

**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE MANO MECÁNICA DE MIEMBRO SUPERIOR  
PENTA DIGITAL AL NIVEL DE AMPUTACIÓN TRANSRADIAL QUE SE ACTIVE  
POR MEDIO DE LA PRONOSUPINACIÓN PARA PERSONAS VÍCTIMAS DEL  
CONFLICTO ARMADO EN COLOMBIA**

**CÉSAR ROMANO DELGADO MARÍN**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL DE COLOMBIA**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**LICENCIATURA EN DISEÑO TECNOLÓGICO**

**BOGOTÁ – 2019**

**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE MANO MECÁNICA DE MIEMBRO SUPERIOR  
PENTA DIGITAL AL NIVEL DE AMPUTACIÓN TRANSRADIAL QUE SE ACTIVE  
POR MEDIO DE LA PRONOSUPINACIÓN PARA PERSONAS VÍCTIMAS DEL  
CONFLICTO ARMADO EN COLOMBIA**

**CÉSAR ROMANO DELGADO MARÍN**

**Trabajo de grado en investigación para optar por el título de:**

**Licenciado en Diseño Tecnológico**

**Director**


**LUIS CARLOS SARMIENTO V.**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL DE COLOMBIA**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**LICENCIATURA EN DISEÑO TECNOLÓGICO**

**BOGOTÁ – 2019**

|  |   |  |
|--|---|--|
| <br>UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA<br>NACIONAL<br><small>UNIVERSITY OF PEDAGOGY</small> | <b>FORMATO</b>                              |  |
|  | <b>RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE</b> |  |
| <b>Código: FOR020GIB</b>   | <b>Versión: 01</b>                          |  |
| <b>Fecha de Aprobación: 10-10-2012</b>   | <b>Página 1 de 6</b>                        |  |

| <b>1. Información General</b> |  |
|-------------------------------|--|
| <b>Tipo de documento</b>      | Trabajo de grado   |
| <b>Acceso al documento</b>    | Universidad Pedagógica Nacional. Biblioteca Central  |
| <b>Título del documento</b>   | Diseño de una prótesis de mano mecánica para personas víctimas del conflicto armado en Colombia con amputación al nivel transradial que se active por medio de la pronosupinación. |
| <b>Autor(es)</b>              | Delgado Marín, Romano  |
| <b>Director</b>               | Sarmiento Vela, Carlos   |
| <b>Publicación</b>            | Bogotá. Universidad Pedagógica Nacional, 2019. 117 p.  |
| <b>Unidad Patrocinante</b>    | Universidad Pedagógica Nacional de Colombia  |
| <b>Palabras Claves</b>        | DISPOSITIVO PROTÉSICO; CONFLICTO ARMADO; ACTUACION CORPOREA; PRONOSUPINACIÓN; SUBACTUACIÓN.  |

| <b>2. Descripción</b>   |
|---|
| <p>El trabajo de grado que se expone a continuación se orientó en el diseño, simulación y análisis de un dispositivo protésico penta-digital de actuación corpórea para miembro superior al nivel de amputación transradial en víctimas del conflicto armado en Colombia activado por medio de la pronosupinación. En el proceso de diseño se siguieron las fases del método de diseño propuesto en</p> |

(Richard G. Budynas, 2008). Al respecto, se emplearon matrices de decisión para dar forma a un diseño modelado en un sistema CAD y posteriormente simulado en un sistema de simulación multicuerpo.

### 3. Fuentes

- Biddiss E, B. D. (2007). Consumer design priorities for upper limb prosthetics. *Disabil Rehabil Assist Technol*,  
<https://www.tandfonline.com/doi/citedby/10.1080/17483100701714733?scroll=top&needAccess=true>.
- Bupa Salud. (2018). *Bupa Salud*. Obtenido de <https://www.bupasalud.com/contenido/salud-bienestar/vida-bupa/lesiones-por-esfuerzo-repetitivo-ler>
- C. Tapia, O. U. (2017). VARIABLE STIFFNESS HAND PROSTHESIS: A SYSTEMATIC REVIEW. *Investigacion y Desarrollo*.
- Chandler RF, C. D. (1975). *Investigation of inertial properties of the human hand*. Washington (DC).
- Christian Pylatiuk, S. S. (2007). Results of an Internet survey of myoelectric prosthetic. *Prosthetics and Orthotics International*, 362 – 370.
- Cívicos, A. H. (2004). Algunas reflexiones y aportaciones en torno a los enfoques teóricos y prácticos de la investigación en trabajo social. *Revista Acciones e investigaciones sociales*, 23, 25-55.
- Comision de Salud Publica. (Abril de 2.000). Movimientos Repetidos. Madrid, España: MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO Secretaría General Técnica Centro de Publicaciones.
- Craig, L. (1955). The Biomechanics of Control in Upper-Extremity Protheses. *Artificial Limbs*, 4 - 25.
- David, D. (1912). *U.S. Patente n° 1.042.413*.
- Diane J, D. C. (1996). Epidemiologic Overview of Individuals with Upper-Limb Loss and Their Reported Research Priorities. *Journal of Prosthetics and Orthotics*.
- Diaz, C. E. (Julio de 2019). *Hospital Militar Central*. Obtenido de Hospital Militar Central: [https://www.hospitalmilitar.gov.co/sites/default/files/programa\\_padpa\\_amputados\\_y\\_protesis\\_2019.pdf](https://www.hospitalmilitar.gov.co/sites/default/files/programa_padpa_amputados_y_protesis_2019.pdf)

- Dorrance, D. W. (1912). *US Patente n° 1.042.413*.
- Enabling the Future. (2018). *Enabling the Future*. Obtenido de <http://enablingthefuture.org/>
- Fillauer. (23 de Febrero de 2020). *Fillauer*. Obtenido de Fillauer: <http://fillauer.com/Upper-Extremity-Prosthetics/body-powered-systems/hands-and-gloves/index.php>
- G. Smith, R. B. (2012). Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices. *Journal of Rehabilitation Research and Development*.
- Hospital Militar Central. (20 de Abril de 2018). *Hospital Militar Central*. Obtenido de Hospital Militar Central: <https://www.hospitalmilitar.gov.co/comunicaciones-publicas/noticias/81-anos-de-historia-al-servicio-de-colombia>
- Jon W. Sensinger, J. L. (2015). Design and evaluation of voluntary opening and voluntary closing. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 63-75.
- Jorge, Z, D. K. (20 de Julio de 2015). *NCBI*. Obtenido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4304188/>
- Joseph T, J. L. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*.
- K. Berning, S. C. (2014). Comparison of body-powered voluntary opening and voluntary closing prehensor for activities of daily life. *Journal of Rehabilitation Research and Development*.
- kapandji, A. I. (2006). *Fisiologia Articular Tomo I*. Madrid: Panamericana.
- Kejlaa, G. H. (1993). Consumer concerns and the functional value of prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 157-163.
- Martinez, M. (2004). Los grupos focales de discusión como método de investigación. *Heterotopía*, 26, 59 - 72.
- N. Dechev, W. C. (2001). Multiple finger, passiveadaptive grasp prosthetic hand. *Mechanisms and machine theory*, 1158-1173.
- Oficina del Alto Comisionado para la Paz. (17 de Febrero de 2020). *Descontamina Colombia*. Obtenido de Accion Contra Minas: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/Estadisticas-de-ERM.aspx>
- Ossur. (23 de Febrero de 2020). *Ossur*. Obtenido de Ossur: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms>
- ottobock. (23 de Febrero de 2020). *ottobock*. Obtenido de ottobock: <https://www.ottobock.com/en/company/innovations/>
- Paul Klopsteg, P. W. (1954). *Human Limbs and Their Substitutes : Presenting Results of Engineering and Medical Studies of the Human Extremities and Application of the Data*

*to the Design and Fitting of Artificial Limbs and to the Care and Training of Amputees.*  
McGraw Hill.

Perez, H. M. (2 de Noviembre de 2016). *Ejercito Nacional de Colombia*. Obtenido de <https://www.ejercito.mil.co/?idcategoria=404950>

Prostheses, T. B.-E. (1955). Craig L. Taylor. *Artificial Limbs* , 4-25.

R. Viladot, O. C. (1994). *Ortesis y Protesis del Aparato Locomotor: Extremidad superior*.  
Barcelona: MASSON.

Ricardo G Vanegas J, D. O. (2007). Diseño y Control de un Exoesqueleto para Rehabilitación Motora en Miembro Superior. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, 758-761.

Richard G. Budynas, J. K. (2008). Diseño en ingeniería mecánica de Shigley. En J. K. Richard G. Budynas, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (págs. 4-8). Mexico: McGRAW-HILL.

Santiago, M. (29 de Agosto de 2012). *SlideShare*. Obtenido de SlideShare:  
<https://es.slideshare.net/marckamstel/protesis-tipos-y-caracteristicas>

Selpho, W. (1857). *U.S. Patente n° 18.021*.

Smit, G. (2013). Natural Grasping Design and evaluation of a voluntary closing adaptive hand prosthesis. *TU Delft*.

steeper. (23 de Febrero de 2020). *steeper*. Obtenido de steeper:  
<https://www.steepergroup.com/prosthetics/upper-limb/terminal-devices/>

Stephanie Carey, D. L. (2015). Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 247-262.

T. Laliberté, M. G. (1998). SIMULATION AND DESIGN OF UNDERACTUATED MECHANICAL HANDS. *Mechanism and Machine Theory*.

Timothy R, L. E. (2002). Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States. *Southern Medical Journal*, 875 - 883.

Timothy Sullivan, K. S. (2011). DESIGN AND FABRICATION OF A HYBRID BODY-POWERED PROSTHETIC HAND. *IMECE2011-62958*, 1-8.

La investigación se desarrolló de acuerdo con los siguientes pasos:

- Determinar los requerimientos de diseño necesarios basado en los objetivos y en el marco teórico.
- Tomar los requerimientos de diseño y consolidar una propuesta que los satisfaga.
- Analizar el comportamiento del diseño desde un software multicuerpo.

Los contenidos más relevantes de este trabajo son:

- Prótesis de miembro superior: presenta conceptos teóricos importantes para el abordaje del problema de investigación.
- Requerimientos de diseño: define los requerimientos de diseño necesarios para atender a la solución del problema.
- Síntesis: Reúne los requerimientos de diseño y los sintetiza en una propuesta coherente.
- Resultados: Muestra y analiza los resultados de la simulación.

## **5. Metodología**

El tipo de investigación realizada se corresponde con la investigación aplicada entendida como “la utilización de los conocimientos en la práctica, para aplicarlos en provecho de los grupos que participan en esos procesos y en la sociedad en general, además del bagaje de nuevos conocimientos que enriquecen la disciplina.” (Martinez, 2004). De igual modo, emplea los conocimientos de la investigación básica la cual “se ocupa del objeto de estudio sin considerar una aplicación inmediata” (Cívicos, 2004). En este sentido, se siguen las fases del

método de diseño mecánico propuesto por (Richard G. Budynas, 2008) sin considerar el proceso de optimización, realizando el diseño CAD en “Solidworks” y la simulación en “MSC Adams”.

## 6. Conclusiones

De acuerdo con los objetivos planteados al inicio del trabajo las conclusiones son las siguientes:

Se diseñó un dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial de actuación corpórea activado por medio de la pronosupinación que busca contribuir a mejorar la calidad de vida en personas víctimas del conflicto armado en Colombia.

Se realizó la simulación del dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial de actuación corpórea por medio de un sistema CAD con modelamiento multicuerpo “MSC Adams”.

Fueron analizados los resultados cinemáticos y cinéticos de la simulación del dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial de actuación corpórea por medio de un sistema CAD con modelamiento multicuerpo “MSC Adams”.

|                       |                        |
|-----------------------|------------------------|
| <b>Elaborado por:</b> | Delgado Marín, Romano  |
| <b>Revisado por:</b>  | Sarmiento Vela, Carlos |

|  |    |    |      |
|--|----|----|------|
| <b>Fecha de elaboración del Resumen:</b> | 10 | 11 | 2019 |
|--|----|----|------|



# CONTENIDO

|   |           |
|---|-----------|
| <b>1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN</b>   | <b>11</b> |
| 1.1 ORIGEN DEL TRABAJO DE GRADO   | 11        |
| 1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION   | 14        |
| 1.3 OBJETIVOS   | 14        |
| <b>2. MARCO TEORICO</b>   | <b>15</b> |
| 2.1 ANTECEDENTES  | 15        |
| 2.1.1 DISPOSITIVOS PROTESICOS COMERCIALES   | 15        |
| 2.1.2 DISPOSITIVOS PROTEÉSICOS DE INVESTIGACIÓN   | 18        |
| 2.1.2.1 WILLIAM SELPHO 18 DE AGOSTO DE 1857   | 18        |
| 2.1.2.2 DAVID DORRANCE 29 DE OCTUBRE DE 1912  | 21        |
| 2.1.2.3 HYBRID BODY-POWERED PROSTHETIC HAND WITH VOLUNTARY OPENING AND VOLUNTARY CLOSING CAPABILITIES 11 DE DICIEMBRE DE 2011 | 25        |
| 2.1.2.4 DELFT CYLINDER HAND 11 DE JUNIO DE 2013   | 28        |
| 2.1.2.5 VOLUNTARY OPENING AND VOLUNTARY CLOSING PROSTHETIC TERMINAL DEVICE 10 DE NOVIEMBRE DE 2014                            | 34        |
| 2.1.3 OTRAS PRÓTESIS  | 37        |
| 2.2 AMPUTACIONES DE MIEMBRO SUPERIOR  | 38        |
| 2.2.1 NIVELES DE AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR   | 39        |
| 2.3 FISIOLÓGÍA ARTICULAR DE MIEMBRO SUPERIOR  | 41        |
| 2.3.1 MOVIMIENTOS, AMPLITUDES DE MOVIMIENTOS Y CARACTERÍSTICAS DE LAS ARTICULACIONES DE MIEMBRO SUPERIOR                      | 41        |
| 2.3.2 TIPOS DE PRENSIÓN DE LA MANO  | 46        |
| 2.4 PROTÉSIS DE MIEMBRO SUPERIOR  | 48        |
| 2.4.1 PROTÉSIS DE MIEMBRO SUPERIOR DE ENERGIA CORPOREA  | 48        |
| 2.4.2 TIPO DE AGARRE: CIERRE VOLUNTARIO VS APERTURA VOLUNTARIA  | 48        |
| 2.4.3 AGARRE ADAPTATIVO Y SUBACTUACIÓN  | 49        |
| <b>3. METODOLOGIA</b>   | <b>51</b> |
| 3.1 METODO DE DISEÑO  | 51        |

|  |            |
|--|------------|
| <b>4. DISEÑO DEL DISPOSITIVO PROTESICO</b>                                   | <b>53</b>  |
| 4.1 IDENTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD   | 53         |
| 4.2 DEFINICION DEL PROBLEMA  | 53         |
| 4.2.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO   | 60         |
| 4.3 SÍNTESIS   | 60         |
| 4.3.1 BOCETOS Y POSIBLES SOLUCIONES  | 62         |
| 4.3.1.1 SECCION: A ENTRADA   | 62         |
| 4.3.1.2 SECCION: B MECANISMOS DE TRANSMISIÓN                                 | 65         |
| 4.3.1.3 SECCION: C SALIDA  | 68         |
| 4.3.2 ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE POSIBLES SOLUCIONES                            | 71         |
| 4.3.2.1 COMPARACIÓN POR PARES  | 71         |
| 4.3.2.2 MATRIZ DE CALIDAD QFD (Quality Funtion Design)                       | 73         |
| 4.3.2.3 MATRIZ DE DECISIÓN   | 74         |
| 4.4 ANÁLISIS Y OPTIMIZACIÓN  | 76         |
| 4.4.1 DESCRIPCIÓN DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO DE TRANSMISIÓN “SECCION B” | 80         |
| 4.4.2 TIEMPO 1   | 83         |
| 4.4.3 TIEMPO 2   | 84         |
| 4.4.4 TIEMPO 3   | 86         |
| 4.4.5 TIEMPO 4   | 87         |
| 4.4.6 TIEMPO 5   | 87         |
| <b>5. RESULTADOS</b>   | <b>88</b>  |
| 5.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO  | 89         |
| 5.2 ANÁLISIS DINÁMICO  | 95         |
| <b>6. CONCLUSIONES</b>   | <b>113</b> |
| <b>7. PROYECCIONES</b>   | <b>114</b> |
| <b>8. REFERENCIAS</b>  | <b>115</b> |

## **1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

El problema de investigación está definido por los siguientes tres aspectos: origen del trabajo de grado, pregunta de investigación y objetivos.

### **1.1 ORIGEN DEL TRABAJO DE GRADO**

Fueron varios los aspectos que motivaron la realización de este trabajo y la construcción del problema de investigación.

El primero de dichos aspectos se relaciona con las víctimas del conflicto armado en Colombia. Según estadísticas de la dirección para la acción integral contra minas anti personal “Descontamina Colombia”, desde 1990 hasta el 30 de abril de 2018 se han registrado 11.567 víctimas por minas antipersonal y munición sin explotar, de las cuales 20% (2.279) han sido víctimas mortales y 80% (9.288) han resultado con heridas y amputaciones. De la totalidad de las víctimas 61% corresponden a miembros de la fuerza pública y el 39% restante a civiles (Oficina del Alto Comisionado para la Paz, 2019).

De acuerdo con datos del Hospital Militar Central, el conflicto armado en Colombia con las minas antipersona dejó más de 3.000 amputados de la fuerza pública en los últimos 20 años (Díaz, 2019), cuya principal concentración se ubica en las ciudades de Bogotá, Medellín, Bucaramanga, Cali, Armenia, Barranquilla, Montería, Cúcuta y Florencia (Pérez, 2016). Gracias al programa “Amputados y prótesis” del hospital central que ha comenzado a funcionar desde junio de 2015, han sido entregadas al 2018 un aproximado de 1.753 prótesis en todo el país (Hospital Militar Central, 2018).

Otro aspecto observado en el proceso de construcción del problema de estudio, es el concerniente a la idoneidad de los terminales protésicos del mercado para satisfacer las necesidades

de las personas amputadas al nivel de miembro superior. De acuerdo a encuestas realizadas, 79 % de las personas encuestadas considera que su dispositivo protésico es "demasiado pesado" (Christian Pylatiuk, 2007). En otra encuesta similar se encontró que en una escala de peso en prótesis 0 (no importante) a 100 (lo más importante) los usuarios dieron una calificación de 70 (Biddiss E, 2007). La mano humana tiene un peso promedio de 400 g (Chandler RF, 1975) y los pesos de las manos más relevantes en el mercado van desde los 500 hasta 700 g para prótesis con señales electromiografías (Joseph T, 2013) y de 227 g hasta 393 g para las prótesis de mano mecánicas (Fillauer, 2019).

Las prótesis con señales electromiografías ofrecen un mejor desempeño gracias a que poseen una mayor complejidad, sin embargo, se ven limitadas por la autonomía que presenta la duración de sus baterías y el tiempo de carga. Por ejemplo, la prótesis de mano Ilimb hand cuenta con un tiempo de carga de 90 minutos a 3 horas (Ossur, 2019). En la mayoría de las prótesis de mano eléctricas se consigue un tiempo de funcionamiento de aproximadamente 8 horas y la capacidad de las baterías va desde los 1.500 mAh hasta los 2.200 mAh (ottobock, 2019) (steeper, 2019). Lo anterior plantea un problema importante en el sentido que compromete la continuidad en el uso de la prótesis interrumpiendo el uso de la misma dos o tres veces al día. Así mismo, los tiempos de carga aún son muy prolongados además de que estos componentes aumentan el peso de la prótesis.

Lo anterior se confirma en el estudio (Stephanie Carey, 2015) en el que se hace una revisión sistemática de publicaciones relacionadas con prótesis de miembro superior que tiene como objetivo identificar evidencia comparativa entre dispositivos protésicos BP y MYO disponibles en el mercado. Dentro de las ventajas de los dispositivos protésicos BP se encuentra que presentan un precio menor que las prótesis MYO, tienen una mayor duración en su vida útil, requieren menor

tiempo de entrenamiento para su uso, no requieren ajustes ni mantenimientos frecuentes y la retroalimentación sensitiva es inmediata.

Por otro lado, están las prótesis de mano mecánicas o de actuación corpórea, presentan un desempeño inferior comparado con las prótesis con señales electromiografías, pero su tiempo de uso es ilimitado al no depender de una unidad de alimentación energética. El principio bajo el cual operan estas prótesis está basado en la tracción de un sistema de cables que están unidos en uno de sus extremos a un arnés o anclaje en el hombro y en el otro a un terminal de agarre (mano o gancho). El control del cable es realizado en los movimientos de extensión y flexión del brazo y la abducción (Prostheses, 1955).

Este principio si bien es efectivo posee algunas desventajas, entre ellas, que al depender del movimiento de articulaciones distantes de la mano limita la movilidad del usuario para desempeñar el agarre en ciertos ángulos, haciendo la acción más restringida y aparatosa. Sobre este sistema operado por cables se han basado todas las prótesis de miembro superior de energía corpórea que aun que presentan innovaciones de orden incremental en sus terminales protésicos de agarre el sistema de operación no ha cambiado.

El último aspecto surge de una motivación personal del autor dado que con base en su experiencia como técnico- bachiller en órtesis y prótesis reconoce la necesidad y el alcance de realizar investigaciones en este campo. Este es otro de los aspectos por los cuales el desarrollo del trabajo de grado que se expone en este documento está enmarcado en la modalidad “proyecto de investigación”, aunado al proyecto de investigación “Desarrollo de una Interfaz Cerebro Computador con señales electroencefalografías (EEG) que utilice el pensamiento del lenguaje para el control de una prótesis de miembro superior con aplicación a personas discapacitadas con amputaciones debidas al conflicto armado colombiano.” Código 110177758402, el cual está

financiado en el marco de la convocatoria 777-2017, bajo la línea de investigación “Ayudas aumentativas para discapacitados” del grupo de investigación COGNITEK Categoría A.

## **1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION**

¿Qué tipo de dispositivo protésico de miembro superior al nivel de amputación responde óptimamente a las necesidades de personas víctimas del conflicto armado en Colombia?

## **1.3 OBJETIVOS**

### **Objetivo General.**

Diseñar y simular un dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial, de actuación corpórea por medio del movimiento de pronosupinación para personas víctimas del conflicto armado en Colombia.

### **Objetivos Específicos.**

Diseñar un dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial de actuación corpórea por medio del movimiento de pronosupinación para personas víctimas del conflicto armado en Colombia.

Simular el dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial, de actuación corpórea por medio de un sistema CAD con modelamiento multicuerpo.

Analizar los resultados cinemáticos y cinéticos de la simulación del dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial, de actuación corpórea por medio de un sistema CAD con modelamiento multicuerpo.





## **2. MARCO TEORICO**

### **2.1 ANTECEDENTES**

#### **2.1.1 DISPOSITIVOS PROTESICOS COMERCIALES**






En (G. Smith, 2012) se realiza una evaluación del desempeño mecánico de dispositivos protésicos de actuación corpórea. Estos dispositivos fueron tomados como referentes de algunos terminales protésicos comerciales, algunas de sus características se muestran en las tablas 1 y 2. Una de las principales diferencias entre “ganchos” y “manos” está dada por la apariencia. Las manos presentan una apariencia antropomorfa y, a pesar de que los ganchos no, estos pueden ofrecer una mayor fuerza de agarre además de que son menos pesados.

