observado en la Figura 20, considerando el comportamiento dinámico del mismo, asegurando así el funcionamiento y la integridad de la prótesis.



Figura 20 Prótesis ensamblada

VII. VALIDACIÓN ESTADÍSTICA

La validación se realiza mediante la aplicación de la prueba de independencia de chi cuadrado, permitiendo evaluar la relación que existe entre 2 variables categóricas.

Para lo cual, se procede a calcular el valor del chi cuadrado, con la siguiente expresión:

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad \text{Ec. 0.3}$$

En donde:

λ^2 Chi cuadrado

O_i Frecuencia absoluta observado

E_i Frecuencia esperada

Para el presente caso se conforma la Tabla 3, mostrada a continuación:

Tabla 3 Actividades de AMR test

Ord	Descripción	Si cumpl e	No cumpl e	# de pruebas
1	Bloque de madera 10 cm	0	5	5
2	Bloque de madera 2,5 cm	5	0	5
3	bloque de madera 5 cm	5	0	5

4	bloque de manera 7,5 cm	0	5	5
5	pelota de 7,5 cm de diámetro	0	5	5
6	pedra de 10*2,5*1 cm	5	0	5
7	poner agua de vaso a vaso	3	2	5
8	tubo de 2,25 cm	5	0	5
9	tubo de 1*16 cm	5	0	5
10	Arandela de 3,5 cm	0	5	5
11	Rodamiento de bolas de 6 mm entre anular y pulgar	0	5	5
12	canica de 1.5 cm indice y pulgar	5	0	5
13	Rodamiento de bolas medio y pulgar	5	0	5
14	Rodamiento de bolas indice y pulgar	5	0	5
15	canica entre anular y pulgar	0	5	5
16	canica entre medio y pulgar	5	0	5
17	Ubicar la mano atrás de la cabeza	5	0	5
18	Ubicar la mano encima de la cabeza	5	0	5
19	Ubicar la mano en la boca	5	0	5
Suma Total		63	32	95

De donde se determina que por el número de grados de libertad y el intervalo de confianza del 99,99%, se determina la relación existente entre el cumplimiento de

las actividades planteadas en el ARAT y la prótesis desarrollada.

digna de personas que poseen capacidades especiales

VIII. CONCLUSIONES

- Se diseña y construye una prótesis biónica de mano derecha de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes, la que es capaz de simular los diferentes patrones de sujeción comúnmente ejecutados en la realización de actividades de la vida diaria
- Mediante el análisis de la biomecánica de la mano humana se determina sus parámetros antropométricos principales, los cuales son utilizados para el diseño de la estructura mecánica del dispositivo; y así, se asegura el antropomorfismo y el desempeño funcional al simular los movimientos naturales de la mano
- El estudio del estado del arte de los dispositivos protésicos de mano existente en la actualidad, permitió establecer condiciones iniciales de diseño tales como el tipo de sistema de actuación, los componentes del sistema sensorial, el tipo de prótesis de mano de acuerdo al nivel de amputación
- El modelado tridimensional del dispositivo protésico biónico de mano utilizando software CAD/CAM/CAE, permitió el diseño del prototipo considerando 2 aspectos; la ergonomía con el usuario, asegurando así el acople del sistema con el usuario, y el desarrollo de un dispositivo anatómicamente proporcional, basado en las medidas antropométricas de la mano humana de la norma DIN 33402-2.
- El uso de los encapsulados compuestos por aleaciones con memoria de forma o Nitinol, permitieron el accionamiento del mecanismo del dedo pulgar para su movimiento de flexión y extensión, ocupando un espacio reducido; sin embargo, el movimiento y la fuerza que producen son dependientes de la sección transversal del cable, así, a mayor sección transversal produce mayor fuerza.
- El desarrollo de dispositivos protésicos biónicos de bajo costo, genera una solución tecnológica fundamentada en el segundo objetivo del Plan Nacional del Buen Vivir auspiciando la inclusión y equidad social, fomentando una vida

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Quinayás, C. A. (Enero de 2010). Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres. Popayán, Colombia: Universidad del Cauca.
- [2] roma, U. B.-m. (2015). *UNI campos*. Recuperado el 8 de octubre de 2015, de <http://www.unicampus.it/lifehand/lifehand-2-the-project>
- [3] Gibbard, J. (2013). *Open hand project*. Recuperado el 10 de octubre de 2015, de <http://www.openhandproject.org/>
- [4] e-nable. (s.f.). *the RIT arm*. Recuperado el 8 de octubre de 2015, de <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/rit-arm/>
- [5] Dorador, J. M. (18 de Enero de 2004). *Robótica y Prótesis Inteligentes*. Recuperado el 8 de octubre de 2015, de www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- [6] Melo, J. L. (2009). *Ergonomía Práctica*. Buenos Aires, Argentina: Fundación MAPFRE.
- [7] Ventimiglia, P. (2012). *Design of Human Hand Prsthesis*. Recuperado el 18 de Febrero de 2015, de https://www.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042612-145912/unrestricted/MQP_PaulV_Complete_Final_3.pdf
- [8] Rico, C. (2011). *Análisis estructural de una prótesis biónica de brazo de miembro superior*. Mexico.
- [9] Saha, K. S. (2008). *Introducción a la Robótica*. Mexico: McGraw-Hill.
- [10] Barrientos, A., Peñin, F., Balaguer, C., & Aracil, R. (2007). *Fundamentos de Robotica*. Madrid: McGraw-Hill.
- [11] discapacidades, C. d. (s.f.). *CONADIS*. Recuperado el 10 de Octubre de 2015, de [CONADIS: http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/](http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/)
- [12] Massa, B., Carroza, X., & Dario, P. (2002). *Design and Deveelopment of an Underactuated Prosthetic Hand*. Recuperado el 29 de Junio de 2015, de <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1014232&url=http%3A%2>

F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1014232

Automatización Industrial. Robótica Industrial.

BIOGRAFÍA

Martin Monar. Nació el 20 de marzo de 1992 en Ambato provincia de Tungurahua en Ecuador. Es graduado de Ingeniero en Mecatrónica de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE en el año 2015. Áreas de Interés:

Luis Murillo. Nació el 4 de marzo de 1992 en Ambato provincia de Tungurahua en Ecuador. Es graduado de ingeniero en Mecatrónica de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE en el año 2015. Áreas de interés: Prótesis biónicas, Automatización.