Este aporte permite intuir que dentro de los dispositivos protésicos comerciales de actuación corpórea se destacan “ganchos” y “manos”. Sin embargo, la escogencia entre uno y otro exige sacrificar fuerza de agarre y peso para el caso de las “manos” y “apariencia” para el caso de los “ganchos”.

| Ganchos   |           |           |                 |                 |  |
|---|-----------|-----------|-----------------|-----------------|--|
| Prótesis  | Peso      | Fuerza    | Abertura máxima | Compañía        | Características  |
| <p>Hosmer Model 5XA Hook</p>         | 87 - 92 g | 9 - 33 N  | 88 mm           | Hosmer Dorrance | El gancho emplea bandas de goma para la operación de cierre.   |
| <p>Hosmer Sierra 2 Load VO Hook</p>  | 442 g     | 9 - 29 N  | 66 mm           | Fillauer        | La fuerza del pellizco puede ser controlada a través de un botón selector de carga ubicado en el pulgar  |
| <p>Body-Powered Gripper</p>        | 200 g     | 11 - 14 N | 97 mm           | Steeper         | La prótesis está hecha a base de carbono con dos niveles de agarre que el usuario puede seleccionar manualmente, las puntas son duras y sus pinzas curvas permiten un agarre cilíndrico y esférico intuitivo |
| <p>Otto Bock Model 10A18 Hook</p>  | 223 g     | 11 - 37 N | 67 mm           | Ottobock        | Gancho diseñado en aleación de aluminio para actividades manuales simples, cuenta con dos niveles de fuerza de agarre  |

**Tabla 1.** Son presentados 5 terminales protésicos de miembro superior VO tipo “gancho” destacados en el mercado y algunas de sus características físicas como peso, fuerza de agarre, apertura máxima, la compañía, material entre otras



| Manos  |             |           |                 |          |   |
|--|-------------|-----------|-----------------|----------|---|
| Prótesis   | Peso        | Fuerza    | Abertura máxima | Compañía | Características   |
| Becker Imperial Hand<br>  | 367 g       | 10 N      | 75 mm           | Fillauer | La forma de los dedos proporcionan un agarre seguro en objetos irregulares, apertura ajustable.   |
| Hosmer Sierra VO Hand<br> | 356 - 447 g | 15 - 18 N | 41 - 62 mm      | Fillauer | Cuenta con función de bloqueo de retroceso en todas las posiciones de los dedos. Dos posiciones del pulgar permiten un fácil manejo de los objetos. |
| Hosmer Soft VO Hand<br>  | 310 - 400 g | 12 - 15 N | 70 - 74 mm      | Fillauer | Prension regulable, diseño ligero y robusto, presenta un bajo costo   |
| RSL Steeper VO Hand<br> | 328 - 444 g | 3 - 8 N   | 75 - 81 mm      | Steeper  | El cable puede halarse frontal o trasero, múltiples opciones de conexión de muñeca a cable.   |
| Otto Bock VO Hand<br>   | 326 - 395 g | 9 - 12 N  | 80 - 85 mm      | Ottobock | Ligera y estable, aplicable para hombres, mujeres, adolescentes y niños   |

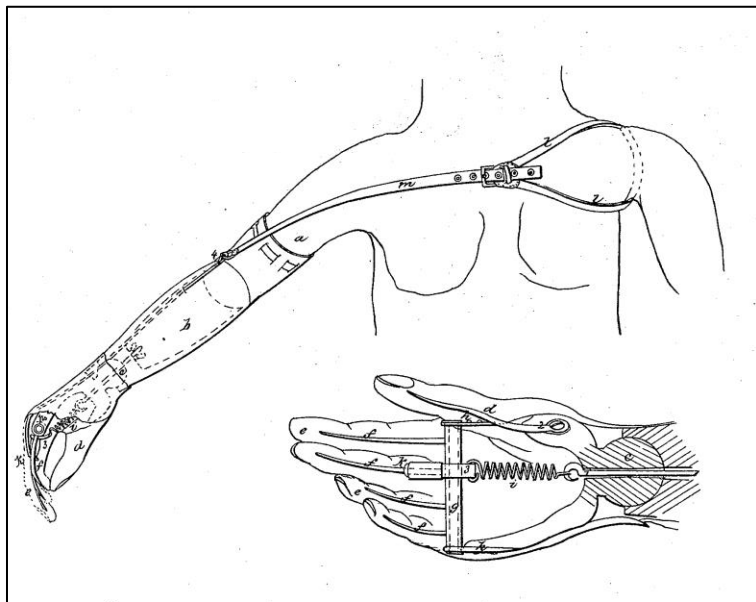
**Tabla 2.** Son presentados 5 terminales protésicos de miembro superior VO tipo “mano” destacados en el mercado y algunas de sus características físicas como peso, fuerza de agarre, apertura máxima, la compañía, material entre otras

**Imágenes tomadas de (G. Smith, 2012)**

### **2.1.2 DISPOSITIVOS PROTEÉSICOS DE INVESTIGACIÓN**

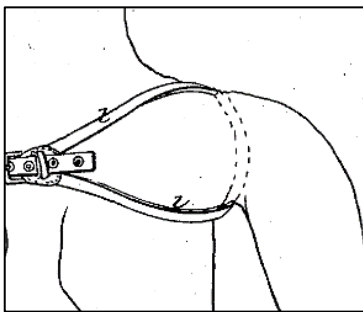
Estos dispositivos se diferencian de los anteriores porque a pesar de que algunos no se encuentran comercialmente disponibles en el mercado presentan características e innovaciones importantes dentro del área de investigación de los dispositivos protésicos.

#### **2.1.2.1 WILLIAM SELPHO 18 DE AGOSTO DE 1857**

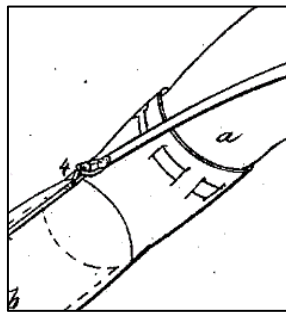


**Figura 1.** Patente de William Selpho. Arriba detalle general del dispositivo, abajo detalle del terminal protésico

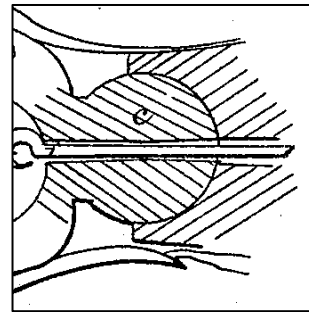
**Descripción del mecanismo:** la prótesis consta de tres elementos; el terminal protésico el arnés “Fig. 2”, el socket “Fig. 3” y el terminal protésico “Fig. 4”. El terminal protésico está unido al socket por medio de una junta esférica en la muñeca. El socket se sujeta al miembro remanente por medio de una correa. El arnés se ancla al hombro del miembro superior contrario (U.S. Patente nº 18.021, 1857).



**Figura 3.** Detalle del arnés.

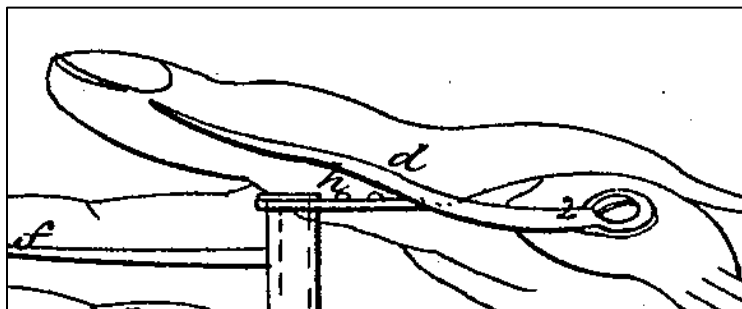


**Figura 4.** socket



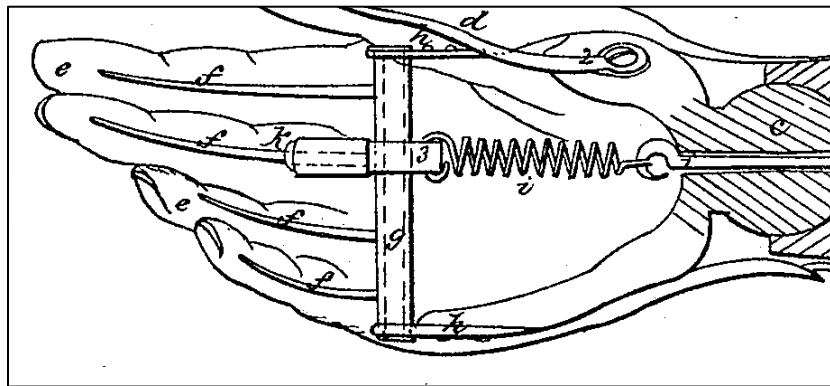
**Figura 2.** Detalle del terminal protésico

El terminal protésico tiene una estructura metálica interna con dos articulaciones: una en torno a la que el pulgar pivota para simular el movimiento de flexión en oposición para encontrarse con los dedos índice y medio. Esta articulación es actuada de manera manual por el usuario. Ver “Fig. 5” (U.S. Patente nº 18.021, 1857).



**Figura 5.** Detalle del sistema manual de pulgar oponible

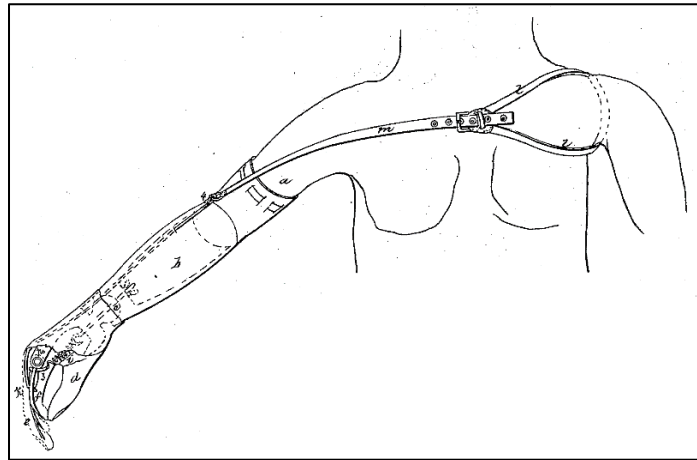
La otra articulación consiste en un pequeño cilindro a la altura de los nudillos que gira entorno de un eje fijo a la estructura metálica en los puntos h, h. Sobre este tubo están ubicados los dedos y simulan el movimiento flexión de las articulaciones metacarpofalángicas. El dedo medio está sujeto por medio de una barra a un resorte que mantiene los dedos en posición de cierre, con lo que ya se puede observar que el terminal protésico es de tipo apertura voluntaria “VO”. Ver “Fig. 6” (U.S. Patente nº 18.021, 1857).



**Figura 6.** Detalle del terminal protésico

La fuerza para oponerse al resorte y abrir la mano es ejercida por medio de una cuerda hecha de “tripa de gato” que en un extremo es sujeta al dedo medio de la mano, luego pasa a lo largo de un canal interno por el dorso de la mano y la muñeca y en el otro extremo termina en forma de nudo. El nudo sirve para enlazarse a un arnés ajustable que se abraza alrededor del hombro del brazo opuesto. De esta manera cuando el usuario realiza un movimiento corporal que cambie la posición del terminal protésico en el espacio generará una tracción a lo largo de la cuerda que se

opondrá a la fuerza del resorte en la mano provocando su apertura. Ver “Fig. 7” (U.S. Patente nº 18.021, 1857).



**Figura 7.** Dispositivo general.

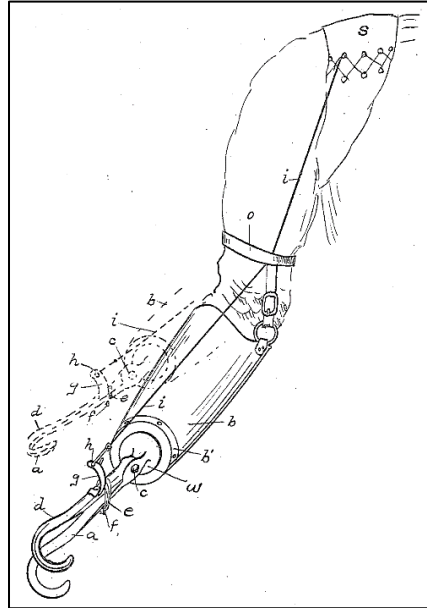
**Imágenes tomadas de** (U.S. Patente nº 18.021, 1857)

#### ***2.1.2.2 DAVID DORRANCE 29 DE OCTUBRE DE 1912***

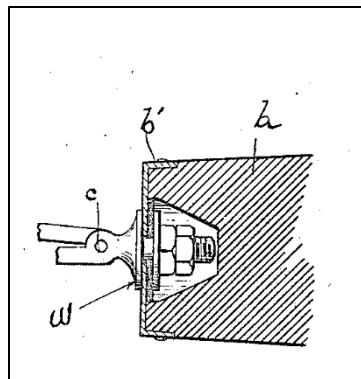
El diseño de David Dorrance es una propuesta simplificada del diseño de William Selpho, en busca de abaratar la manufactura, facilitar su uso, pero sin sacrificar su utilidad en tareas cotidianas, (US Patente nº 1.042.413, 1912).

**Descripción del mecanismo:** el diseño comprende tres elementos; el terminal protésico, el socket y el arnés. El terminal protésico y el socket están unidos por medio de una chapa metálica circular con una perforación principal en el centro por la que pasa y se ajusta el terminal protésico, y varias perforaciones menores por las que pasan elementos de sujeción mecánica que se ajustan

al socket, este sistema permite que el terminal protésico pueda girar en torno de la “muñeca”. Ver “Fig. 8 y 9” (US Patente nº 1.042.413, 1912).

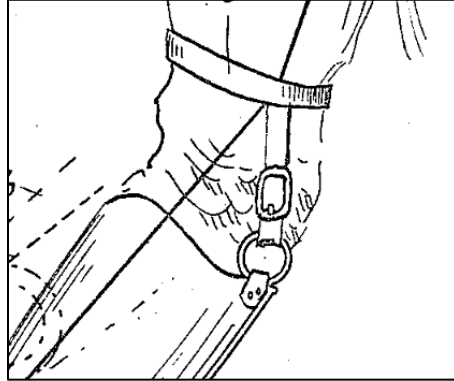


**Figura 8.** Vista general del dispositivo



**Figura 9.** Detalle sistema de ajuste y rotación del terminal protésico al socket

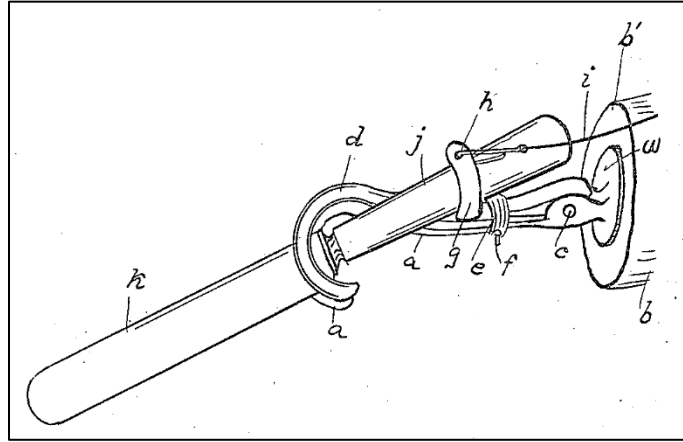
El socket es ajustado al brazo por medio de correas. Ver “Fig. 10” (US Patente nº 1.042.413, 1912).



**Figura 10.** Detalle del sistema de correas de ajuste

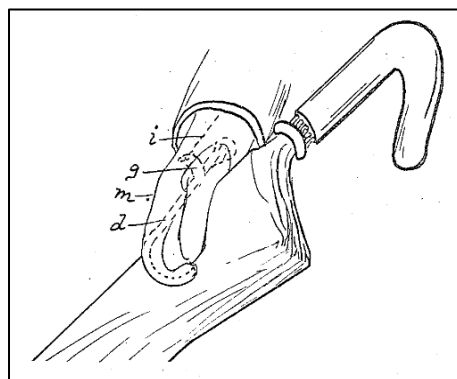
El terminal protésico está compuesto por un dedo principal que conforma la mayor parte del terminal, el dedo, tiene en su base un orificio al que se une y pivota el segundo dedo. Ambos dedos tienen sección transversal semicircular, así cuando están cerrados sin sujetar ningún objeto se juntan las caras planas completando en su sección transversal un círculo, esta característica ofrece una mejor sujeción a los objetos. Los dedos se encuentran forzados en posición de cierre gracias a una banda de caucho que puede ser intercambiada dependiendo del nivel de fuerza que se precise.

Perpendicular al dedo pivotante se encuentra un elemento esbelto y cóncavo en su parte interna, con un orificio en su parte superior y que cumple dos funciones: hace las veces de “pulgar” para sostener objetos alargados y sirve de palanca para desplazar el dedo respecto al punto de pivote de la base del primer dedo venciendo la fuerza que ejerce la banda de caucho para así provocar la apertura de la prótesis. Ver “Fig. 23” (US Patente nº 1.042.413, 1912).



**Figura 11.** Detalle del terminal protésico

El mecanismo de accionamiento es el mismo que el mecanismo propuesto por William Selpho: de tracción por cuerda, con la diferencia de que la cuerda que acciona el mecanismo se sujeta en un extremo del orificio de la palanca del dedo pivotante y en el otro a un harnees ubicado en el hombro de la misma extremidad. Este terminal protésico, al igual que el de William Selpho es un terminal de tipo de apertura voluntaria “VO”. El gancho puede sujetar objetos abriendo los dedos o simplemente debido a su forma como gancho rígido y convencional, además, es propuesto un guante cosmético para mejorar la apariencia del gancho. Ver “Fig. 12” (US Patente nº 1.042.413, 1912).



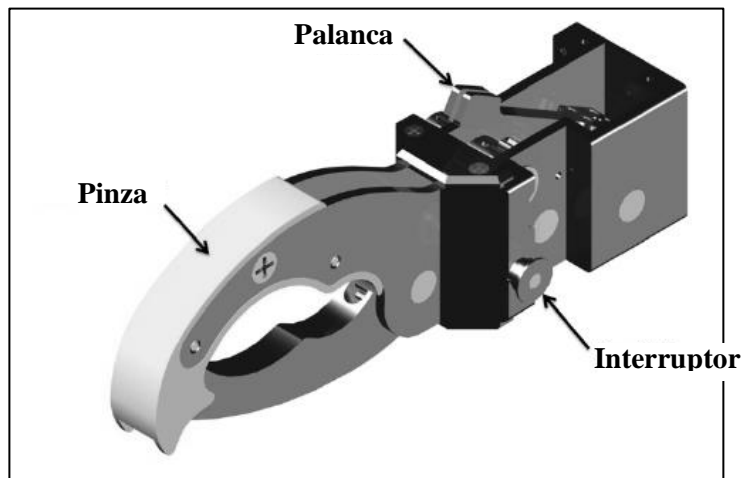
**Figura 12.** Detalle del terminal protésico con guante



**Imágenes tomadas de** (US Patente nº 1.042.413, 1912).

***2.1.2.3 HYBRID BODY-POWERED PROSTHETIC HAND WITH VOLUNTARY OPENING AND VOLUNTARY CLOSING CAPABILITIES 11 DE DICIEMBRE DE 2011***

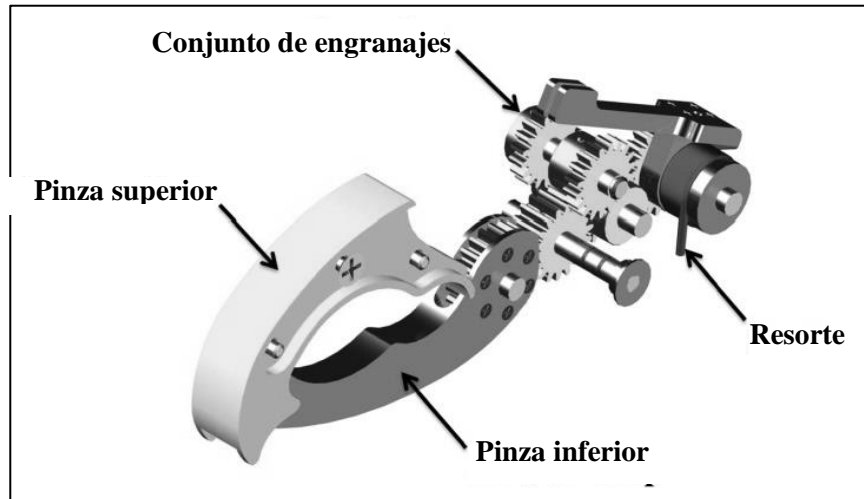
Esta propuesta consiste en un terminal protésico que puede cambiar entre los modos de agarre VC y VO. Consiguiendo un agarre de 21 N para VO y de 100 N para VC. Ver “Fig. 13” (Timothy Sullivan, 2011).



**Figura 13.** Terminal protésico vista general

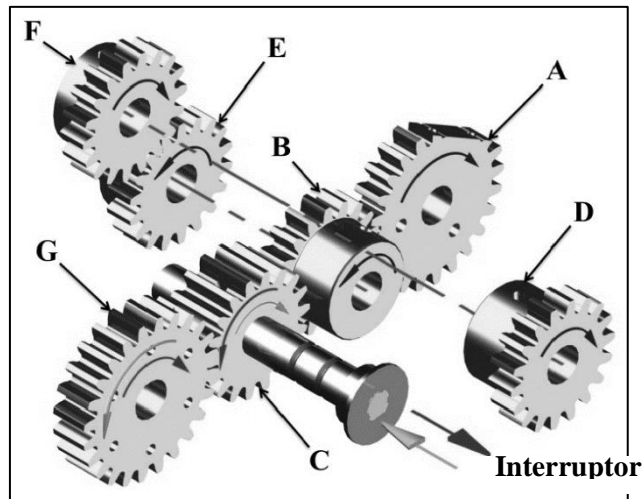
**Descripción del mecanismo:** el terminal protésico es actuado por medio de la tracción por cuerda atada en un extremo a un harnees convencional, es conducida por el brazo y en el otro extremo se une a una palanca accionadora del terminal. Cuando la cuerda es traccionada genera en la palanca un movimiento rotacional con respecto a un punto de pivote que se transmite a una serie de engranajes y finalmente acciona las pinzas superior e inferior. La palanca retorna a su posición

de rotación inicial gracias a un resorte cuando está en modo VC y aplica la fuerza para sujetar un objeto cuando está en modo VO. Ver “Fig. 14” (Timothy Sullivan, 2011).



**Figura 14.** Detalle del sistema mecánico general interno del terminal protésico

En la “Fig. 15” puede observarse detalladamente el conjunto de engranajes y su funcionamiento, con una flecha que representa su sentido de giro, las flechas oscuras siempre giran en la misma dirección, las grises claras representan la dirección durante el modo VC y las flechas grises intermedio representan la dirección durante el modo VO. El engranaje A está unido a la palanca y transmite el movimiento de entrada. El engranaje B hace parte de ambos sistemas de agarre VO y VC. Los engranajes D, E y F son utilizados exclusivamente para el modo VC. El engranaje C gira en torno a un eje corredizo y funciona como interruptor para cambiar entre ambos modos. El engranaje G acciona la pinza inferior de la prensa (Timothy Sullivan, 2011).



**Figura 15.** Detalle de juego de engranajes

Cuando el interruptor es empujado el modo VO es activado. Cuando el interruptor es halado el modo VC es activado. Para mantener el eje fijo en cada uno de los modos dos émbolos con punta de bola son cargados por resortes y se asientan dentro de una ranura en V en el eje en ambos modos. La fuerza del resorte es trasladada al émbolo en punta de bola y luego a la ranura del eje. La fuerza necesaria para mover el émbolo de la ranura es de 1 – 1.5 N (Timothy Sullivan, 2011).

Unas últimas consideraciones mecánicas para el terminal protésico, una relativa al diseño de la presa ya que el diseño para una presa de tipo VC debe ser más robusto que una presa VO debido a las fuerzas ejercidas por el usuario, por lo que es usada una presa de tipo VC de la marca TRS-style hand. Ver “Fig. 17”. La otra consideración mecánica está relacionada con una falla en la longitud del cable, un ajuste que el usuario realiza con dificultad con una sola mano y requiere la remoción del arnés. El problema fue fácilmente resuelto por medio de un dispositivo de agarre

que puede regular la longitud de la cuerda con una sola mano. Ver “Fig 16” (Timothy Sullivan, 2011).



**Figura 17.** Gancho protesico TRS-style hand



**Figura 16.** Dispositivo de agarre de regulación de longitud de la cuerda

El terminal protésico presenta algunos problemas, entre ellos el incremento de peso debido al conjunto de engranajes a pesar de que este hecho de titanio, metal caracterizado por ser ligero y resistente. El otro problema relativo a una pérdida de energía en la transmisión de 12% en VC y de 9% en VO (Timothy Sullivan, 2011).

**Imágenes tomadas de** (Timothy Sullivan, 2011)

#### ***2.1.2.4 DELFT CYLINDER HAND 11 DE JUNIO DE 2013***

El terminal protésico emplea un sistema hidráulico para la subactuación, se realizaron pruebas en dos diseños de dedos, uno operado con cables y otro operado con fluidos hidráulicos. El dedo operado por cable requirió 35% más energía en el movimiento del dedo y 75% más energía en un agarre de 30 N que el dedo operado hidráulicamente. Las pruebas realizadas demostraron que el método ofrece una mayor eficiencia energética. Además del test mecánico, el terminal protésico

fue probado por un grupo de sujetos sin amputación con dos métodos diferentes: el tests “Box and blocks” para probar la destreza motora gruesa y “Nine whole peg mass” para probar la destreza motora fina. Los resultados fueron muy cercanos a los ofrecidos por las prótesis de mano de señales electromiografías, con la diferencia de que este terminal protésico pesa 68% menos que la prótesis eléctrica más ligera del mercado y 55% menos que la prótesis de energía corpórea de tamaño similar (Smit, 2013).

**Descripción del mecanismo:** el diseño mecánico de esta propuesta parte del estudio comparativo entre dos métodos de transmisión de energía para la activación de dedos en terminales protésicos; transmisión por cable y polea y transmisión hidráulica.

Cada dedo excepto el pulgar fue diseñado persiguiendo los siguientes parámetros de diseño:

- Deben ser capaces de alcanzar un apriete de 30 N.
- El radio de torque entre las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángica proximal debe ser alrededor de 0.5, para lograr un apriete estable.
- Deben contar con dimensiones antropomórficas (ajustarse en un guante cosmético tamaño  $7\frac{1}{2}$ ).
- Deben contar con una masa máxima de 25 gramos de modo que la masa total de los 4 dedos sea de 100 gramos.
- Rango de movimiento en la articulación metacarpofalángica de 0-90°.
- Rango de movimiento en la articulación interfalángica proximal de 0-90°.
- Articulación interfalángica distal fija a un Angulo de 15°.

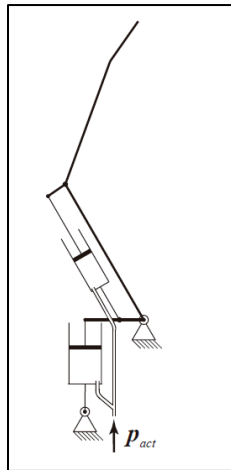
Resultando en el diseño que se muestra a continuación, ver “Fig. 18” (Smit, 2013).



**Figura 18.** Detalle del dedo actuado por pistones hidráulicos

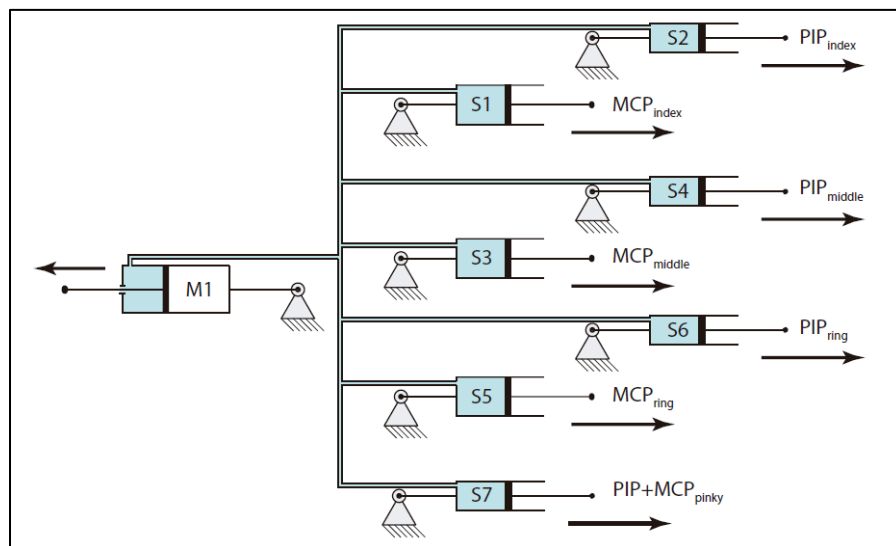
Los diámetros de los pistones fueron optimizados para soportar las más altas fuerzas de activación con las dimensiones requeridas para ajustarse a las falanges. Cada dedo cumple con una masa de 25 gramos. Fueron empleadas mangueras flexibles de nylon que soportan presiones de hasta 6MPa. El fluido empleado es agua. Después de la activación los dedos vuelven a su posición inicial gracias a resortes helicoidales lo que da a entender que el terminal protésico es de tipo VC. Fueron usados rodamientos cilíndricos de policloruro de vinilo. El diámetro del área transversal de en los dedos fue minimizado a 1.5 mm (Smit, 2013).

La transmisión de movimiento hidráulica a lo largo de los dedos puede ser mejor entendida con el siguiente esquema, Ver “Fig. 19” (Smit, 2013).



**Figura 19.** Esquema transmisión de movimiento hidráulico

Un cilindro maestro o bomba hidráulica bombea el fluido al interior del tubo de entrada, incrementando la presión de activación. Debido al incremento de presión los cilindros comienzan a aplicar torques a las falanges. El cilindro de la articulación metacarpofalángica puede moverse independientemente de la articulación interfalángica distal, mientras que esta última es subactuada por el movimiento del cilindro de la articulación metacarpofalángica. Ver “Fig. 20 (Smit, 2013).



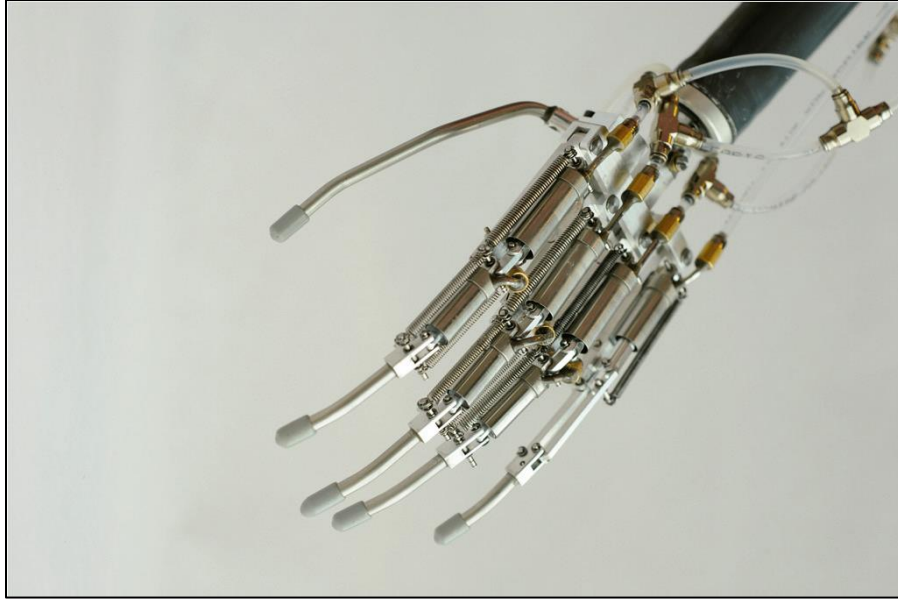
**Figura 20.** Esquema sistema hidráulico

El terminal protésico debe funcionar en condiciones húmedas y secas por lo que los materiales seleccionados para su manufactura son resistentes a la corrosión. En resumen el terminal protésico cuenta con 7 grados de libertad correspondientes a tres cilindros para las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos índice, medio y anular, tres cilindros para las articulaciones intermedias proximales de los dedos índice, medio y anular, y un último cilindro para la articulación metacarpofalángica del dedo meñique que emplea un sistema de cuatro barras para la articulación interfalángica proximal (Smit, 2013).

El método de activación es el método tradicional, por tracción de cuerda, así cuando el usuario realiza un movimiento corporal que cambie la posición del terminal protésico en el espacio, hala un cilindro maestro que distribuye el fluido a lo largo de una red de tubos y mangueras ejerciendo un subcontrol sobre los cilindros de los dedos produciendo el cierre de la mano. El terminal protésico tiene un pulgar pasivo oponible que puede ser ajustado con la mano sana del usuario (Smit, 2013).

Los dedos pueden ejercer un movimiento pasivo de aducción y abducción de  $\pm 8^\circ$ . La muñeca puede ejercer un movimiento pasivo de flexo extensión de  $\pm 10^\circ$ . El terminal protésico puede ser conectado a una muñeca estándar para permitir los movimientos pasivos de pronosupinación. Ver “Fig. 21” (Smit, 2013).





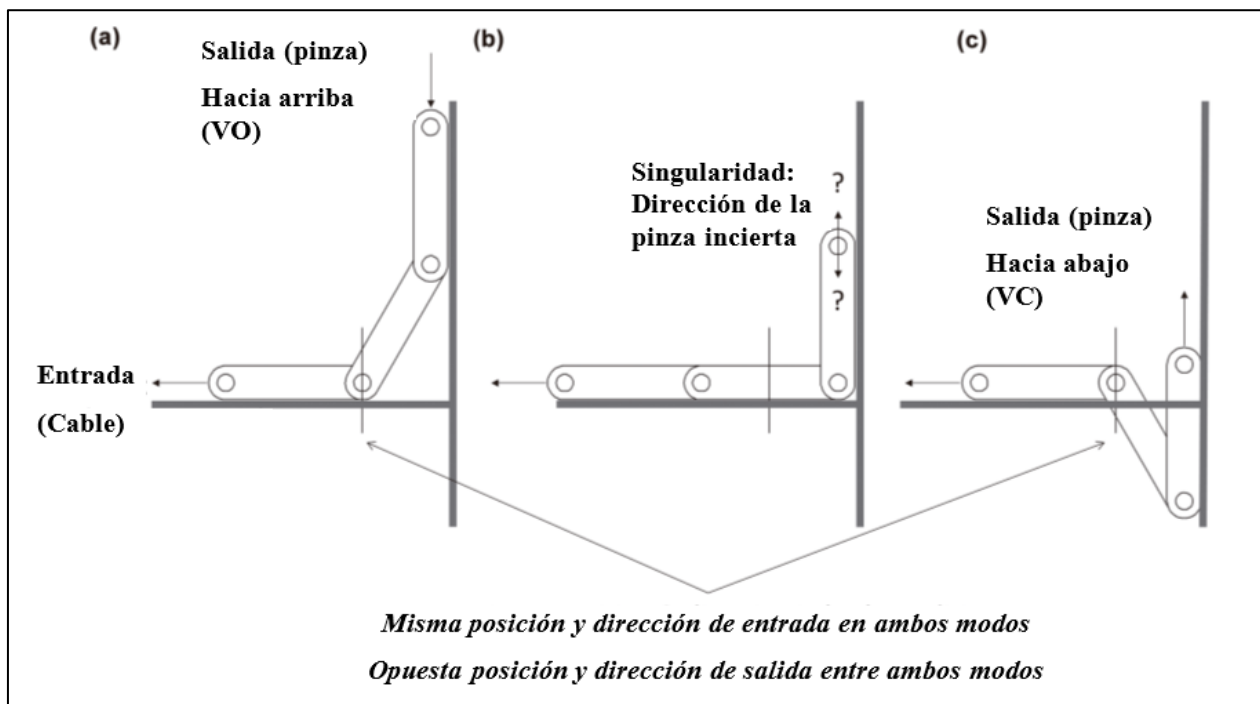
**Figura 21.** Imagen general del terminal protésico

**Imágenes tomadas de (Smit, 2013).**

**2.1.2.5 VOLUNTARY OPENING AND VOLUNTARY CLOSING PROSTHETIC  
TERMINAL DEVICE 10 DE NOVIEMBRE DE 2014**

En este estudio es desarrollado un terminal protésico que responde a los problemas planteados por su anterior versión, dentro de los cuales se contemplaron, mantener la misma posición del pulgar y la misma dirección del movimiento.

**Descripción del mecanismo:** el diseño parte del objetivo de buscar un mecanismo que provea una salida que cambie su posición inicial y dirección de movimiento manteniendo una entrada inicial y dirección de movimiento constantes. En respuesta al problema un sistema de dos barras interconectadas por una tercera es adoptado. En él, una barra de entrada que se mueve horizontalmente de izquierda a derecha, desplaza a la última barra en posición vertical de arriba abajo, creando sobre la segunda barra una singularidad. Ver “Fig. 22” (Jon W. Sensinger, 2015).

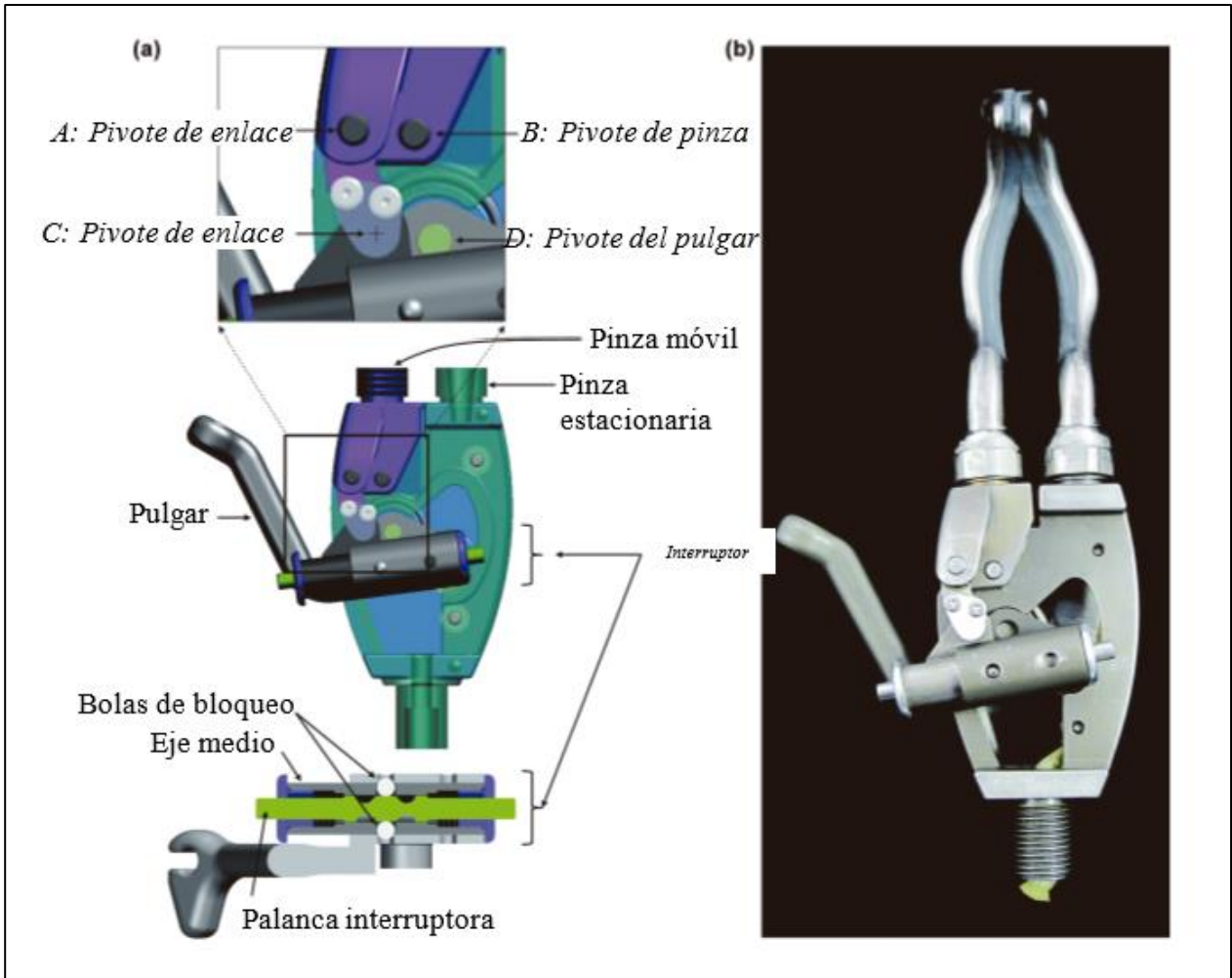


**Figura 22.** Esquema de operación de la singularidad

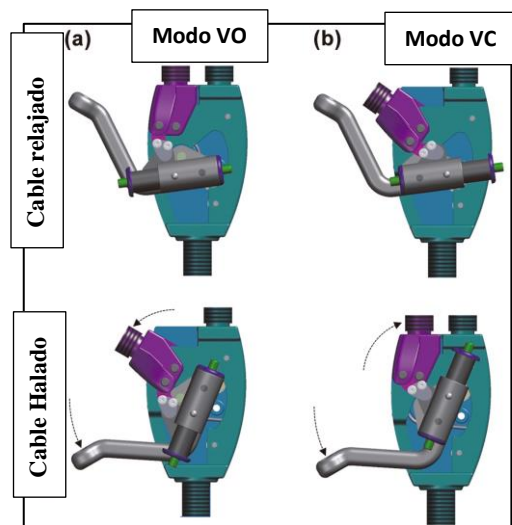
Para su funcionamiento es requerido un interruptor que guíe las barras durante la singularidad entre ambos modos. Con el objetivo de que el mecanismo del interruptor se mantenga en cada uno de los modos, se emplea un mecanismo similar de presión de botón y liberación rápida. Consiste en un juego de dos: uno mayor y externo que se mantiene unido a un punto de pivote en el pulgar y otro menor al interior del mayor que está unido a un punto de pivote de enlace. El cilindro interior es corredizo y cuando es desplazado genera la singularidad en el juego de barras. Al interior del cilindro menor se encuentra una palanca interruptora o vástago mecanizado que al ser desplazado permite el acceso de dos esferas.

Cuando las esferas se ajustan al relieve mecanizado del vástago permiten el desplazamiento del cilindro interno generando la singularidad en el conjunto de barras. El cilindro mayor cuenta con dos perforaciones separadas entre sí que funcionan como trabas mecánicas al momento que las esferas tienden a salir del sistema. Causando el bloqueo del mecanismo en el modo deseado. Ver “Fig. 23”. El mecanismo puede ser mejor entendido con la secuencia grafica de la “Fig. 24” (Jon W. Sensinger, 2015).

El terminal protésico cuenta con un resorte cuya función en cada modo es diferente. En el modo VO el resorte supe la fuerza de agarre, y en el modo VC el resorte devuelve la pinza a su posición inicial. Los materiales fueron escogidos teniendo en cuenta la resistencia a la corrosión, (Jon W. Sensinger, 2015).



**Figura 23.** Detalle del sistema mecánico de funcionamiento del terminal protésico



**Figura 24.** Detalle del funcionamiento del mecanismo del terminal protésico

El dispositivo fue puesto a prueba en Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP), una prueba de función de la mano que puede evaluar la efectividad de las prótesis de miembro superior. La evaluación fue realizada en 5 personas sin amputación y dos amputadas, presentando una mejoría de dos puntos sobre las pruebas realizadas con prótesis de un único modo. A pesar de que la fuerza de agarre ejercida en el modo VO es baja (6N), el dispositivo protésico tiene el potencial de mejorar la funcionalidad y reducir tanto el esfuerzo mental como el físico de los usuarios en las actividades de la vida diaria (Jon W. Sensinger, 2015).

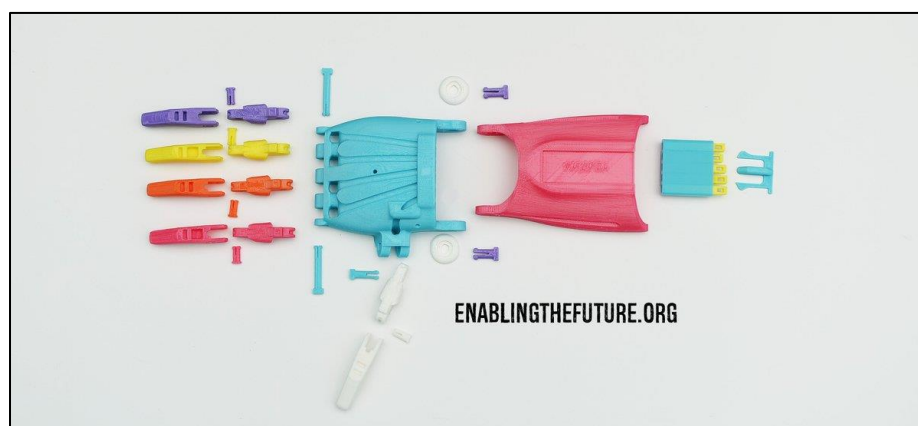
**Imágenes tomadas de** (Jon W. Sensinger, 2015)

### **2.1.3 OTRAS PRÓTESIS**

A partir del 2003 con la sofisticación de las impresoras 3D han surgido diferentes grupos sin ánimo de lucro como “Enabling the future” en los que son compartidos de manera abierta diseños de manos para impresión en 3D, poniendo a disposición una gran variedad de manos a miles de personas en diferentes partes del mundo. Es de notar que la mayoría de las prótesis emplean el mismo sistema de funcionamiento de cable – arnés y movimiento articular, por lo que sus principales innovaciones están dadas por la apariencia y diseños llamativos (Enabling the Future, 2018).

Estas prótesis han gozado de mucha popularidad por tres razones, en primer lugar por su bajo costo ya que basta con descargar el modelo digital en formato “.stl” e imprimirlo, lo que no representa una enorme inversión , el segundo aspecto tiene que ver con el peso, ya que al tratarse de plásticos como el PLA, su peso es mucho menor, como es el caso del modelo Cyborg Beast

“Fig. 25” que pesa 184 g, peso intermedio entre el gancho 10X y Dorrance, en última estancia esta la apariencia, pues gracias a la posibilidad de personalización de los diseños, se ha creado una tendencia alrededor de estas prótesis. Ver “Fig. 37”, (Jorge. Z, 2015).



**Figura25.** Prótesis impresa en 3D

**Imagen tomada de** (Enabling the Future, 2018)

## 2.2 AMPUTACIONES DE MIEMBRO SUPERIOR

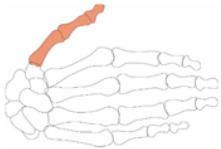

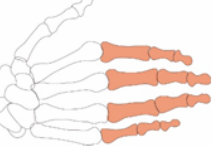
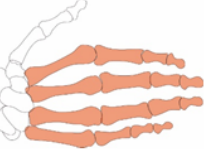
Al rededor del 8% de todas las amputaciones en Estados Unidos involucran amputaciones de miembro superior y 4.1% de todas esas amputaciones se dan al nivel transradial (Timothy R, 2002).

Según una encuesta (Diane J, 1996) realizada a un total de 1.065 individuos. 617 niños y 488 adultos, el nivel más común de amputación es transradial, de ese porcentaje 63% usan un terminal protésico de energía corpórea y el restante 37% emplea un terminal protésico de energía extra-corpórea.

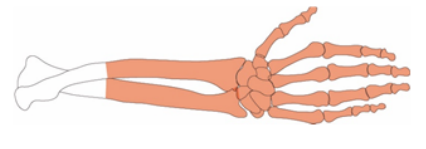
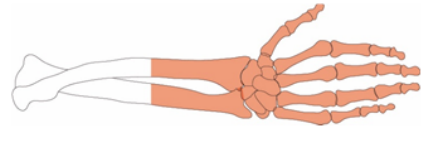
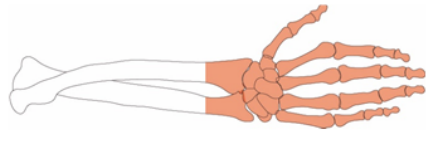
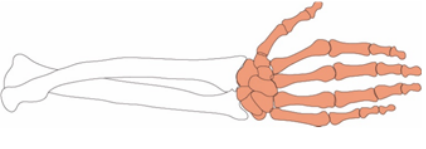
Esto indica que la demanda por dispositivos protésicos de miembro superior al nivel transradial es alta, y que los terminales protésicos de actuación corpórea son más populares que los terminales protésicos de actuación extra-corpórea.

### 2.2.1 NIVELES DE AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR

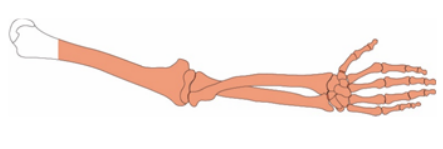
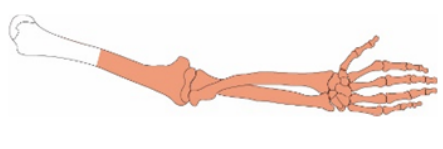
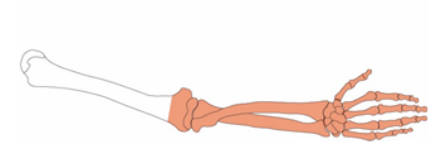
A continuación, son expuestos los niveles de amputación del miembro superior en 4 grupos principales: mano, antebrazo, brazo y hombro. Ver “tablas 3-6” (R. Viladot, 1994).

| Sección | Nivel                                   | Características   | Imagen  |
|---------|---|---|---|
| Mano    | Amputación del pulgar                   | Comprende las tres falanges del dedo pulgar. Su cualidad de oponerse a los demás dedos de la mano hace que aumente la funcionalidad de la mano por lo que es deseable mantener la mayor longitud posible. |    |
|         | Amputaciones de los dedos trifalángicos | Comprende las falanges distal, media y proximal.  |   |
|         | Amputaciones pluridigitales             | Comprende varios dedos de la mano a la vez. Es deseable tener la mayor cantidad de longitud para una efectiva recuperación de la funcionalidad.   |  |
|         | Amputaciones transmetacarpianas         | Comprende las falanges metacarpianas de la mano.  |  |

**Tabla 3.** Niveles de amputación y características de la mano

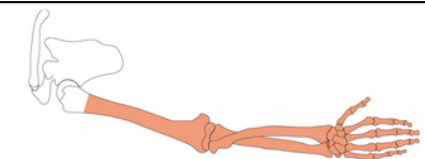
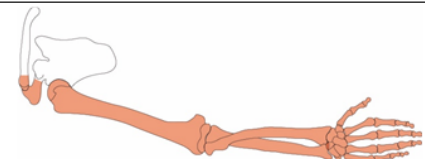
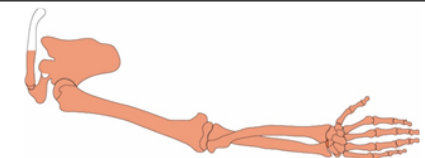
|           |                              |   |  |
|-----------|------------------------------|---|--|
| Antebrazo | Tercio proximal              | Primer tercio desde el codo. Proporciona un muñón corto y grueso.   |  |
|           | Tercio medio                 | Segundo tercio desde el codo, es el mejor nivel para realizar este tipo de intervenciones debido a que no es excesivamente grueso. El tejido celular subcutáneo proporciona un correcto almohadillado y se encuentra bien irrigado.   |  |
|           | Tercio distal                | Tercer tercio desde el codo. Se encuentra desprovisto de un buen almohadillado. La irrigación de la piel aquí es más deficitaria.   |  |
|           | Desarticulación de la muñeca | Comprende la totalidad de la mano hasta los huesos del carpo, durante muchos años fue aborrecida por cirujanos debido a la dificultad de proveer una prótesis al muñón remanente por la forma del mismo. Sin embargo debido a los nuevos materiales y la confección del equipamiento protético han disminuido este problema prefiriéndose esta amputación antes que una más |  |

**Tabla 4.** Niveles de amputación y características del antebrazo

|       |                                    |  |  |
|-------|------------------------------------|--|--|
| Brazo | Amputaciones en el tercio proximal | Primer tercio del humero desde el hombro.  |  |
|       | Amputaciones en el tercio medio    | Segundo tercio del humero desde el hombro.   |  |
|       | Amputaciones en el tercio distal   | Tercer tercio del humero desde el hombro. Los muñones de amputación demasiado largos suscitan dificultades para la cura protética y por ello deben evitarse. Por consiguiente conviene reseca el hueso más arriba de las eminencias. |  |

**Tabla 5.** Niveles de amputación y características del brazo



|        |  |  |  |
|--------|--|--|--|
| Hombro | Amputacion al nivel del cuello quirurgico del humero | Comprende desde el cuello del humero.                    |  |
|        | Desarticulacion del hombro                           | Extirpacion de la cabeza humeral y seccion del acromion. |  |
|        | Amputacion del cuarto delantero                      | Extirpacion de la cintura escapular.                     |  |

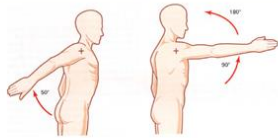
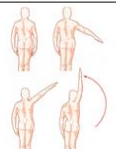
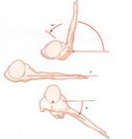
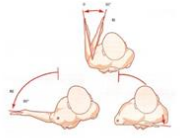
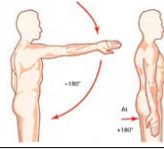
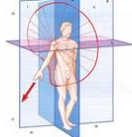
**Tabla 6.** Niveles de amputación y características del hombro

### 2.3 FISIOLÓGÍA ARTICULAR DE MIEMBRO SUPERIOR

En este apartado se realiza una revisión de la fisiología articular del miembro superior. Es decir, las funciones y mecanismos que funcionan en el miembro superior, los movimientos involucrados, su amplitud de movimiento y tipos de agarre de la mano (kapandji, 2006).

#### 2.3.1 MOVIMIENTOS, AMPLITUDES DE MOVIMIENTOS Y CARACTERÍSTICAS DE LAS ARTICULACIONES DE MIEMBRO SUPERIOR

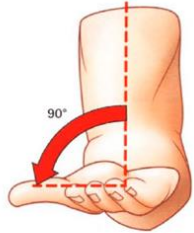
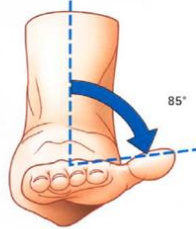
Según sus articulaciones: Hombro, codo, antebrazo y mano. Ver “tablas 7-10” (kapandji, 2006).

| Articulación | Grados de libertad | Características   | Movimientos                                 | Amplitud del movimiento                        | Imágenes  |
|--------------|--------------------|---|---|--|---|
| Hombro       | 3                  | El hombro es la articulación más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano, cuenta con tres grados de libertad permitiendo la orientación del miembro superior en los tres planos del espacio, tres ejes principales. | Eje transversal<br>Flexoextensión           | Hacia atrás 0 - 50°<br>Hacia adelante 0 - 180° |    |
|              |                    |   | Eje anteroposterior<br>Abducción - aducción | 0 - 180°                                       |    |
|              |                    |   | Eje vertical<br>Flexión - extensión         | Hacia adelante 0 - 140°<br>Hacia atrás 0 - 30° |    |
|              |                    |   | Rotación voluntaria                         | Hacia adentro 0 - 30°<br>Hacia afuera 0 - 80°  |    |
|              |                    |   | Rotación automática                         | 0 - 180°                                       |    |
|              |                    |   | Circunducción del hombro                    | 360°   |  |

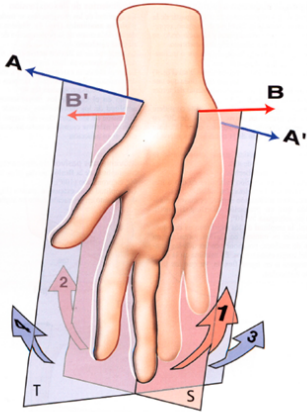
**Tabla 7.** Fisiología articular del hombro

|      |   |   |                |                 |   |
|------|---|---|----------------|-----------------|---|
| Codo | 1 | Anatómicamente el codo no contiene mas que una sola articulación. De hecho, solo hay una cavidad articular. | Flexoextensión | Activa 0 - 145° |  |
|      |   |   |                | Pasiva 0 - 160° |  |

**Tabla 8.** Fisiología articular del codo

|           |   |   |                 |                    |   |
|-----------|---|---|-----------------|--------------------|---|
| Antebrazo | 1 | <p>Es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal, requiere de dos articulaciones mecánicamente unidas:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-La articulación radiocubital proximal, que pertenece a la articulación del codo.</li> <li>-La articulación radiocubital distal.</li> </ul> <p>De esta manera la mano puede situarse en cualquier ángulo para agarrar o sostener un objeto. La pronosupinación solo puede analizarse con el codo flexionado a 90° y pegado al cuerpo, ya que si se mide de manera extendida, este se hallara como una prolongación del brazo por ende se añadirán los movimientos de rotación externa-interna del hombro.</p> <p>Cuando se asocian los movimientos de rotación de de la articulación del hombro, es decir el codo extendido, la amplitud total alcanza:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-360° cuando el miembro esta vertical a lo largo del tronco.</li> <li>-270° cuando el miembro superior está en abducción de 90°.</li> <li>-270° en flexión de 90°.</li> <li>-180° cuando el miembro superior esta vertical en máxima abducción, confirmando que la rotación</li> </ul> | Pronosupinación | Supinación 0 - 90° |  |
|           |   |   |                 | Pronación 0 - 85°  |  |

**Tabla 9.** Fisiología articular del antebrazo

|        |   |  |  |         |   |
|--------|---|--|--|---------|---|
| Muñeca | 2 | <p>La muñeca es la articulación distal del miembro superior puede orientar la mano en cualquier ángulo para agarrar o sujetar cualquier objeto.</p> <p>Su núcleo está compuesto por ocho pequeños huesos, su complejo articular comporta dos articulaciones incluidas en el mismo conjunto funcional con la articulación radiocubital distal:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- La articulación radiocarpiana.</li> <li>- La articulación mediocarpiana, que articula entre ellas las dos filas de los huesos del carpo.</li> </ul> <p>Los movimientos de la muñeca se efectúan en torno de dos ejes en su posición anatómica, es decir en máxima supinación:</p> <p>Se toman como referencia un eje AA' transversal, perteneciente al plano frontal en torno al que se realizan los movimientos de flexotensión en el plano sagital y un eje BB', anteroposterior, perteneciente al plano sagital entrono al que se efectúan los movimientos de aducción –abducción.</p> | Flexión<br>(la palma de la mano se aproxima a la cara anterior del antebrazo)          | 0 - 85° |  |
|        |   |  | Extensión<br>(la cara dorsal de la mano se aproxima a la cara posterior del antebrazo) | 0 - 85° |   |
|        |   |  | Aducción<br>(la mano se aproxima al eje del cuerpo)                                    | 0 - 45° |   |
|        |   |  | Abducción<br>(la mano se aleja del eje del cuerpo)                                     | 0 - 15° |   |

**Tabla 10.** Fisiología articular de la muñeca

**4 dedos principales**

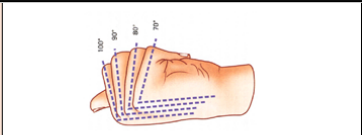
La mano humana puede ejecutar innumerables acciones gracias a su función principal, la prensión. La mano cumple tres funciones principales

- Representa la extremidad efectora del miembro superior que constituye su soporte logístico y le permite adoptar la posición más favorable para una acción determinada.
- Es una gran receptora sensorial, extremadamente sensible.
- Educa a la vista, controlando e interpretando informaciones, sin la mano la visión del mundo sería plana y sin relieve.

Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas

Movimientos de las articulaciones interfalángicas proximales y distales

**Flexión**  
0 - 90° para el dedo índice y aumenta de manera progresiva hasta el quinto dedo, desde 70° en el meñique.



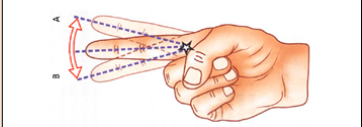
**Extensión activa**  
30 - 40°



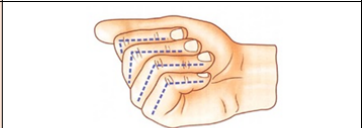
**Extensión pasiva**  
0 - 90°



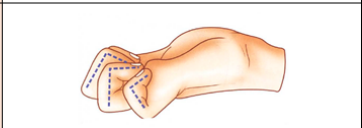
**Movimiento lateral del dedo índice**  
0 - 30°, posee la mayor amplitud de movimiento en sentido lateral.


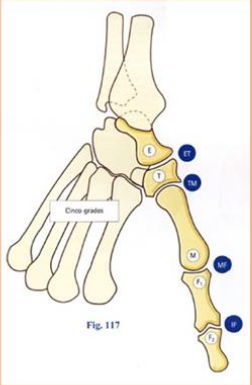









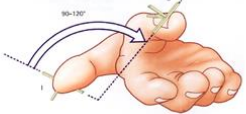


**Flexión en articulaciones proximales**  
Hasta 135° en el caso del dedo meñique.



**Flexión en articulaciones distales**  
Hasta 90° en el caso del dedo meñique.



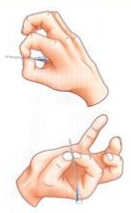






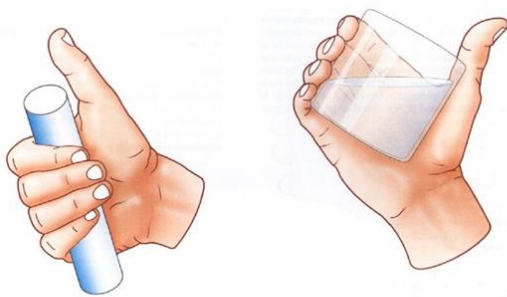


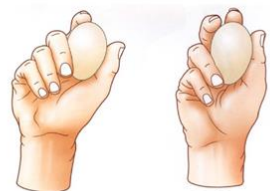

|      |   |  |   |   |   |
|------|---|--|---|---|---|
| Mano | 5 | <p><b>El pulgar</b></p> <p>El pulgar es indispensable para realizar las pinzas pulgo digitales con cada uno de los dedos restantes y también para la constitución de una presa de fuerza, su función es debida por una parte a su localización por delante tanto de la palama de la mano como de los otros dedos, el movimiento de oposición, dirigirse hacia los otros dedos de manera aislada o global, o separarse por el movimiento contra-oposición para relajar la presa.</p>  <p>Las articulaciones de la columna del pulgar son cuatro:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-La articulación trapezoescafoidea</li> <li>-La articulación trapezometacarpiana (dos grados de libertad)</li> <li>-La articulación metacarpofalángica (dos grados de libertad)</li> <li>-La articulación Interfalángica (Un grado de libertad)</li> </ul>  <p>Fig. 117</p> | Movimientos del pulgar  | Rotación axial<br>0 - 120°  |  |
|      |   | Movimientos de la articulación metacarpofalángica del pulgar   | Alineación<br>0°  |    |   |
|      |   | Movimientos de la articulación interfalángica del pulgar   | Flexión activa<br>60 – 70°, la flexión pasiva puede alcanzar 80° e incluso 90°.       |    |   |
|      |   |  | Flexión<br>activa de 75 a 80°, pasiva 90°.  |    |   |
|      |   | Oposición del pulgar   | Extensión<br>activa de 5 a 10°, hiperextensión pasiva hasta 30°.                      |    |   |
|      |   |  | Trayecto mayor  |  |   |
|      |   |  | Trayecto menor  |  |   |
|      |   |  | Anteposición  |  |   |
|      |   |  | Flexión   |  |   |
|      |   | Pronación  |  |   |   |

**Tabla 11. Fisiología articular de la mano**

**Imágenes tomadas de (kapandji, 2006)**

### 2.3.2 TIPOS DE PRENSIÓN DE LA MANO

Existen varios tipos de prensión que se clasifican en tres grandes grupos: presas, presas con gravedad, presas con acción. Ver “tablas 9-11” (kapandji, 2006).

| Preensión+B2:H8816B2:H12   |   |   |  |  |   |   |
|--|---|---|--|--|---|---|
| Presas o pinzas digitales  |   |   |  |  |   |   |
| Presas bidigitales   |   |   | Presas pluridigitales  |  |   |   |
| Presas por oposición terminal o termino pulpejo                                      | La prensión por oposición subterminal o del pulpejo                               | La presa por oposición subterminolateral o pulpolateral                           | Presión interdigital laterolateral   | Presas tridigitales  | Presas tetradigitales   | Presas pentadigitales   |
|     |  |  |     |  |    |  |
| Preensión digitopalmar   |   |   | Presas palmares  |  |   |   |
|    |   |   | La prensión palmar con la totalidad de la mano o la totalidad de la palma            |  |   |   |
|  |   |   |   |  |   |   |
|  |   |   | Presas palmar cilíndrica   |  | Presas palmar esférica  |   |
|  |   |   |  |  |  |   |
| Presas centradas   |   |   |  |  |   |   |
|  |   |   |  |  |   |   |

**Tabla 12. Presas**



**Tabla 13. Presas con gravedad**



**Tabla 14. Presas con acción**

**Imágenes tomadas de (kapandji, 2006)**

## **2.4 PROTÉSIS DE MIEMBRO SUPERIOR**

Las prótesis de miembro superior pueden categorizarse de varias maneras; según el nivel de amputación: desarticulaciones, transhumerales, transradiales, parciales de mano, etc. Según la función, si son pasivas “cosméticas” o activas “funcionales”. Y según la fuente de energía que utilizan, de actuación corpórea (Mecánicas) o de actuación extra – corpórea (Eléctricas), e híbridas. Como se expresa en el problema, la prótesis de mano que se quiere diseñar se ajusta a la categoría de prótesis de actuación corpórea, mecánicas o de energía corpórea, por lo que los referentes conceptuales consultados son aquellos relacionados a este tipo de terminales protésicos (Santiago, 2012).

### **2.4.1 PROTÉSIS DE MIEMBRO SUPERIOR DE ENERGIA CORPOREA**

El primer diseño de prótesis de miembro superior de energía corpórea fue patentado por William Selpho su principio de operación consiste en la tracción de un sistema de cables unido en uno de sus extremos a un arnés o anclaje en el hombro y en el otro a un terminal protésico de agarre. El control del cable es realizado por medio de los movimientos de extensión y flexión del brazo y la abducción escapular (U.S. Patente nº 18.021, 1857). En 1912 David Dorrance invento el gancho de agarre, el terminal protésico de agarre más popular debido a su utilidad y sencillez (U.S. Patente nº 1.042.413, 1912).

### **2.4.2 TIPO DE AGARRE: CIERRE VOLUNTARIO VS APERTURA VOLUNTARIA**

Este tipo de terminales protésicos son usualmente operados por cables y resortes. Pueden presentarse en dos estados diferentes; con una postura natural cerrada, esto quiere decir que la fuerza ejercida por el arnés resultara en una apertura voluntaria de la prótesis (Voluntary Opening VO). O con una postura natural abierta, queriendo decir que la fuerza ejercida por el arnés resultara en el cierre voluntario de la prótesis (Voluntary Closing VC). Este último estado más parecido al



estado natural de una mano humana requiere apenas la fuerza suficiente por parte del usuario para sostener el objeto de la dimensión que se desea, en cambio si hablamos de VO la prótesis mantiene una fuerza continua de cierre ejercida por una liga o resorte, con lo que el usuario deberá superar esa fuerza para abrir la prótesis la amplitud que desee (C. Tapia, 2017).

Ambas opciones presentan ventajas y desventajas. En el caso de VO, su ventaja es que al cerrar el dispositivo alrededor de un objeto la fuerza es recargada en el resorte y el usuario puede descansar, sin embargo, esto trae una desventaja ya que la fuerza está limitada por la capacidad del resorte. En los dispositivos protésicos VC, la ventaja es que el usuario tiene un total control de la fuerza de agarre, pero dar todo el control de la fuerza al usuario implica que puede generar fatiga para tareas repetitivas (K. Berning, 2014).

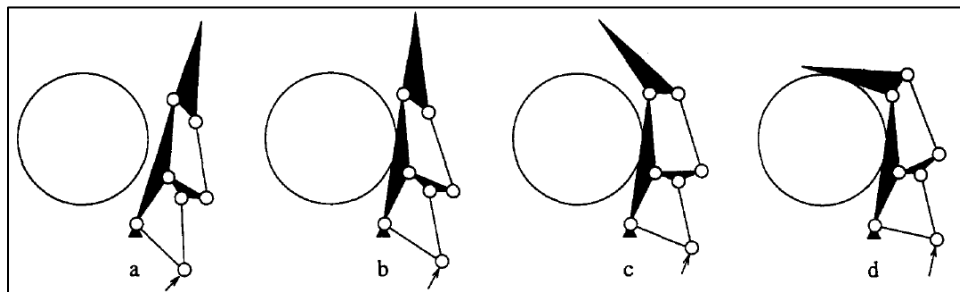
### **2.4.3 AGARRE ADAPTATIVO Y SUBACTUACIÓN**

Los terminales protésicos de actuación corpórea han sido por lo general terminales con agarre simple, sin embargo, hay situaciones cotidianas en las que conviene contar con un agarre que se adapte a la forma de diferentes objetos como es el caso de diferentes tipos de presas palmares, esto sin duda es ventajoso ya que abre el abanico de posibilidades de agarre además de que da una apariencia más natural (T. Laliberté, 1998).

Una estrategia para conseguir este objetivo consiste en la subactuación del sistema, se dice que un mecanismo es subactuado cuando el número de actuadores es menor que el número de grados de libertad. Así un mecanismo con “ $n$ ” grados de libertad y numero “ $a$ ” de actuadores es subactuado solo si  $n > a$ , de tal manera su grado de subactuación estará definido como  $(n - a)$  (T. Laliberté, 1998).

En el caso de los dedos mecánicos la subactuación se aplica cuando estos consiguen adaptarse a la forma del objeto aun cuando cada uno de estos con diferentes grados de libertad es controlado por un número reducido de actuadores (T. Laliberté, 1998).

Por ejemplo, en la “Fig. 37” se observa la secuencia de cierre de un dedo subactuado de dos grados de libertad, como se puede observar el dedo es actuado por la barra inferior, así el valor para “ $n$ ” es 2 y el valor para “ $a$ ” es 1, con lo que se infiere que este un sistema subactuado de grado 1 (T. Laliberté, 1998).



**Figura 26.** Secuencia de cierre de un dedo subactuado

Como se verá más adelante varios dedos subactuados han sido propuestos en la literatura, algunos están basados en mecanismos de barras rígidas, otros basados en mecanismos de tendones e incluso pistones hidráulicos (T. Laliberté, 1998).

**Imágenes tomadas de** (T. Laliberté, 1998)

### **3. METODOLOGIA**

El tipo de investigación se corresponde con la investigación aplicada. Dicha metodología es entendida como “la utilización de los conocimientos en la práctica, para aplicarlos en provecho de los grupos que participan en esos procesos y en la sociedad en general, además del bagaje de nuevos conocimientos que enriquecen la disciplina.” (Martinez, 2004). Así mismo, emplea los conocimientos de la investigación básica que “se ocupa del objeto de estudio sin considerar una aplicación inmediata” (Cívicos, 2004).

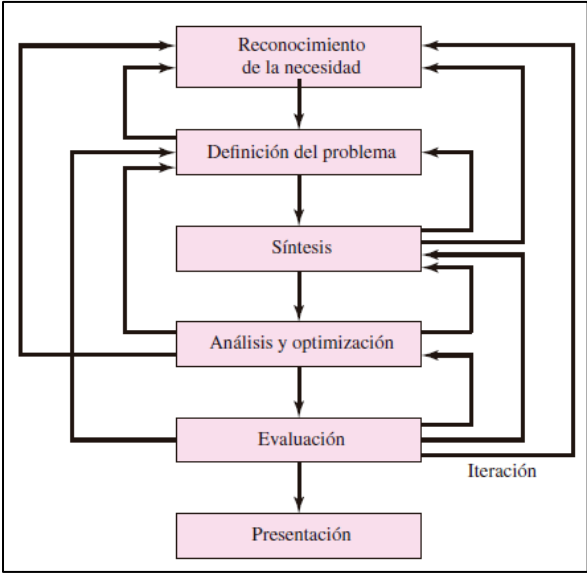
#### **3.1 METODO DE DISEÑO**

El proceso de diseño también llamado de proyección, es un proceso cognitivo que permite, agrupar diferentes variables implicadas en el problema a atender y configurar una o varias posibles soluciones. El orden del proceso obedece tanto a una ruta de acción como a una metodología de ejecución que garantizan la obtención de un resultado concreto y coordinado a diferencia de uno aleatorio.

En el caso del diseño mecánico, los problemas en su mayoría requieren respuestas de productos físicos reales que deben ser funcionales, seguros, confiables y útiles, de manera que puedan fabricarse y comercializarse. El proceso se constituye como un proceso iterativo e innovador (Richard G. Budynas, 2008).

Para el diseño del terminal protésico se seguirá la metodología de “Shigley 2008 metodología” que consta de diversas fases. Ver “Fig. 27”. Desde la fase del reconocimiento de la necesidad hasta la fase de evaluación, el proceso de diseño es iterativo, esto quiere decir, que de ser requerido por el diseño podrán repetirse y volver a fases anteriores teniendo en cuenta nuevas informaciones adquiridas durante el proceso de diseño. La metodología sugiere procesos interactivos según los

requerimientos que poco a poco el diseño valla exigiendo. A continuación, se realizará el diseño basado en la metodología fase por fase (Richard G. Budynas, 2008).



**Figura 27.** Esquema metodología de diseño de Shigley. Imagen tomada de (Richard G. Budynas, 2008)

## **4. DISEÑO DEL DISPOSITIVO PROTESICO**

### **4.1 IDENTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD**

En esta fase se hace evidente una circunstancia adversa o particular o un conjunto de situaciones aleatorias que confluyen simultáneamente y que representan incomodidad o inquietud en ciertos procesos (Richard G. Budynas, 2008).

El uso de un dispositivo protésico es uno de los últimos pasos para la reparación de personas que han sufrido la amputación de sus extremidades superiores y con el que se espera que dichas personas puedan tener un mejor desempeño en las actividades de la vida diaria. Muchas de estas actividades implican el uso constante de las manos. A pesar de que los esfuerzos no son suficientes, de que no es una tarea sencilla, de las múltiples dificultades que representa replicar un órgano tan sofisticado como la mano en apariencia y función, el diseño de prótesis de miembro superior se encuentra en constante desarrollo.

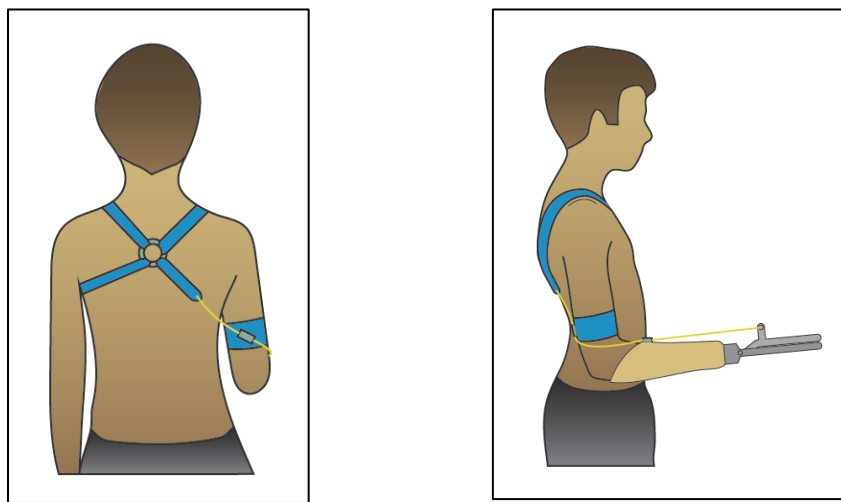
### **4.2 DEFINICION DEL PROBLEMA**

Esta fase se enfoca en concretar las especificidades del objeto que va a diseñarse, tales como: las cantidades de entrada y de salida, las dimensiones del espacio que el objeto debe ocupar y sus limitaciones. Todas estas especificaciones traen consigo restricciones, todo aquello que restrinja la libertad de elección del diseñador (Richard G. Budynas, 2008).

En la actualidad la mayoría de los usuarios con amputación de miembro superior usan prótesis de actuación corpórea, incluso con los avances que han presentado las prótesis de actuación extra-corpórea. Esto se debe a que las prótesis de actuación corpórea requieren poco mantenimiento, no necesitan una fuente de energía externa y son capaces de realizar un sin número de tareas cotidianas

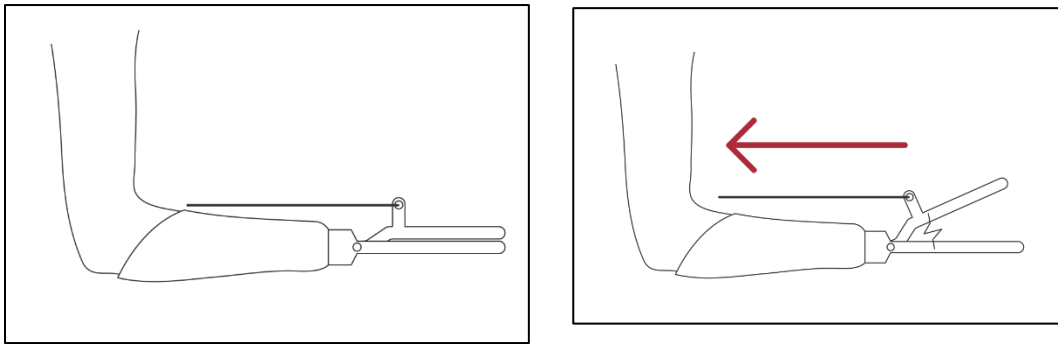
que requieren motricidad fina (trabajos de destreza) y motricidad gruesa (trabajos pesados), sin mencionar que sus costos aún son demasiado elevados (Diane J, 1996).

En los sistemas de actuación corpórea (BP) la fuerza es transmitida por medio de un cable que en uno de sus extremos es anclado al hombro del mismo miembro o del miembro opuesto y en el otro extremo a una palanca o pistón maestro que activa el terminal protésico. Ver “Fig. 28” (Craig, 1955).



**Figura 28.** Sistema de actuación corpórea, izquierda vista posterior, derecha vista lateral

En una posición inicial del miembro, la cuerda se mantiene en equilibrio sin generar ningún tipo de tensión. Cuando el miembro cambia de posición en el espacio desplaza el terminal protésico es decir el punto de pivote de la palanca o el pistón. Es esta diferencia entre la longitud de la cuerda con respecto a la longitud del miembro en diferentes posiciones lo que genera la tracción de la cuerda. Ver “Fig. 29” (Craig, 1955).



**Figura 29.** Esquema de accionamiento de terminal protésico. Izquierda cuerda relajada, derecha cuerda traccionada

Este cambio de posición del terminal protésico relativo a la cuerda puede ser conseguido por medio de diferentes movimientos y sus combinaciones dependiendo del nivel de amputación que tenga el paciente.

#### **Amputaciones por debajo del codo**

- Abducción escapular (Hombro)
- Flexo – extensión del eje vertical hacia adelante (Hombro)
- Flexo – extensión del eje transversal hacia adelante (Hombro)
- Flexo – extensión (Codo)

#### **Amputaciones por debajo del hombro**

- Abducción escapular (Hombro)
- Flexo – extensión del eje vertical hacia adelante (Hombro)
- Flexo – extensión del eje transversal hacia adelante (Hombro)

## **Desmembramiento de hombro**

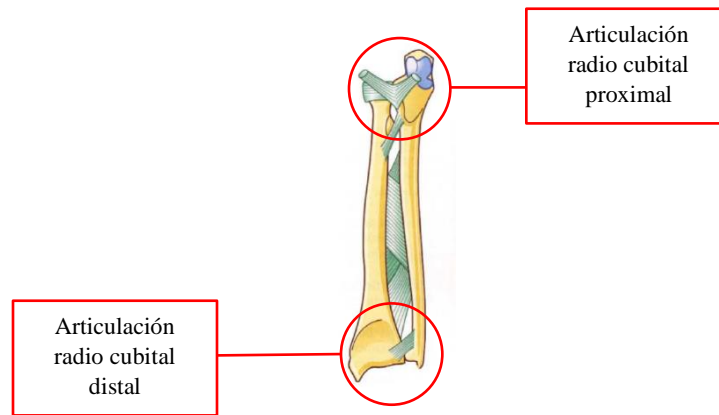
- Abducción escapular (Hombro)
- Flexo – extensión del eje vertical hacia adelante (Hombro)

Es de notar la directa relación entre los movimientos en su totalidad de flexo – extensión y el cambio de posición en el espacio del extremo del miembro. A mayor cantidad de articulaciones involucradas en el movimiento del miembro superior mayor el cambio de posición alcanzado por el punto distante del miembro y por ende mayor tracción es generada, debido a que también hay más músculos involucrados.

Sin embargo, también es evidente que entre mayor sea el número de movimientos para actuar el dispositivo se verá más restringido para realizar diferentes alcances. Dependiendo de movimientos tan anteriores a la sección amputada es innecesario en pacientes con nivel de amputación a nivel transradial teniendo en cuenta que estos no son los únicos movimientos que un miembro amputado a ese nivel puede alcanzar, como lo es la pronosupinación.

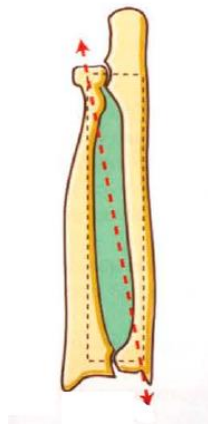
La pronosupinación es un movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal. Este movimiento es asistido por dos articulaciones mecánicamente unidas: la articulación radio cubital proximal (perteneciente al codo) y la articulación radio cubital distal. Ver “Fig. 30” (Kapandji, 2006).





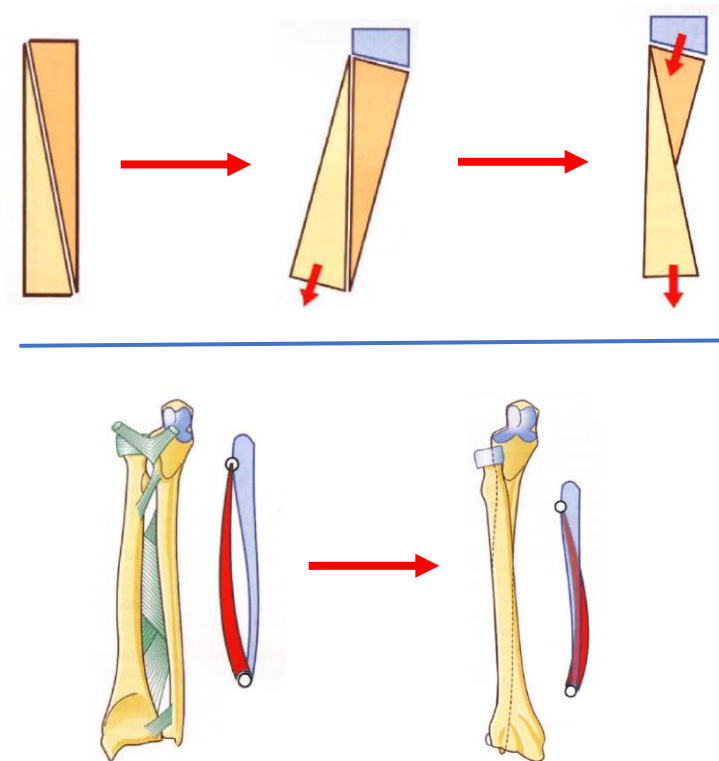
**Figura 30.** Articulaciones mecánicas del antebrazo

El movimiento se consigue gracias a la disposición de los huesos cubito y radio que conforma un marco rectangular dividido por una diagonal oblicua hacia abajo y hacia dentro que lo divide en dos partes. Ver "Fig. 31" (kapandji, 2006).



**Figura 31.** Diagonal del marco radio cubital

Una interna correspondiente al cubito, otra externa correspondiente al radio. La diagonal funciona como una bisagra que permite a la parte externa pivotar hacia delante 180°. Ambos huesos están unidos por la membrana interósea que se pliega para posicionar el cubito sobre el radio. Ver "Fig. 32" (kapandji, 2006).

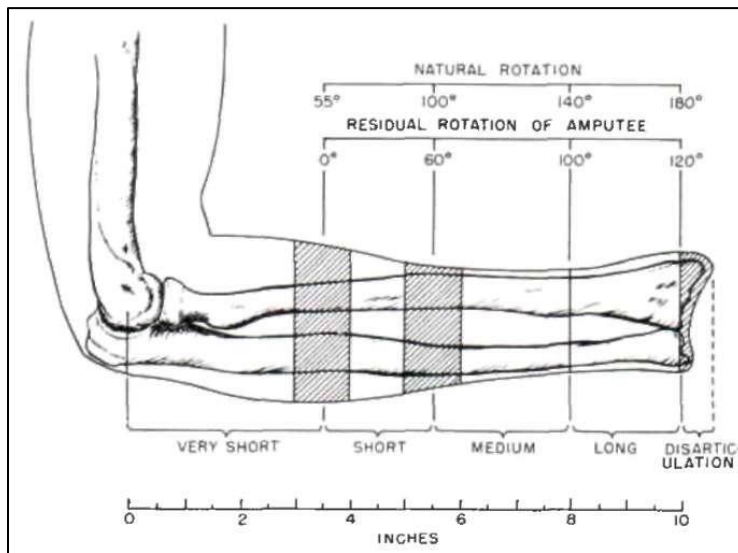


**Figura 32.** Esquema de movimiento tipo bisagra del marco radio cubital

Este movimiento es de gran relevancia para realizar tareas tan esenciales como la de llevar los alimentos a la boca y alcanzar diferentes partes del cuerpo (kapandji, 2006).

El movimiento de la pronosupinación tiene una amplitud aproximada de  $180^\circ$ , sin embargo, esto solo se cumple teniendo en cuenta la total integridad del miembro. En “Human limbs and their substitutes” se puede apreciar que la amplitud del movimiento de pronosupinación se ve alterada cuando la longitud del miembro disminuye llegando a ser nula en un nivel de amputación de antebrazo del tercio proximal. Es importante tener esto en cuenta ya que para el diseño de un terminal protésico que tenga como fuente de entrada el movimiento de pronosupinación se requiere la mayor amplitud de movimiento siendo lo deseable un nivel de amputación de desarticulación de

muñeca (120° aproximadamente) y aceptable un nivel de amputación del tercio distal del antebrazo (100° aproximadamente). Ver “Fig. 33” (Paul Klopsteg, 1954).



**Figura 33.** Comparación de ángulos de rotación en miembro superior sano y miembro superior amputado. Imagen tomada de (Paul Klopsteg, 1954).

Debe tenerse en cuenta que el movimiento de pronosupinación no sería posible sin un punto de referencia sobre el cual rotar, en este caso la articulación radio cubital proximal (kapandji, 2006). Este aspecto es importante al momento de diseñar el terminal protésico teniendo en cuenta que la transferencia del movimiento a un dispositivo deberá contar con un punto de referencia estático sobre el cual rotar. Según (Ricardo G Vanegas J, 2007), la fuerza máxima promedio ejercida por el movimiento de la pronosupinación es de aproximadamente 0.7 Nm, el valor de actuación del dispositivo protesico debe ser menor.

### **4.2.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO**

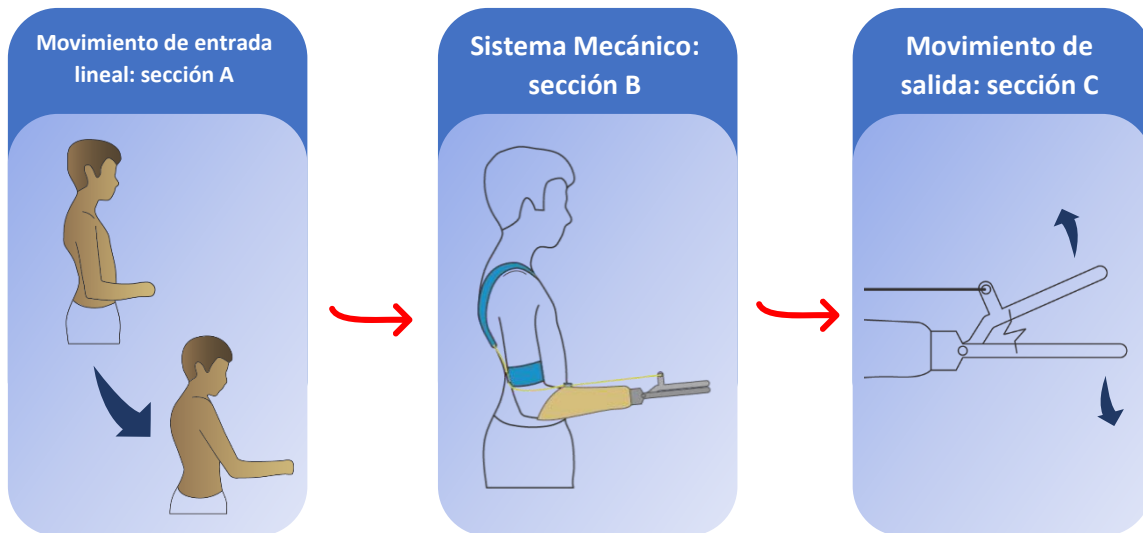
En respuesta a la definición del problema se obtuvieron los siguientes requerimientos de diseño:

- La actuación debe provenir de una fuente de energía corpórea, por medio de la pronosupinación.
- El nivel de amputación al que el terminal protésico se dirige debe ser entre el tercio distal del antebrazo y desmembramiento de muñeca.
- El tipo de agarre del terminal protésico debe ser de cierre voluntario (VC).
- El dispositivo protesico debe ser penta-digital.
- El torque de actuación debe ser menor a 0.7 Nm.
- El dispositivo protesico debe contar con un sistema de bloqueo para evitar la fatiga del antebrazo.

### **4.3 SÍNTESIS**

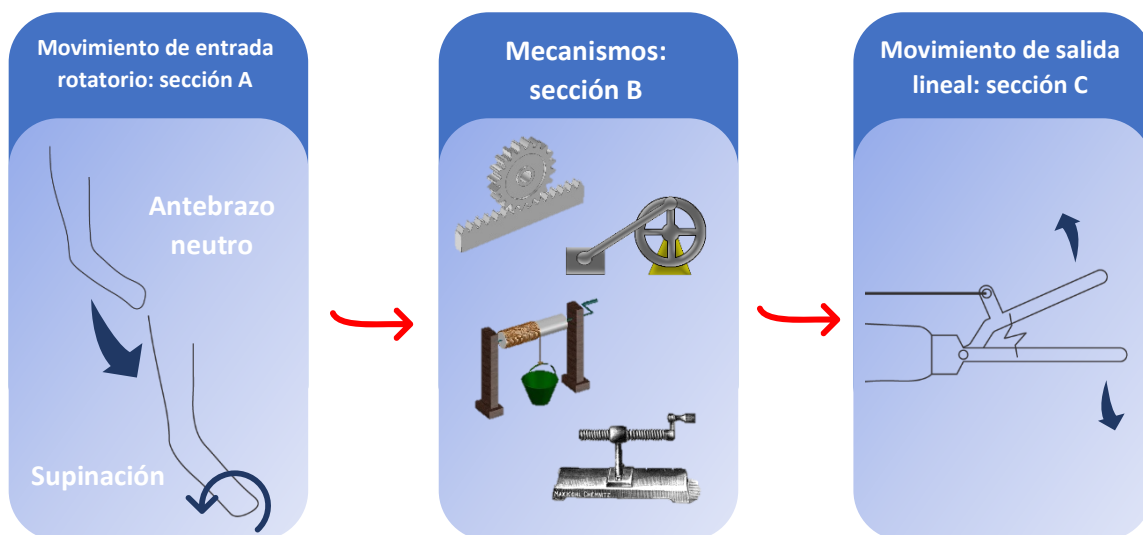
En esta fase deben proponerse, investigarse y cuantificarse varios esquemas. A medida que estos esquemas son desarrollados se realizan análisis para evaluar su desempeño. Los esquemas que no superan la evaluación son revisados con la finalidad de mejorarlos o descartarlos. Aquellos que demuestran mejores resultados se optimizan para obtener el mejor desempeño. Los resultados obtenidos en la evaluación de cada esquema seleccionado se comparan de tal modo que se pueda elegir el de mejor desempeño (kapandji, 2006).

En los terminales protésicos convencionales el movimiento de entrada es lineal, así como el movimiento de salida. Sin embargo, este último cambia en su dirección por medio de un sistema mecánico, lo anterior se puede apreciar mejor en la “Fig. 34”.



**Figura 34.** Esquema de movimientos de entrada y de salida terminal de prótesis convencionales

Un terminal protésico que se accione por medio de la pronosupinación deberá contemplar un movimiento de entrada rotacional y eventualmente como movimiento de salida un movimiento lineal. Mecanismos como: el piñón-cremallera, la leva excéntrica, el torno, la tuerca-husillo y el husillo piñón, son los más comunes empleados en la transformación de un movimiento rotatorio a movimiento lineal. Ver “Fig. 35”.



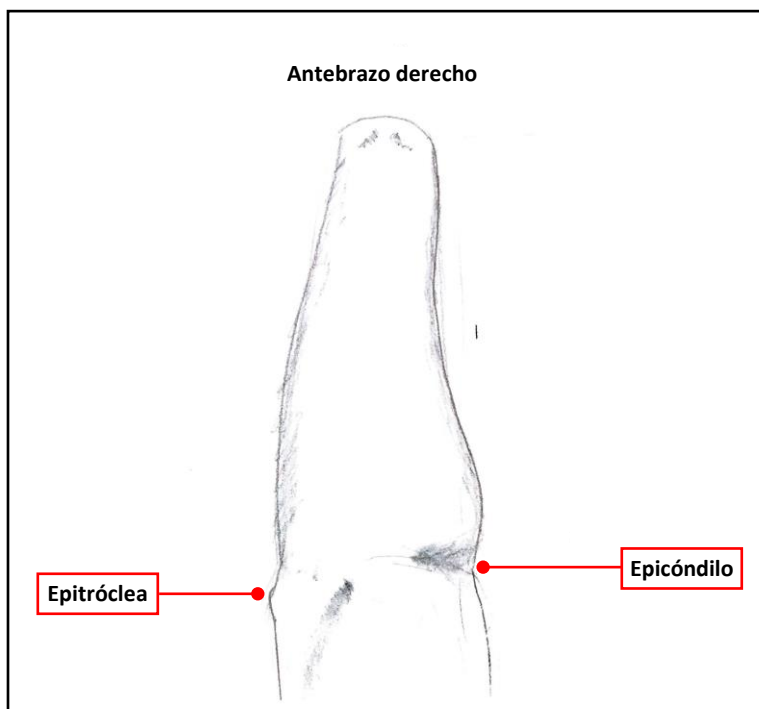
**Figura 35.** Esquema de movimientos de entrada y de salida terminal protesico accionado con pronosupinacion

### **4.3.1 BOCETOS Y POSIBLES SOLUCIONES**

El diseño del dispositivo se realizará en tres secciones. La sección de entrada “A” que determinará el punto de referencia en torno al que se realizara el movimiento de pronosupinación y ajustará la prótesis al brazo (socket), la sección “B” que recibirá el movimiento angular de la pronosupinación y lo transformara en un movimiento lineal y la sección de salida “C” que entregara el movimiento lineal de salida generando la presión.

#### **4.3.1.1 SECCION: A ENTRADA**

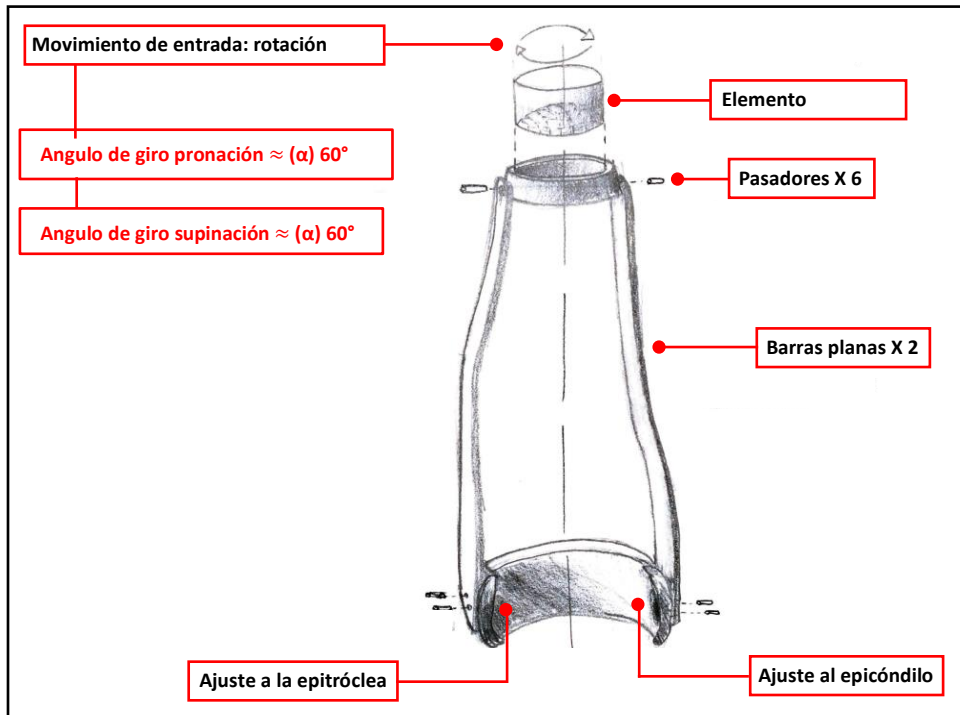
El marco radio cubital alojado en el brazo, es el responsable por el movimiento de pronosupinación. Las eminencias de la articulación radio cubital proximal son de gran importancia para un posible ajuste del socket al antebrazo. Ver “Fig. 36”.



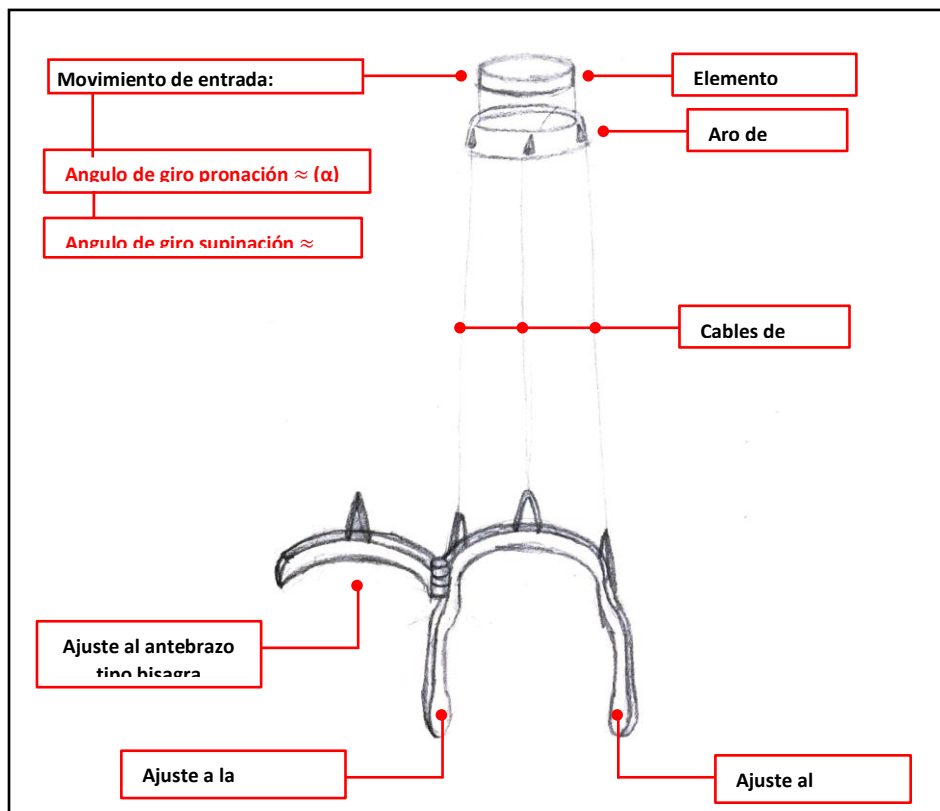
**Figura 36.** Antebrazo derecho con las eminencias de los huesos cubito y radio

Las eminencias de la articulación radio cubital son el punto de partida para el diseño del “socket” o “sección de entrada” debido a que como se expuso anteriormente, la articulación radio cubital proximal es el punto de referencia respecto al que el cubito hace el pliegue sobre el radio. La articulación radio cubital cumplirá dos funciones en el diseño: proveer soporte del socket al miembro superior y como punto de referencia fijo para entregar el movimiento rotacional de entrada.

En las “Figuras 37 y 38” se proponen diseños para la sección de entrada. El primer elemento un semi aro que deberá proveer ajustes a las eminencias epitroclea y epicóndilo, está unido por medio de elementos de unión mecánica a dos barras planas o chapas formadas al contorno del antebrazo que en sus otros extremos soportan un aro por medio de elementos de unión mecánica también. Al interior del aro se sitúa un elemento cilíndrico capaz de girar. El elemento cilíndrico en su cara inferior es cóncavo, con la forma específica del muñón del paciente, con el fin de que el muñón se ajuste adecuadamente y realice una transmisión óptima del movimiento. Luego, el elemento cilíndrico entregara el movimiento de entrada al mecanismo de transición.



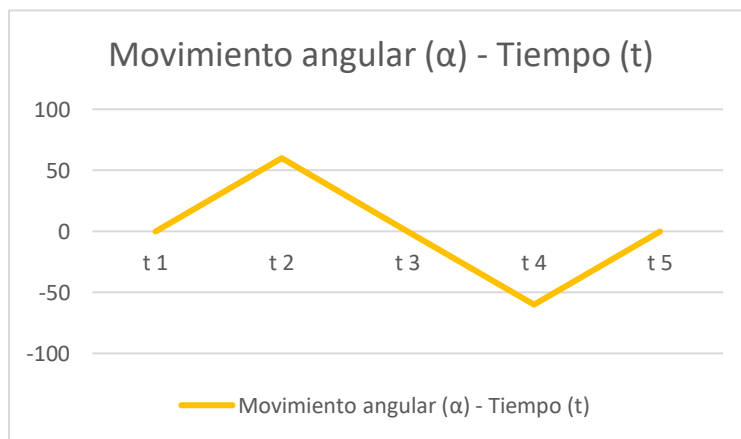
**Figura 37.** Boceto de propuesta para la sección de entrada del terminal protésico





**Figura 38.** Boceto de segunda propuesta para la sección de entrada del terminal protésico

El movimiento completo de la pronación a la supinación puede ser observado en la gráfica “movimiento angular ( $\alpha$ ) – tiempo (t)”. Ver “Fig. 39”, el movimiento se realiza en 5 posiciones: en la primera posición el antebrazo permanece en estado neutro es decir en ángulo  $0^\circ$ , la posición dos correspondiente al movimiento de pronación con una amplitud de movimiento de  $60^\circ$ , en la tercera posición el antebrazo vuelve al estado neutro  $0^\circ$ , en la cuarta posición el antebrazo realiza la supinación con una amplitud de movimiento de  $-60^\circ$ , para luego volver a  $0^\circ$  en la quinta posición.

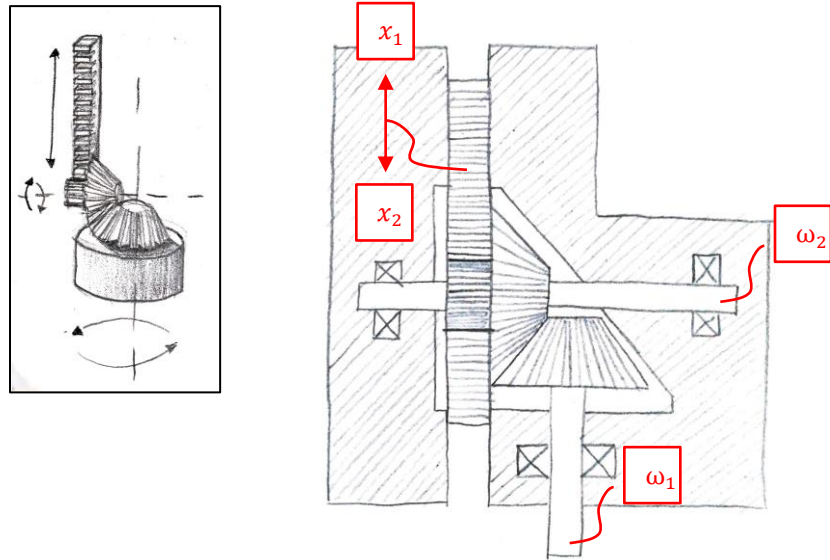


**Figura 39.** Movimiento angular ( $\alpha$ ) – tiempo (t), sección A

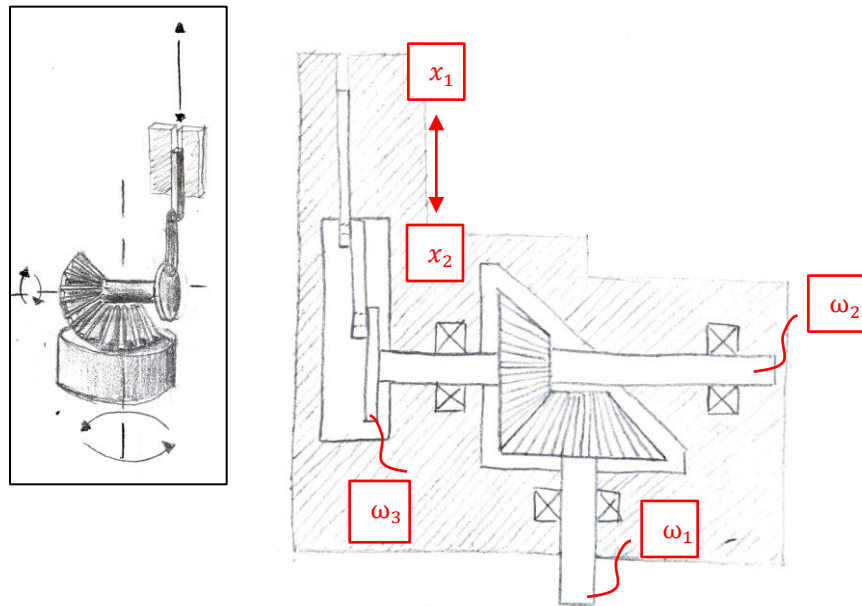
#### **4.3.1.2 SECCION: B MECANISMOS DE TRANSMISIÓN**

Varios son los mecanismos capaces de convertir movimiento rotacional en movimiento lineal.

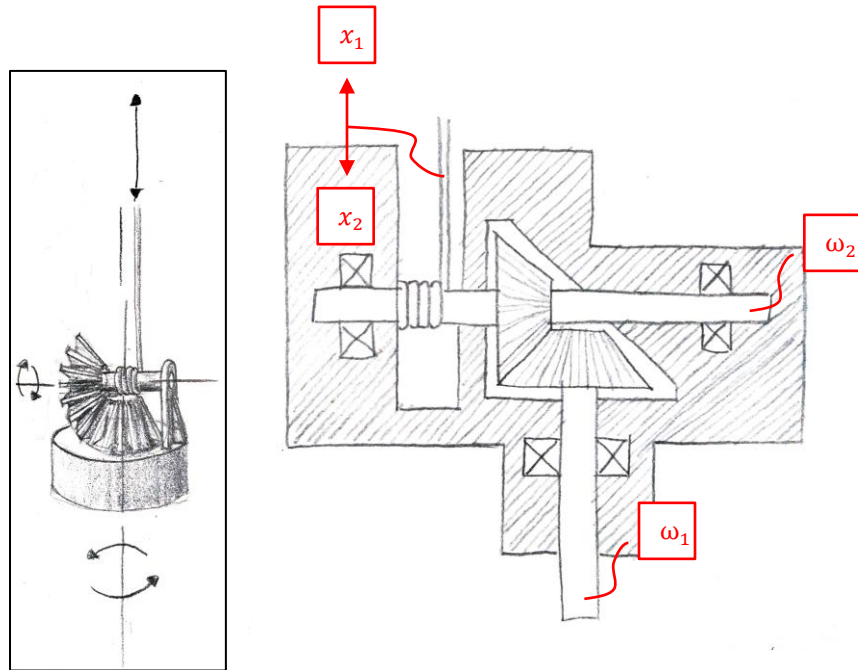
Las “Figuras 40 - 44” presentan algunas de estas alternativas.



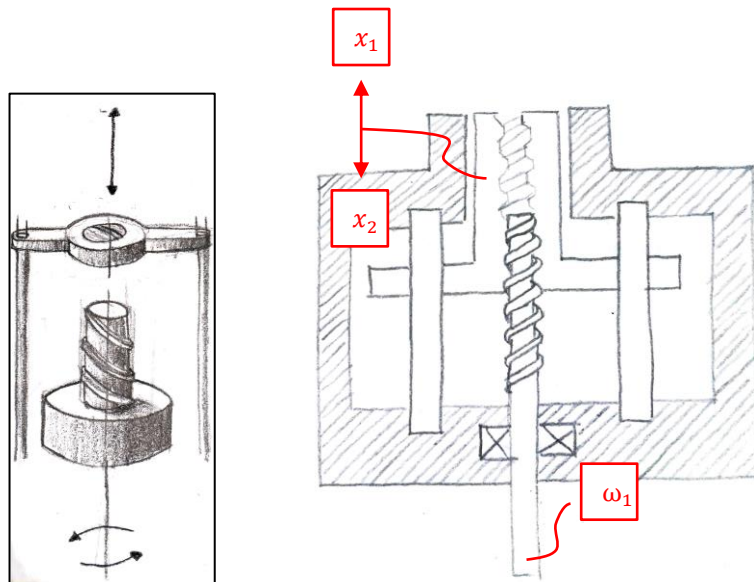
**Figura 40. PIÑÓN CONICO + PIÑÓN CREMALLERA.** El juego de piñones cónicos cambia la orientación axial del eje de giro de entrada. El piñón cónico de eje axial horizontal tiene en su parte posterior un piñón que transmite movimiento circular a una cremallera que convierte el movimiento circular de entrada en movimiento lineal.



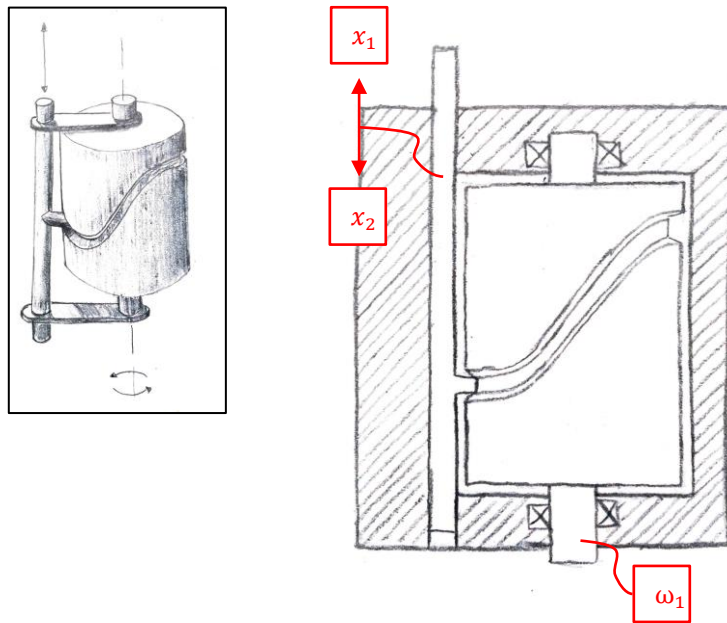
**Figura 41. PIÑÓN CONICO – LEVA** El juego de piñones cónicos cambia la orientación axial del eje de giro de entrada. El piñón cónico de eje axial horizontal esta unido a un eje con una excéntrica que unida a un sistema de manivela – leva convierte el movimiento circular de entrada en movimiento lineal



**Figura 42. PIÑÓN CONICO – TORNO** El juego de piñones cónicos cambia la orientación axial del eje de giro de entrada. El piñón cónico de eje axial horizontal está unido a un eje sobre el que se enrolla una cuerda convirtiendo el movimiento circular de entrada en movimiento lineal.



**Figura 43. TUERCA -HUSILLO.** El husillo gira empujando el elemento roscado que se desplaza a lo largo de dos vástagos laterales convirtiendo el movimiento circular de entrada en movimiento lineal.



**Figura 44.** LEVA AXIAL. Esta leva consiste en un cilindro ranurado que al girar guía un pasador que recorre la trayectoria de la ranura, convirtiendo el movimiento angular del cilindro en movimiento lineal del pasador.

#### 4.3.1.3 SECCION: C SALIDA

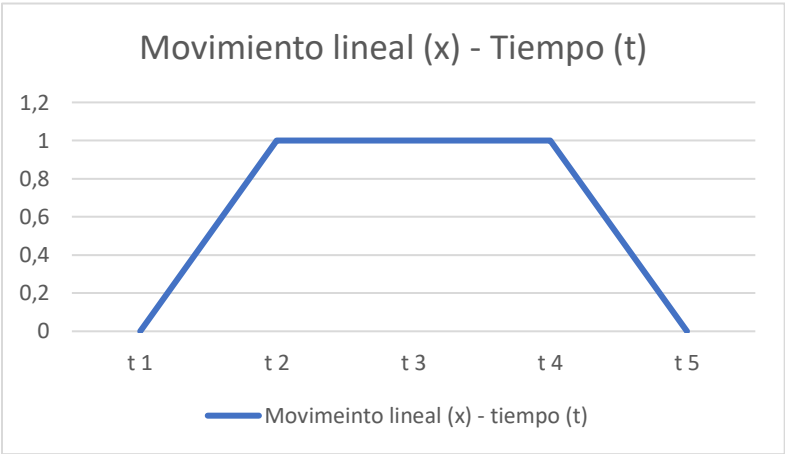
Dentro de los requerimientos se establece que el terminal protésico pueda cumplir procesos de agarre adaptativo, y como se ha mostrado con anterioridad en (T. Laliberté, 1998), varias son las patentes e investigaciones en las que se diseñan manos protésicas con agarre adaptativo.

Esto depende en gran medida del método de accionamiento que tengan los dedos: por tracción de tendones, por juego de barras rígidas y por pistones hidráulicos. Ver “Fig. 46 – 48”.

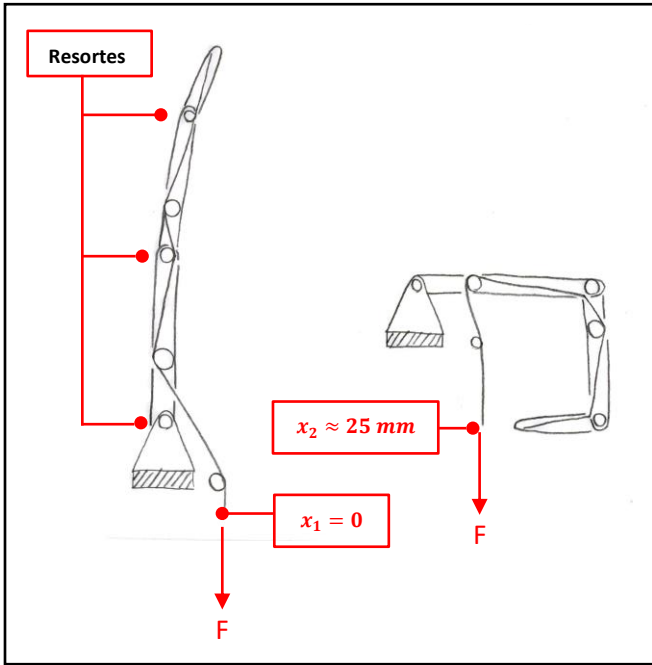
Cada dedo cuenta en sus articulaciones falángicas con resortes para la recuperación de los dedos de este modo siempre se encuentran abiertos. Los dedos de tracción de tendones están limitados por fuerzas pequeñas y conducen a fricción y elasticidad, mientras que los dedos por juegos de

barras y uniones son preferibles par aplicaciones en que se requieren grandes fuerzas de agarre (T. Laliberté, 1998).

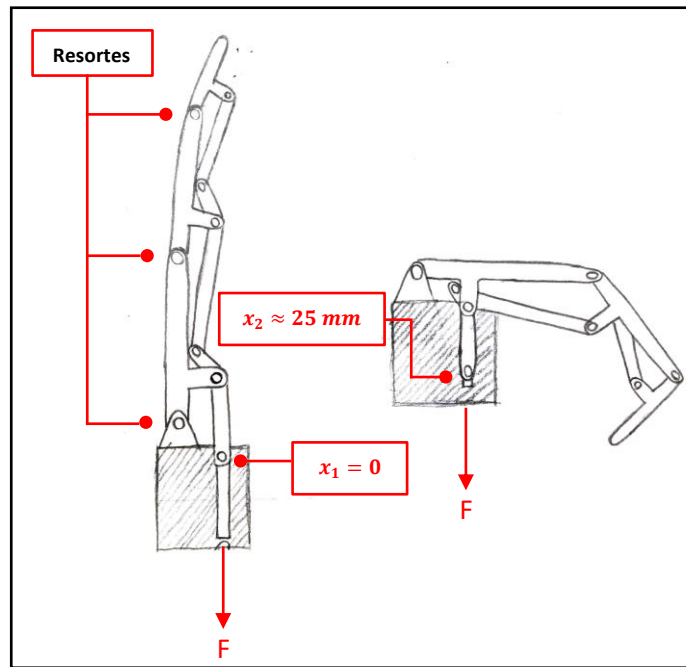
El movimiento lineal de salida “apertura de la mano” se describe en la “Fig. 45” “movimiento lineal (x) – tiempo (t), sección C” que se describe en función de las cinco posiciones de la “Fig. 44”, “movimiento angular ( $\alpha$ ) – tiempo (t), sección A”.



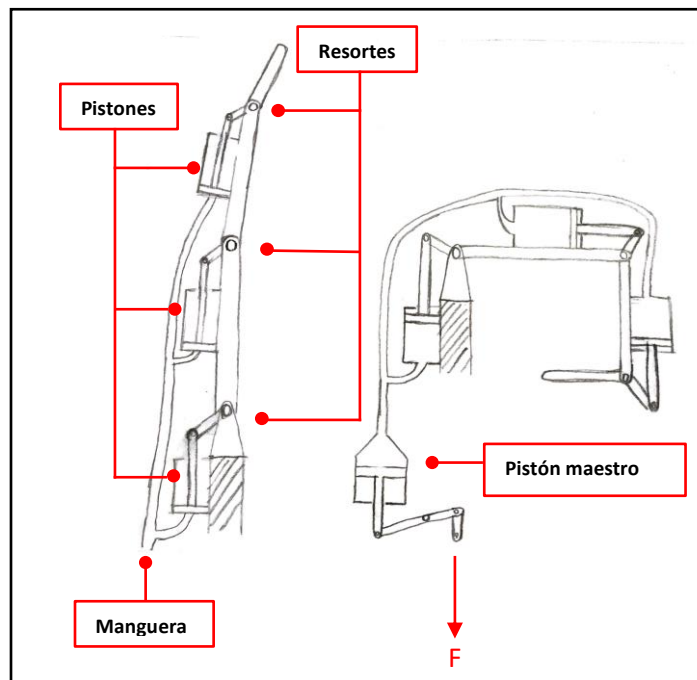
**Figura 45.** Movimiento lineal (x) – tiempo (t), sección C



**Figura 46.** Diseño de dedo accionado por tracción de tendón, los tendones son guiados por un ducto interno en las falanges



**Figura 47.** Diseño de dedo accionado por juego de barras y uniones, diseño tomado de (N. Dechev, 2001)



**Figura 48.** Diseño de dedo accionado por pistones hidráulicos, el fluido empuja los pistones que están conectados a cada falange

### **4.3.2 ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE POSIBLES SOLUCIONES**

Para llevar a cabo una selección objetiva de las alternativas en la sección “B” y “C”, se realizará un ejercicio comparativo bajo ciertas características técnicas en una matriz de decisión. En principio, es necesario reconocer los requerimientos que las alternativas deben cumplir.

#### **4.3.2.1 COMPARACIÓN POR PARES**

Los requerimientos a considerar son los siguientes: fácil fabricación, peso liviano, resistencia, baja cantidad de componentes, mecanismo eficiente, fácil de ensamblar, un costo accesible y un tamaño adecuado.

Como son varios los requerimientos de diseño y no todos pueden ser privilegiados, debe hacerse una ponderación de los requerimientos. La matriz de comparación por pares permite comparar de manera individual requerimientos entre sí para obtener una ponderación, es decir jerarquiza los requerimientos de acuerdo a su nivel de relevancia. En la “tabla 16” se muestra como es realizada la comparación por pares, se toma un requerimiento y se compara de manera individual con los demás, asignándole valores de 1 y 2 para privilegiar un requerimiento sobre otro. Al final lo que se obtiene es que cada requerimiento tendrá una serie de valores asignados que son sumados, esta sumatoria representa la puntuación obtenida de cada parámetro. La “tabla 15” muestra los valores asignados a cada parámetro y su ponderación porcentual.

|                         |           |     |                      |   |
|-------------------------|-----------|-----|----------------------|---|
| Facil fabricacion       | 1         | Vs. | Peso                 | 2 |
| Facil fabricacion       | 1         | Vs. | Resistencia          | 2 |
| Facil fabricacion       | 2         | Vs. | Cant. De Componentes | 1 |
| Facil fabricacion       | 1         | Vs. | Eficiencia           | 2 |
| Facil fabricacion       | 2         | Vs. | Facil Ensamble       | 1 |
| Facil fabricacion       | 2         | Vs. | Costo                | 1 |
| Facil fabricacion       | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>10</b> |     |                      |   |
|                         |           |     |                      |   |
| Peso                    | 2         | Vs. | Resistencia          | 1 |
| Peso                    | 2         | Vs. | Cant. De Componentes | 1 |
| Peso                    | 2         | Vs. | Eficiencia           | 1 |
| Peso                    | 2         | Vs. | Facil Ensamble       | 1 |
| Peso                    | 2         | Vs. | Costo                | 1 |
| Peso                    | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>11</b> |     |                      |   |
|                         |           |     |                      |   |
| Resistencia             | 2         | Vs. | Cant. De Componentes | 1 |
| Resistencia             | 2         | Vs. | Eficiencia           | 1 |
| Resistencia             | 2         | Vs. | Facil Ensamble       | 1 |
| Resistencia             | 2         | Vs. | Costo                | 1 |
| Resistencia             | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>9</b>  |     |                      |   |
|                         |           |     |                      |   |
| Cant. De Componentes    | 1         | Vs. | Eficiencia           | 2 |
| Cant. De Componentes    | 1         | Vs. | Facil Ensamble       | 2 |
| Cant. De Componentes    | 1         | Vs. | Costo                | 2 |
| Cant. De Componentes    | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>4</b>  |     |                      |   |
|                         |           |     |                      |   |
| Eficiencia              | 2         | Vs. | Facil Ensamble       | 1 |
| Eficiencia              | 2         | Vs. | Costo                | 1 |
| Eficiencia              | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>5</b>  |     |                      |   |
|                         |           |     |                      |   |
| Facil Ensamble          | 2         | Vs. | Costo                | 1 |
| Facil Ensamble          | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>3</b>  |     |                      |   |
|                         |           |     |                      |   |
| Costo                   | 1         | Vs. | Tamaño               | 2 |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>1</b>  |     |                      |   |

**Tabla 16.** Comparación por pares

| Resultados              |           |            |
|-------------------------|-----------|------------|
| Características         | Puntos    | %          |
| Facil fabricacion       | 10        | 11,90476   |
| Peso                    | 13        | 15,47619   |
| Resistencia             | 12        | 14,28571   |
| Cant. De Comp.          | 7         | 8,333333   |
| Eficiencia              | 11        | 13,09524   |
| Facil Ensamble          | 9         | 10,71429   |
| Costo                   | 8         | 9,52381    |
| Tamaño                  | 14        | 16,66667   |
| <b>Total puntuacion</b> | <b>84</b> | <b>100</b> |



**Tabla 15.** Resultados porcentuales de la ponderación

De acuerdo a los resultados de las tablas de comparación por pares se concluye que los requerimientos de mas importante a menos importante a tenerse en cuenta para el diseño del dispositivo son: tamaño (16.7%), peso (15.4%), resistencia (14.3%), y eficiencia (13.1%).



### 4.3.2.2 MATRIZ DE CALIDAD QFD (Quality Funtion Design)

Una vez que se obtienen los requerimientos deben ser traducidos en términos de características técnicas. Estas características son las representaciones técnicas y físicas reales bajo las cuales serán medidas las alternativas en la matriz de decisión. Para ello son cruzados los requerimientos con las características técnicas que van a tener un grado de relación fuerte, normal, débil o sin relación dependiendo del caso, esto también proporcionará una jerarquía de esas características técnicas. Ver “tabla 17”.

| MATRIZ DE CALIDAD (Q.F.D)   |                                     | CARACTERISTICAS TECNICAS (CT) |              |              |                |             |                |              |                |
|---|-------------------------------------|-------------------------------|--------------|--------------|----------------|-------------|----------------|--------------|----------------|
| GRADO DE RELACION<br><br>RELACION FUERTE 9<br>RELACION NORMAL 3<br>RELACION DEBIL 1<br>SIN RELACION 0 | PONDERACION                         | TIEMPO DE FABRICACION         | MATERIAL     | PESO         | CANT. DE COMP. | EFICIENCIA  | SIST.MECANICOS | COSTO        | TAMAÑO Y FORMA |
|   |                                     | UNIDADES DE MEDIDA            |              |              |                |             |                |              |                |
|   |                                     | HORAS                         |              | gr.          | No.            |             |                | \$           | mm             |
| REQUERIMIENTOS  | CON MATERIAL DE FACIL FABRICACION   | 11,90476                      | 9            | 9            | 3              | 0           | 3              | 3            | 3              |
|   | QUE SEA LIVIANO                     | 15,47619                      | 0            | 9            | 9              | 3           | 1              | 1            | 3              |
|   | QUE SEA RESISTENTE                  | 14,28571                      | 3            | 9            | 1              | 0           | 1              | 1            | 3              |
|   | QUE TENGA POCOS COMPONENTES         | 8,333333                      | 1            | 0            | 3              | 9           | 3              | 3            | 1              |
|   | QUE CUMPLA SU FUNCION ADECUADAMENTE | 13,09524                      | 0            | 3            | 3              | 0           | 9              | 9            | 1              |
|   | FACIL DE DESARMAR                   | 10,71429                      | 1            | 0            | 0              | 9           | 1              | 3            | 0              |
|   | QUE SEA ECONOMICO                   | 9,52381                       | 3            | 9            | 9              | 3           | 3              | 3            | 9              |
|   | QUE SEA DE TAMAÑO ADECUADO          | 16,66667                      | 1            | 0            | 3              | 3           | 9              | 3            | 1              |
|   | <b>Σ</b>                            | <b>2,25</b>                   | <b>4,875</b> | <b>3,875</b> | <b>3,375</b>   | <b>3,75</b> | <b>3,25</b>    | <b>2,625</b> | <b>3,125</b>   |
| ORDEN DE PRIORIDAD  |                                     | 8                             | 1            | 2            | 4              | 3           | 5              | 7            | 6              |
|  PRIMARIAS         |                                     | TIEMPO DE FABRICACION         | MATERIAL     | PESO         | CANT. DE COMP. | EFICIENCIA  | SIST.MECANICOS | COSTO        | TAMAÑO Y FORMA |
|  SECUNDARIAS       |                                     |                               |              |              |                |             |                |              |                |

**Tabla 17.** Matriz Q.F.D

Los resultados de la matriz Q.F.D concluyen que las características técnicas más relevantes para el diseño del dispositivo protésico deben ser: el material, el peso y la eficiencia.

### 4.3.2.3 MATRIZ DE DECISIÓN

La matriz de decisión permite seleccionar la mejor solución de acuerdo a las características técnicas obtenidas en la matriz de calidad y la ponderación de los requerimientos. Las ponderaciones de las alternativas son promediadas con los parámetros de las notas donde “1” no cumple con la característica técnica, “2” cumple medianamente y “3” cumple satisfactoriamente. Las tablas 18 - 20 muestran los resultados obtenidos en cada una de las alternativas.

| MATRIZ DE DECISIÓN  |                           |      |          |      |          |      |                |      |  |
|---------------------|---------------------------|------|----------|------|----------|------|----------------|------|--|
| SECCIÓN "A" ENTRADA |                           |      |          |      |          |      |                |      |  |
|                     | TIEMPO DE FABRICACIÓN     |      | MATERIAL |      | PESO     |      | CANT. DE COMP. |      |  |
|                     | POND.                     | NOTA | POND.    | NOTA | POND.    | NOTA | POND.          | NOTA |  |
| No. 1               | 11,9                      | 3    | 14,29    | 3    | 15,48    | 3    | 8,33           | 3    |  |
| No. 2               | 11,9                      | 2    | 14,29    | 3    | 15,48    | 2    | 8,33           | 2    |  |
|                     | EFICIENCIA                |      | SISTEMAS |      | COSTO    |      | TAMAÑO Y FORMA |      |  |
|                     | POND.                     | NOTA | POND.    | NOTA | POND.    | NOTA | POND.          | NOTA |  |
| No. 1               | 13,1                      | 3    | 10,71    | 3    | 9,52     | 3    | 16,67          | 2    |  |
| No. 2               | 13,1                      | 2    | 10,71    | 2    | 9,52     | 2    | 16,67          | 2    |  |
| PARÁMETROS DE NOTAS |                           |      |          |      | SOLUCIÓN |      | NOTA FINAL     |      |  |
| 1                   | NO CUMPLE                 |      |          |      | No. 1    |      | 2,83           |      |  |
| 2                   | CUMPLE MEDIANAMENTE       |      |          |      | No. 2    |      | 2,14           |      |  |
| 3                   | CUMPLE SATISFACTORIAMENTE |      |          |      |          |      |                |      |  |

**Tabla 18.** Matriz de decisión sección “A” de entrada

| MATRIZ DE DECISIÓN<br>SECCIÓN "B" TRANSMISION |                           |      |          |      |          |      |                |      |  |
|---|---------------------------|------|----------|------|----------|------|----------------|------|--|
|   | TIEMPO DE FABRICACIÓN     |      | MATERIAL |      | PESO     |      | CANT. DE COMP. |      |  |
|   | POND.                     | NOTA | POND.    | NOTA | POND.    | NOTA | POND.          | NOTA |  |
| No. 1   | 11,9                      | 2    | 14,29    | 3    | 15,48    | 2    | 8,33           | 2    |  |
| No. 2   | 11,9                      | 2    | 14,29    | 2    | 15,48    | 2    | 8,33           | 1    |  |
| No. 3   | 11,9                      | 2    | 14,29    | 3    | 15,48    | 3    | 8,33           | 2    |  |
| No. 4   | 11,9                      | 3    | 14,29    | 3    | 15,48    | 2    | 8,33           | 2    |  |
| No. 5   | 11,9                      | 2    | 14,29    | 3    | 15,48    | 3    | 8,33           | 2    |  |
|   | EFICIENCIA                |      | SISTEMAS |      | COSTO    |      | TAMAÑO Y FORMA |      |  |
|   | POND.                     | NOTA | POND.    | NOTA | POND.    | NOTA | POND.          | NOTA |  |
| No. 1   | 13,1                      | 2    | 10,71    | 3    | 9,52     | 1    | 16,67          | 2    |  |
| No. 2   | 13,1                      | 1    | 10,71    | 2    | 9,52     | 1    | 16,67          | 1    |  |
| No. 3   | 13,1                      | 2    | 10,71    | 3    | 9,52     | 2    | 16,67          | 2    |  |
| No. 4   | 13,1                      | 3    | 10,71    | 3    | 9,52     | 3    | 16,67          | 2    |  |
| No. 5   | 13,1                      | 2    | 10,71    | 3    | 9,52     | 1    | 16,67          | 3    |  |
| PARÁMETROS DE NOTAS                           |                           |      |          |      | SOLUCIÓN |      | NOTA FINAL     |      |  |
| 1   | NO CUMPLE                 |      |          |      | No. 1    | 2,15 |                |      |  |
| 2   | CUMPLE MEDIANAMENTE       |      |          |      | No. 2    | 1,52 |                |      |  |
| 3   | CUMPLE SATISFACTORIAMENTE |      |          |      | No. 3    | 2,40 |                |      |  |
|   |                           |      |          |      | No. 4    | 2,60 |                |      |  |
|   |                           |      |          |      | No. 5    | 2,48 |                |      |  |

**Tabla 19.** Matriz de decisión sección "B" transmisión

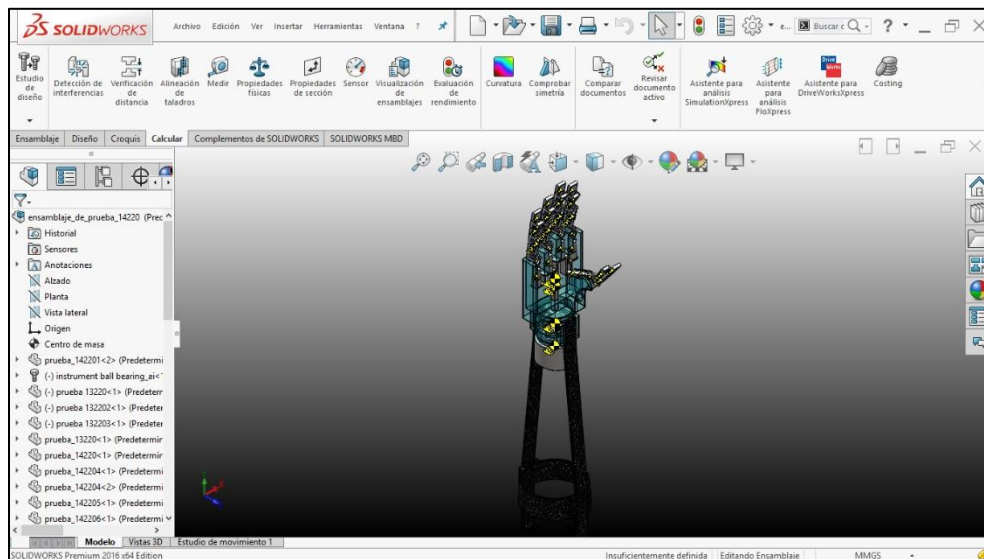
| MATRIZ DE DECISIÓN<br>SECCIÓN "C" SALIDA |                           |      |                    |      |          |      |                |      |  |
|--|---------------------------|------|--------------------|------|----------|------|----------------|------|--|
|  | TIEMPO DE FABRICACIÓN     |      | MATERIAL           |      | PESO     |      | CANT. DE COMP. |      |  |
|  | POND.                     | NOTA | POND.              | NOTA | POND.    | NOTA | POND.          | NOTA |  |
| No. 1                                    | 11,9                      | 2    | 14,29              | 2    | 15,48    | 2    | 8,33           | 3    |  |
| No. 2                                    | 11,9                      | 3    | 14,29              | 3    | 15,48    | 3    | 8,33           | 3    |  |
| No. 3                                    | 11,9                      | 1    | 14,29              | 1    | 15,48    | 1    | 8,33           | 1    |  |
|  | EFICIENCIA                |      | SISTEMAS MECÁNICOS |      | COSTO    |      | TAMAÑO Y FORMA |      |  |
|  | POND.                     | NOTA | POND.              | NOTA | POND.    | NOTA | POND.          | NOTA |  |
| No. 1                                    | 13,1                      | 2    | 10,71              | 2    | 9,52     | 3    | 16,67          | 3    |  |
| No. 2                                    | 13,1                      | 3    | 10,71              | 2    | 9,52     | 3    | 16,67          | 3    |  |
| No. 3                                    | 13,1                      | 2    | 10,71              | 1    | 9,52     | 1    | 16,67          | 1    |  |
| PARÁMETROS DE NOTAS                      |                           |      |                    |      | SOLUCIÓN |      | NOTA FINAL     |      |  |
| 1  | NO CUMPLE                 |      |                    |      | No. 1    | 2,35 |                |      |  |
| 2  | CUMPLE MEDIANAMENTE       |      |                    |      | No. 2    | 2,89 |                |      |  |
| 3  | CUMPLE SATISFACTORIAMENTE |      |                    |      | No. 3    | 1,13 |                |      |  |

**Tabla 20.** Matriz de decisión sección “C” salida

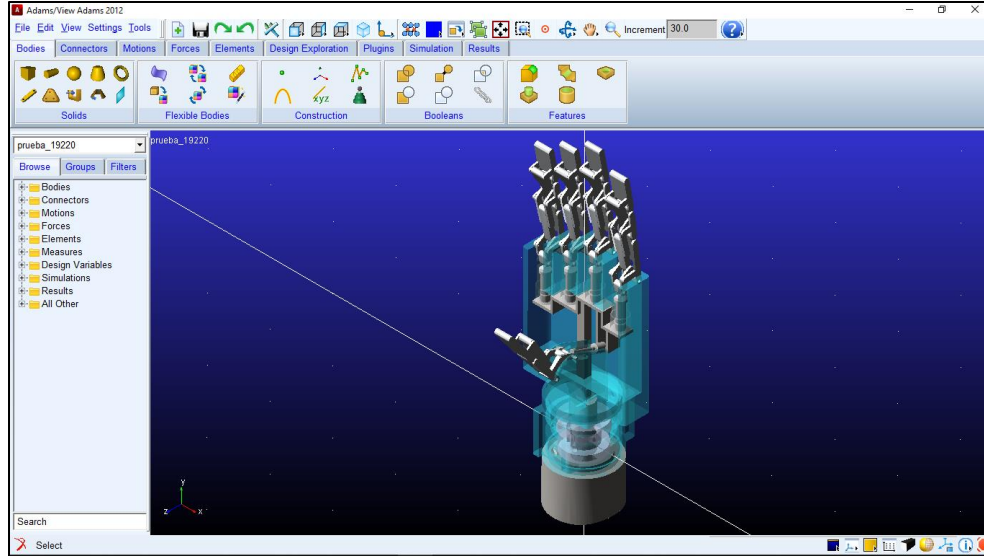
Los resultados concluyen que para la sección de salida la mejor solución es el **“Dedo accionado por barras y uniones”** y como mecanismo de transición el mejor mecanismo es el mecanismo de **“Tuerca husillo”**.

#### 4.4 ANÁLISIS

En esta fase del diseño son propuestos modelos abstractos, como modelos matemáticos, o computacionales que simulen adecuadamente el modelo físico real, esto implica un análisis dinámico y cinemático. Para tal objetivo se acude a dos software computacionales. Para el diseño del dispositivo protésico se emplea el software de diseño asistido por computador “Solidworks” y para la simulación del modelo se emplea el software de simulación de sistema multicuerpo “MSC Adams”. Ver “Fig. 49 y 50”.

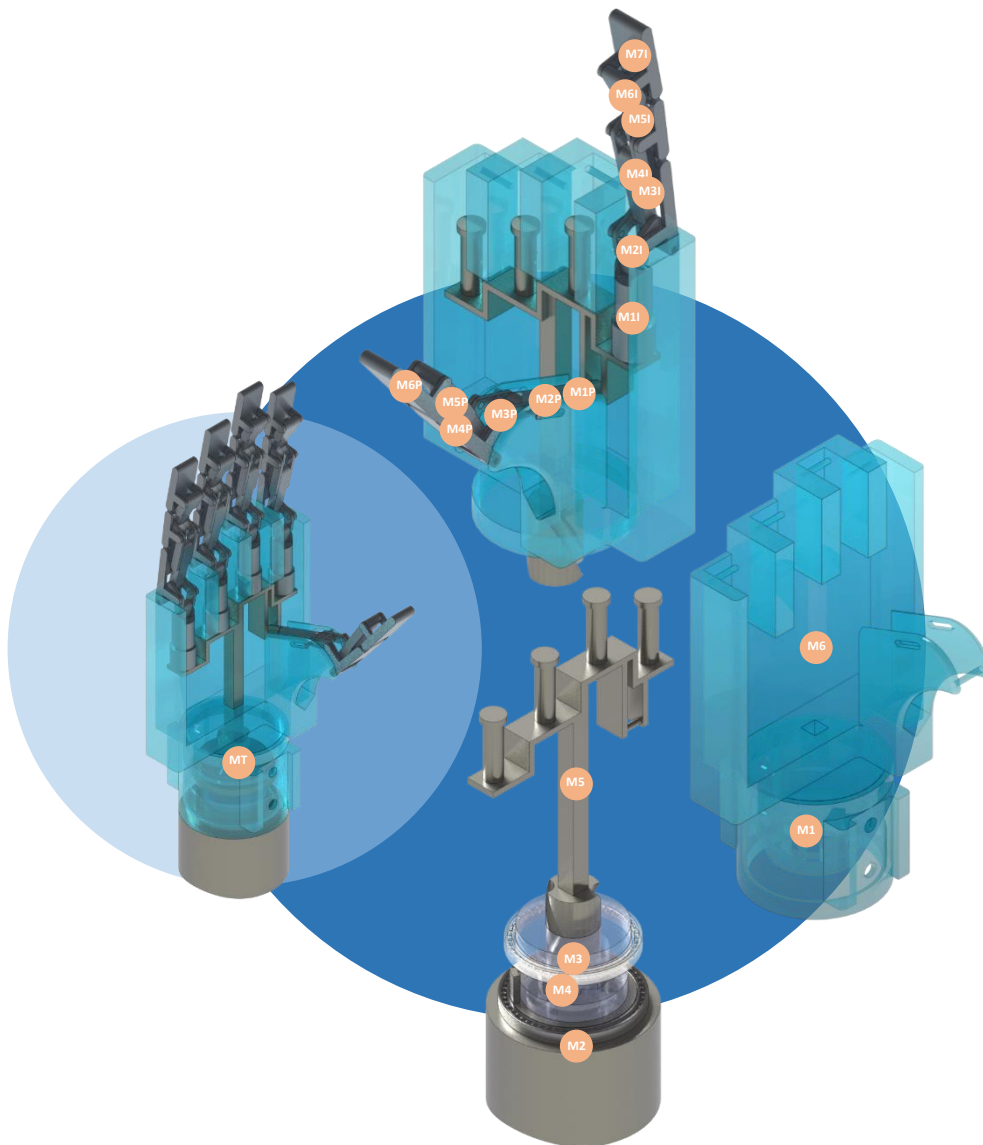


**Figura 49.** CAD Solidworks



**Figura 50.** MSC Adams

Los materiales, masas y centros de masas, así como el acabado final del dispositivo protésico pueden ser apreciados en la “Tabla 21” y “Fig. 51”.



**Figura 51.** Vista general del dispositivo protésico, con la denominación de los elementos, la ubicación de los centros de masa individuales y general

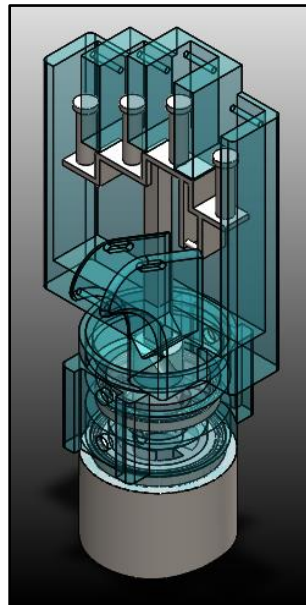
**Tabla 21.** Materiales, masas y centros de masa del dispositivo protésico

| ELEMENTO      | MATERIAL                | MASA<br>(KG) | CENTRO DE MASA<br>(MM) |        |       |
|---------------|-------------------------|--------------|------------------------|--------|-------|
|               |                         |              | x                      | y      | z     |
| <b>M1</b>     | FIBRA DE CARBONO (AS4C) | 0.04647      | -0.16                  | 9.03   | 0.08  |
| <b>M2</b>     | ACERO AISI 1020         | 0.31347      | -0.02                  | -13.13 | 0.03  |
| <b>M3</b>     | ACERO AISI 1020         | 0.07490      | 0.00                   | 2.55   | -0.03 |
| <b>M4</b>     | ACERO AISI 1020         | 0.00147      | 11.31                  | -0.04  | -4.80 |
| <b>M5</b>     | ACERO AISI 1020         | 0.08729      | 0.01                   | 46.03  | -0.95 |
| <b>M6</b>     | FIBRA DE CARBONO (AS4C) | 0.13392      | 2.87                   | -13.03 | 9.71  |
| <b>M1I</b>    | ACERO AISI 1020         | 0.01042      | 0.00                   | -2.38  | 0.00  |
| <b>M2I</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00098      | 0.00                   | 1.38   | 4.53  |
| <b>M3I</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00344      | 0.00                   | -0.69  | 0.98  |
| <b>M4I</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00238      | 0.00                   | 0.54   | 5.01  |
| <b>M5I</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00143      | 0.00                   | -0.74  | -2.47 |
| <b>M6I</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00151      | 0.00                   | 0.00   | 1.30  |
| <b>M7I</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00299      | 0.00                   | -0.54  | -1.51 |
| <b>M1P</b>    | ACERO AISI 1020         | 0.00229      | -0.04                  | -15.67 | 0.00  |
| <b>M2P</b>    | ACERO AISI 1020         | 0.00330      | 0.00                   | 12.77  | 0.00  |
| <b>M3P</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00097      | 0.00                   | -1.23  | -4.10 |
| <b>M4P</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00363      | 0.00                   | 0.61   | 0.29  |
| <b>M5P</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00278      | 0.00                   | 0.00   | 1.51  |
| <b>M6P</b>    | ALUMINIO (6063)         | 0.00381      | 0.00                   | 0.40   | -1.57 |
| <b>MTOTAL</b> |                         | 0.82563      | 0.66                   | 15.34  | 0.62  |

#### 4.4.1 DESCRIPCIÓN DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO DE TRANSMISIÓN “SECCION B”

En la gráfica “movimiento angular ( $\alpha$ ) – tiempo (t), sección A”, se puede notar que el movimiento de pronosupinación se lleva a cabo en 5 tiempos o pasos. Por tal motivo la descripción del funcionamiento del mecanismo de transmisión está dada en función de las posiciones de la gráfica de entrada por la gráfica “movimiento lineal (x) – tiempo (t), sección C”.

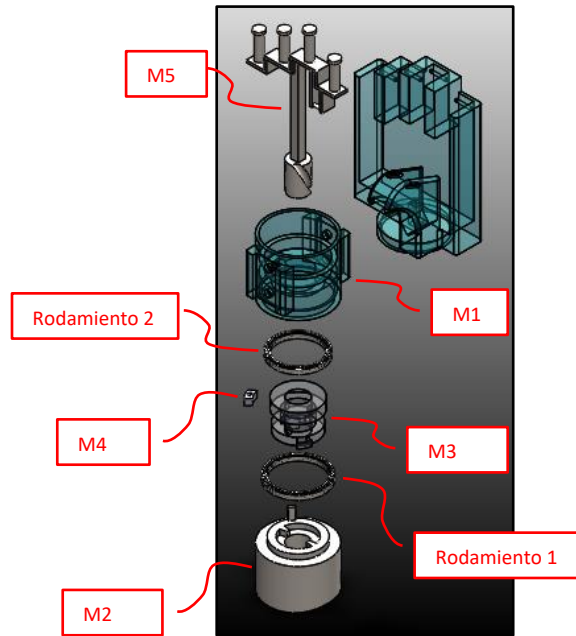
El mecanismo principal se compone de 9 elementos implicados en el cumplimiento de dos funciones principales: “apertura – cierre” y “bloqueo” de los dedos, esta última función es importante para evitar fatigas en el momento de sostener un objeto por tiempos prolongados. Ver “Fig. 52”.



**Figura 52.** Vista isométrica del mecanismo principal

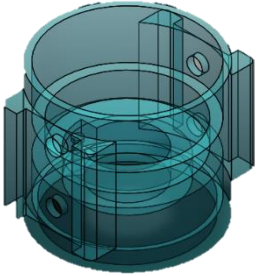
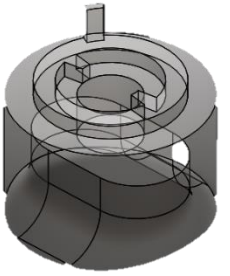
En la “Fig. 52” se muestra el mecanismo principal en explosión permitiendo observar de manera individual cada uno de los elementos del conjunto, la “tabla 21” presenta y describe cada una de estos elementos.

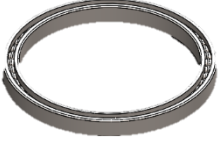
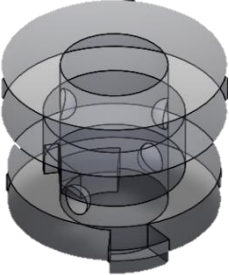
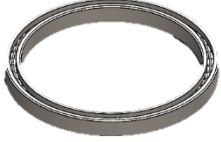
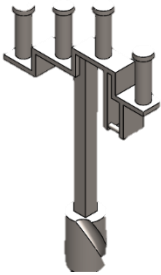
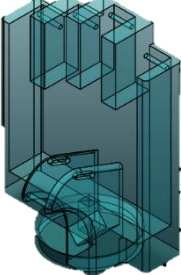
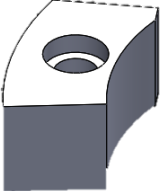





**Figura 53.** Vista en explosión del mecanismo principal

**Tabla 22.** Descripción de los elementos del conjunto mecánico de transmisión “B”

| Nombre | Descripción   | Imagen  |
|--------|---|---|
| M1     | Ofrece un punto de referencia al conjunto de elementos.   |  |
| M2     | Funciona como socket por lo que es el elemento responsable de entregar el primer movimiento angular al sistema, girando en torno de “13”. |  |

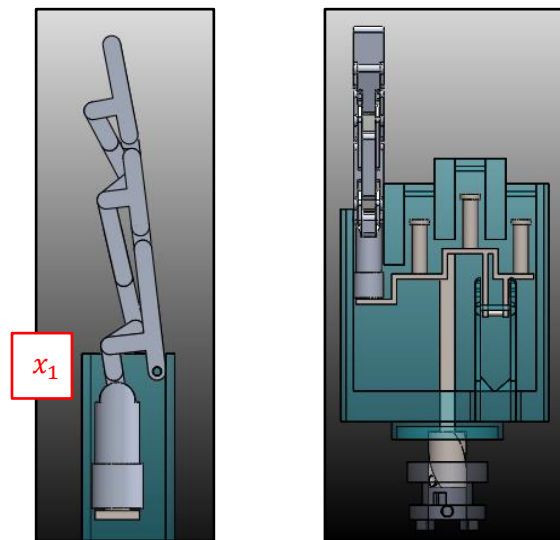
|                            |  |   |
|----------------------------|--|---|
| <p><b>Rodamiento 1</b></p> | <p>Permite la rotación de "R1" en torno de "I3", sujetándose a ambos elementos por "junta de apriete".</p>   |    |
| <p><b>M3</b></p>           | <p>Permite realizar la transmisión del movimiento de "R1" al elemento "R3", y está involucrado en el mecanismo de bloqueo.</p>   |    |
| <p><b>Rodamiento 2</b></p> | <p>Permite la rotación de "R2" en torno de "I3", sujetándose a ambos elementos por "junta de apriete".</p>   |    |
| <p><b>M5</b></p>           | <p>Junto a "R2" trabaja de manera conjunta para transformar movimiento angular en movimiento lineal, también tiene la función de halar y empujar el conjunto de "juego de barras" (dedos).</p> |   |
| <p><b>M6</b></p>           | <p>Ofrece un punto de referencia a "R3" y al conjunto de "juego de barras" (dedos).</p>  |  |
| <p><b>M4</b></p>           | <p>Implicado en el mecanismo de bloqueo, funciona como un "trinquete".</p>   |  |

|                                      |  |   |
|--------------------------------------|--|---|
| <p><b>RESORTE DE TORSION x 2</b></p> | <p>El primer resorte de torsión permite que el elemento "R2" vuelva a su posición inicial. El segundo permite que el elemento "B" se libere para generar el bloqueo del mecanismo.</p> |  |
|--------------------------------------|--|---|

Con el ánimo de describir el funcionamiento del mecanismo, esta descripción estará dada de acuerdo a los tiempos en los que se ejecuta el movimiento de pronosupinación.

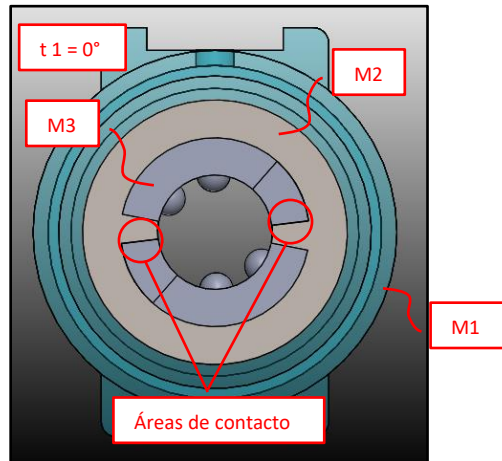
#### 4.4.2 TIEMPO 1

En este punto el Angulo de rotación del antebrazo es  $0^\circ$ , los dedos se encuentran en posición inicial, cabe recordar que como terminal protésico de cierre voluntario (VC) este se encontrara abierto en la posición inicial con los dedos extendidos. El elemento "M5" se encuentra elevado debido a la fuerza de precarga ejercida por el resorte de torsión que actúa sobre "M2". Ver "Fig. 54".



**Figura 54.** Izquierda. Dedo extendido en posición inicial, vista lateral con corte en sección. Derecha. "R3" elevado en posición inicial, vista frontal

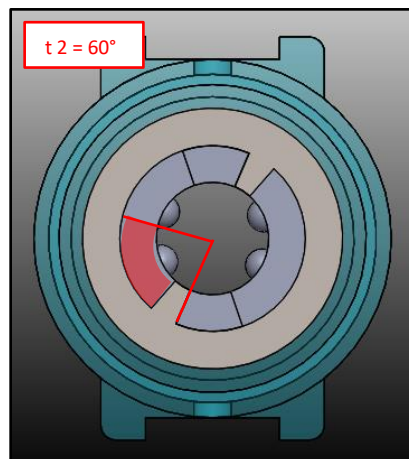
En  $t_1$  el elemento “M2” se encuentra presente un ángulo de rotación  $0^\circ$ , las superficies de las chavetas entre “M2” y “M3” están en contacto. Ver “Fig. 55”.



**Figura 55.** Vista inferior del mecanismo y corte en sección en  $t_1$

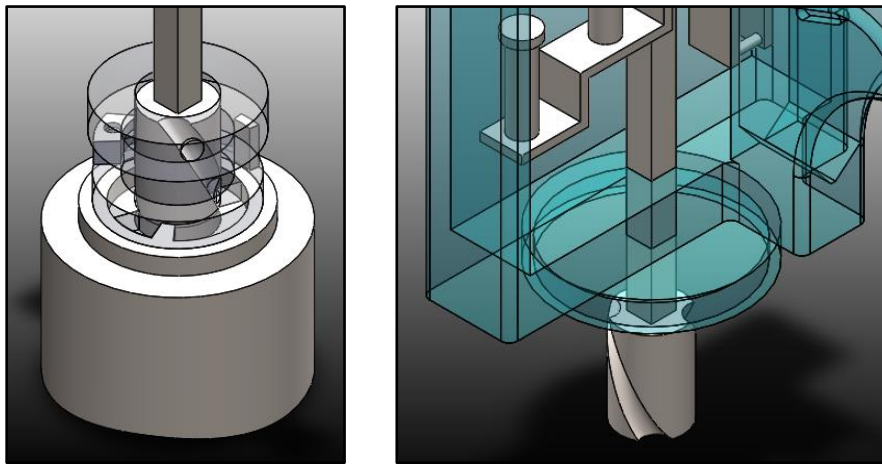
#### 4.4.3 TIEMPO 2

Cuando el antebrazo alcanza una longitud angular de  $60^\circ$ , “M2” empuja a “M3” provocando su rotación. Ver “Fig. 56”.

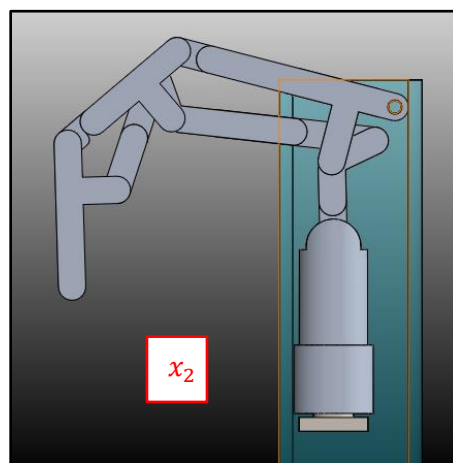


**Figura 56.** Vista inferior del mecanismo y corte en sección en  $t_2$

Cuando “M3” gira, 4 pines semi esféricos ubicados en el cilindro interior del elemento recorren 2 ranuras inclinadas en el cilindro de “M5” y, debido a que la geométrica prismática de “M5” se encuentra restringida con “M6” se produce un efecto de plano inclinado que genera el desplazamiento lineal de “M5”. Los pistones de la parte superior de “M5” obligan a los dedos a recogerse a una posición “x2”. Ver “Fig. 57 y 58”.

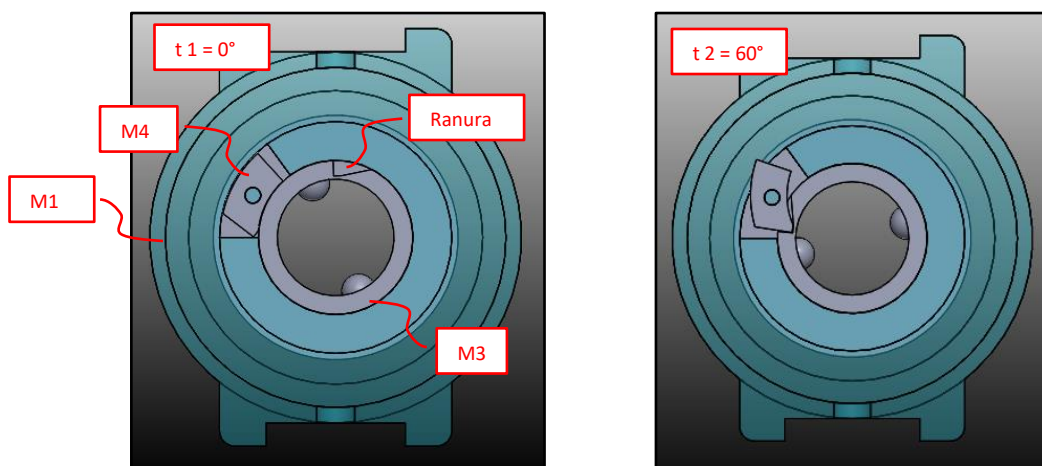


**Figura 57.** Izquierda. “R3” en bajada, vista isométrica. Derecha. Interacción entre “R3” e “I3”, vista isométrica



**Figura 58.** Dedos recogidos en t 2

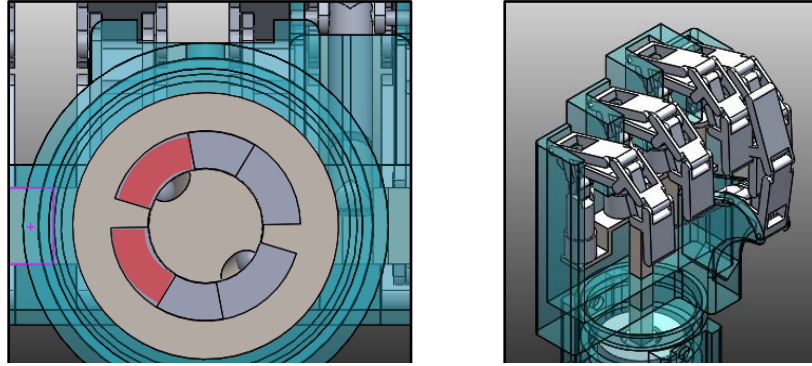
Al mismo tiempo que “M5” alcanza  $60^\circ$ , “M4”, que está involucrado en el mecanismo de bloqueo y se encontraba aprisionado por la superficie cilíndrica de “M3”, es liberado dentro de una ranura en “M3” gracias a la acción de un pequeño resorte de torsión. De esta manera “M3” queda bloqueado y “M2” es libre de moverse, permitiendo al usuario descansar del movimiento de pronación. Ver “Fig. 59”.



**Figura 59.** Izquierda. Mecanismo en  $t_1$ , vista inferior y corte en sección.  
Derecha. Mecanismo en  $t_2$  vista inferior y corte en sección

#### 4.4.4 TIEMPO 3

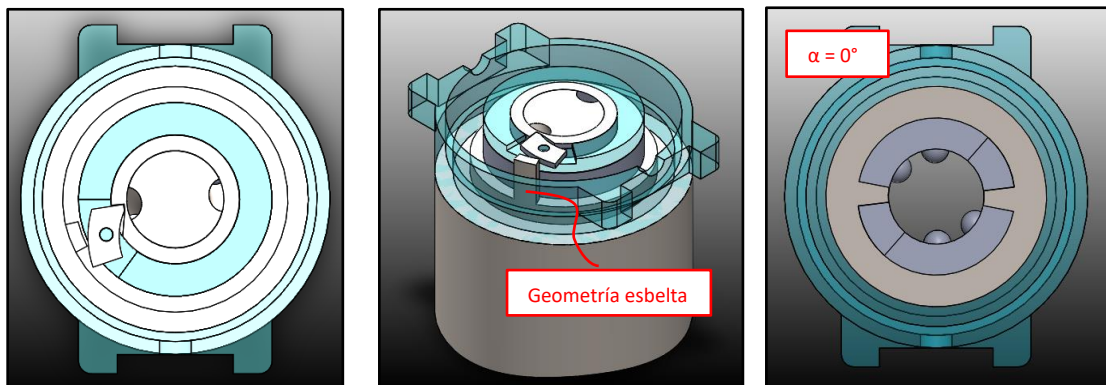
En este punto, “M3”, “M5” y “M4” se encuentran bloqueados en “M1”. “M2” puede girar con libertad permitiéndole al usuario liberar el antebrazo de la pronación mientras los dedos se encuentran recogidos sujetando el objeto. Ver “Fig. 60”.



**Figura 60.** Izquierda. Mecanismo en t 3, vista inferior y corte en sección. Derecha. Terminal protésico en t 3, vista isométrica

#### 4.4.5 TIEMPO 4

Cuando el usuario gira el antebrazo  $-60^\circ$  realizando el movimiento de supinación, “M2” por medio de una geometría prismática esbelta recoge el resorte de torsión en “M4” aprisionándolo nuevamente. Recordemos que “M5” se encuentra bajo el efecto de un resorte de torsión que lo obliga a volver a su posición inicial. Ver “Fig. 61”.



**Figura 61.** Izquierda. Mecanismo un instante antes de t 4, vista superior con corte en sección. Centro. Mecanismo un instante antes de t 4, vista isométrica. Derecha. Mecanismo en t 4, vista inferior con corte en sección

#### 4.4.6 TIEMPO 5

El mecanismo y todos sus elementos vuelven a su estado inicial reiniciando el ciclo de apertura y cierre del terminal protésico.

## 5. RESULTADOS

Para realizar la simulación del dispositivo protésico en el software multicuerpo MSC Adams se tuvieron en cuenta los parámetros descritos en la “tabla 23”.

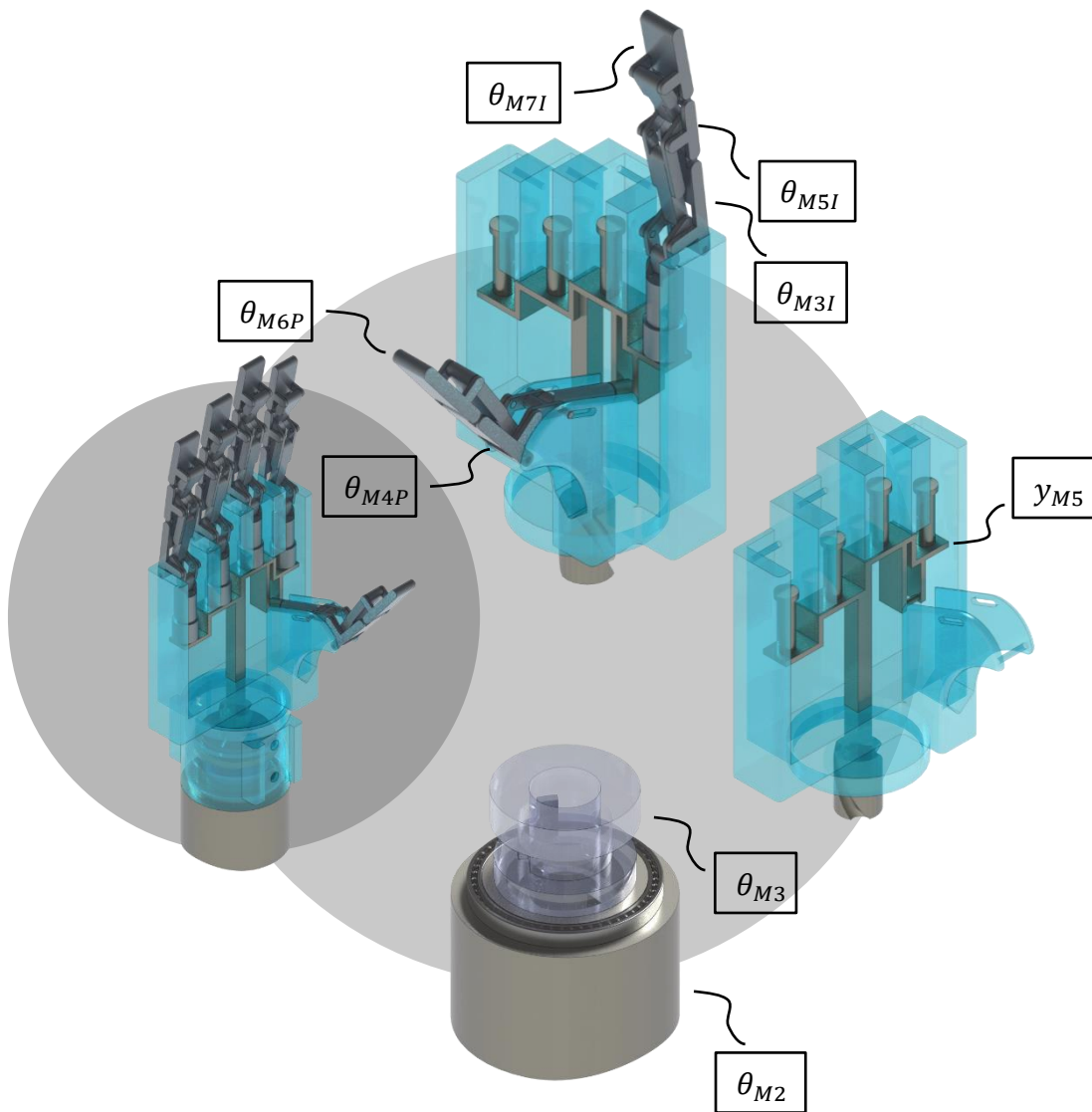
| <b>PARAMETRO</b>  | <b>VALOR</b>        |
|---|---------------------|
| <b>Gravedad</b>   | $9.8 \frac{m}{s^2}$ |
| <b>Coefficiente de rigidez resorte de torsión</b>                           | 4                   |
| <b>Precarga resorte de torsión</b>  | 4 Nmm               |
| <b>Angulo de precarga</b>   | 40°                 |
| <b>Coefficiente de rigidez resortes de cilindros para agarre adaptativo</b> | 5                   |
| <b>Periodo de simulación T</b>  | 4 s                 |
| <b>Numero de pasos</b>  | 800                 |

**Tabla 23.** Parámetros de simulación



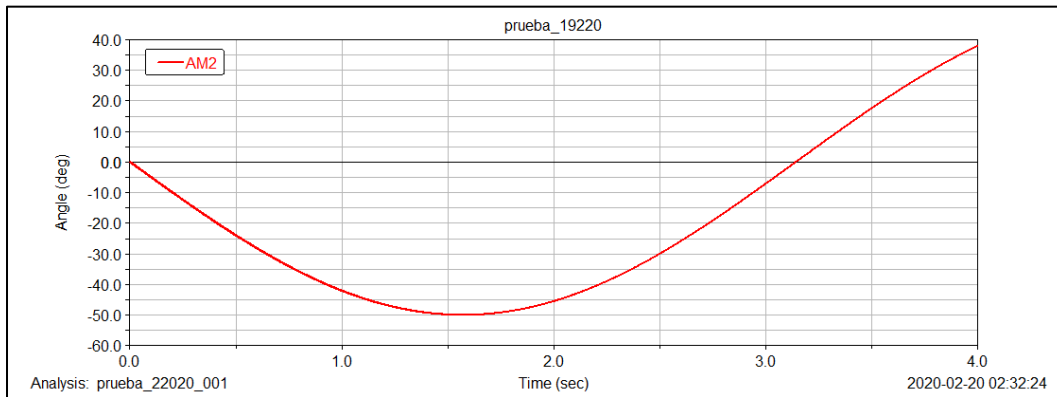
## 5.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO

La “Fig. 62” presenta de manera gráfica el dispositivo protésico y los respectivos ángulos y traslaciones de sus elementos.



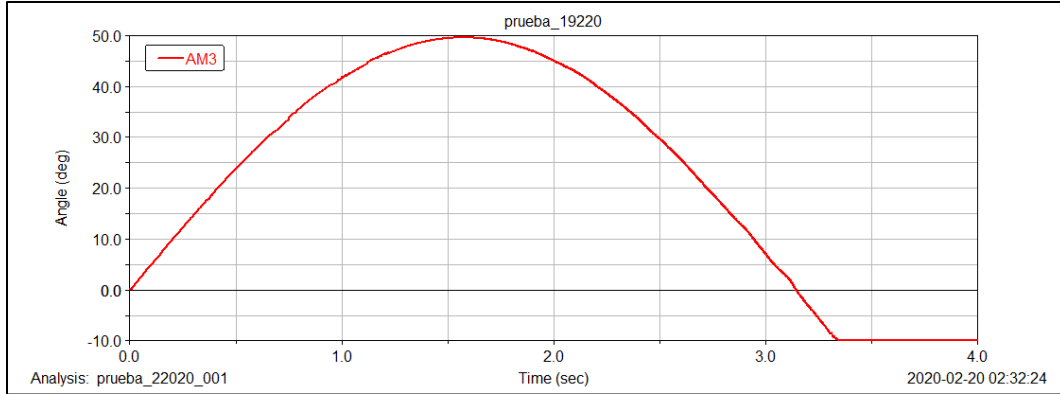
**Figura 62.** Ángulos y traslaciones del dispositivo protésico

En la “Fig. 63” se compara el ángulo ( $^{\circ}$ ) vs el periodo de tiempo  $T= 4$  s del elemento “M2”. En  $T= 0$  s el ángulo es 0, la función decrece de manera exponencial hasta  $T= 1.6$  s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de  $- 50^{\circ}$ . La función crece de manera exponencial hasta  $T= 4$  s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de  $38^{\circ}$ .



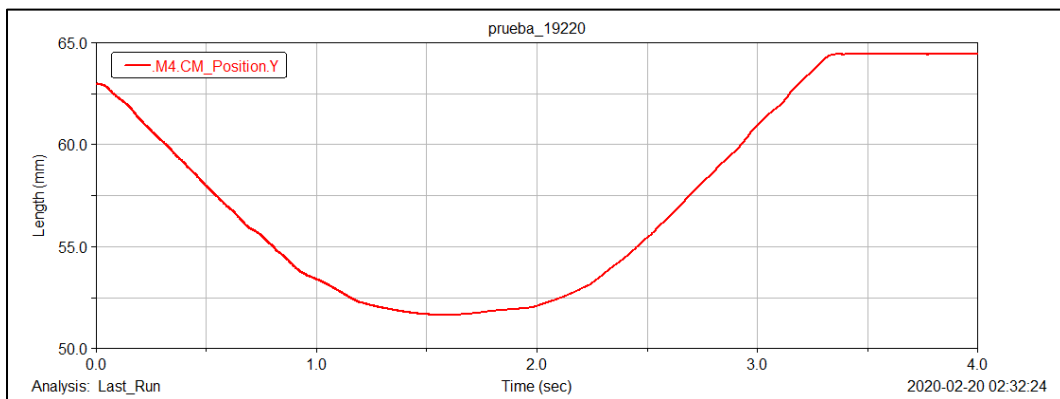
**Figura 63.** Gráfica Ángulo ( $^{\circ}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M2”

En la “Fig. 64” se compara el ángulo ( $^{\circ}$ ) vs el periodo de tiempo  $T= 4$  s del elemento “M3”. En  $T= 0$  s el ángulo es 0, la función crece de manera exponencial hasta  $T= 1.6$  s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de  $50^{\circ}$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.3$  s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de  $-10^{\circ}$ . La función se mantiene constante en ángulo  $- 10^{\circ}$  hasta  $T= 4$ s.



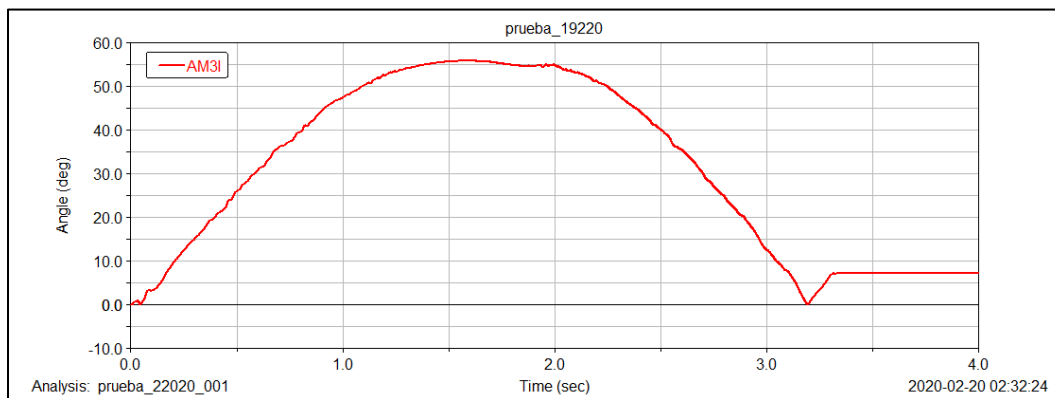
**Figura 64.** Gráfica Angulo (°) vs T= 4 s del elemento “M3”

En la “Fig. 65” se compara la longitud (mm) vs el periodo de tiempo T= 4 s del elemento “M5”. En T= 0 s la longitud es 63 mm, la función decrece de manera exponencial hasta T= 1.6 s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a la longitud de 54 mm. La función crece de manera exponencial hasta T= 3.3 s donde experimenta el máximo pico correspondiente a una longitud de 64 mm. La función se mantiene constante en la longitud de 64 mm hasta T= 4s.



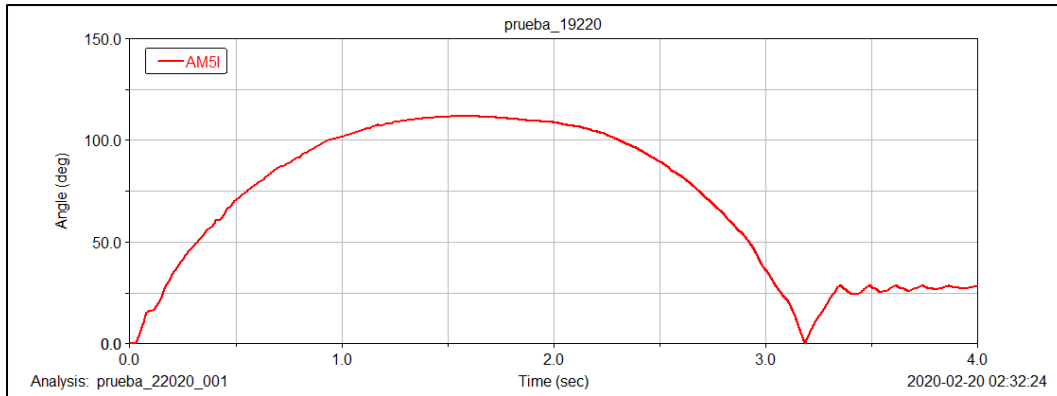
**Figura 65.** Gráfica Longitud (mm) vs T= 4 s del elemento “M5”

En la “Fig. 66” se compara el ángulo ( $^{\circ}$ ) vs el periodo de tiempo  $T= 4$  s del elemento “M3”. En  $T= 0$  s el ángulo es 0, la función crece de manera exponencial hasta  $T= 1.6$  s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de  $56^{\circ}$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.2$  s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de  $-0^{\circ}$ . La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.3$  s correspondiente a un ángulo de  $8^{\circ}$ . La función se mantiene constante en ángulo  $8^{\circ}$  hasta  $T= 4$ s.



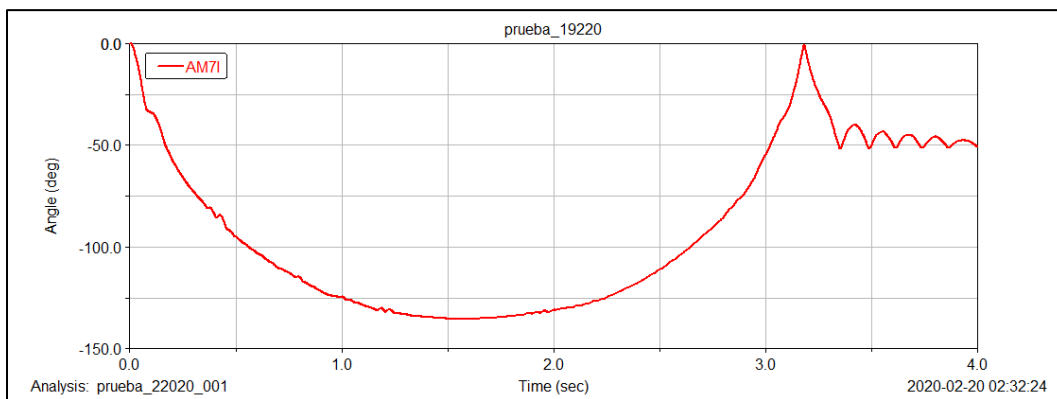
**Figura 66.** Gráfica Ángulo ( $^{\circ}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M3I”

En la “Fig. 67” se compara el ángulo ( $^{\circ}$ ) vs el periodo de tiempo  $T= 4$  s del elemento “M5I”. En  $T= 0$  s el ángulo es 0, la función crece de manera exponencial hasta  $T= 1.6$  s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de  $112^{\circ}$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.2$  s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de  $-0^{\circ}$ . La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.3$  s correspondiente a un ángulo de  $25^{\circ}$ . La función experimenta varios picos que se disipan con el tiempo en ángulo  $25^{\circ}$  hasta  $T= 4$ s.



**Figura 67.** Gráfica Angulo (°) vs T= 4 s del elemento “M5I”

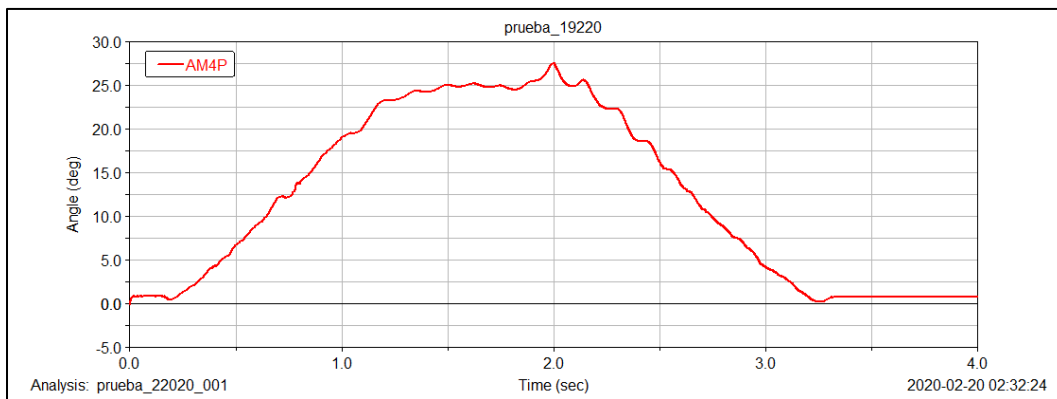
En la “Fig. 68” se compara el ángulo (°) vs el periodo de tiempo T= 4 s del elemento “M7I”. En T= 0 s el ángulo es 0, la función decrece de manera exponencial hasta T= 1.6 s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de -112°. La función crece de manera exponencial hasta T= 3.2 s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de -0°. La función crece de manera lineal hasta T= 3.3 s correspondiente a un ángulo de -50°. La función experimenta varios picos que se disipan con el tiempo en ángulo 50° hasta T= 4s.



**Figura 68.** Gráfica Angulo (°) vs T= 4 s del elemento “M7I”

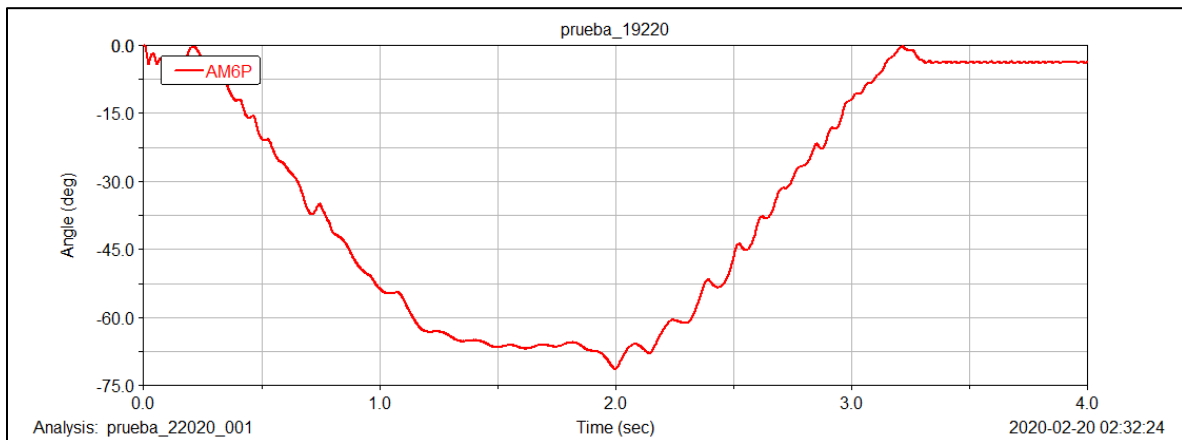
En la “Fig. 69” se compara el ángulo (°) vs el periodo de tiempo T= 4 s del elemento “M4P”. En T= 0 s el ángulo es 0. La función crece de manera lineal hasta T= 0.05 s a un ángulo de 0.1°.

La función se mantiene constante hasta  $T= 0.2$  s. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 0.25$  a un ángulo de  $0^\circ$  s. La función crece de manera exponencial hasta  $T= 2$  s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de  $27^\circ$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.3$  s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de  $0^\circ$ . La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.35$  s a un ángulo de  $0.1^\circ$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.



**Figura 69.** Gráfica Angulo ( $^\circ$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M4P”

En la “Fig. 70” se compara el ángulo ( $^\circ$ ) vs el periodo de tiempo  $T= 4$  s del elemento “M6P”. En  $T= 0$  s el ángulo es 0. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 0.05$  s a un ángulo de  $- 4^\circ$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 0.2$  s. La función crece de manera lineal hasta  $T= 0.3$  s a un ángulo de  $0^\circ$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 2$  s donde experimenta el máximo pico correspondiente a un ángulo de  $- 71^\circ$ . La función crece de manera exponencial hasta  $T= 2.5$  s donde experimenta el mínimo pico correspondiente a un ángulo de  $0^\circ$ . La función decrece de manera lineal hasta  $T= 3.3$  s a un ángulo de  $- 4^\circ$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.



**Figura 70.** Gráfica Angulo (°) vs T= 4 s del elemento “M6P”

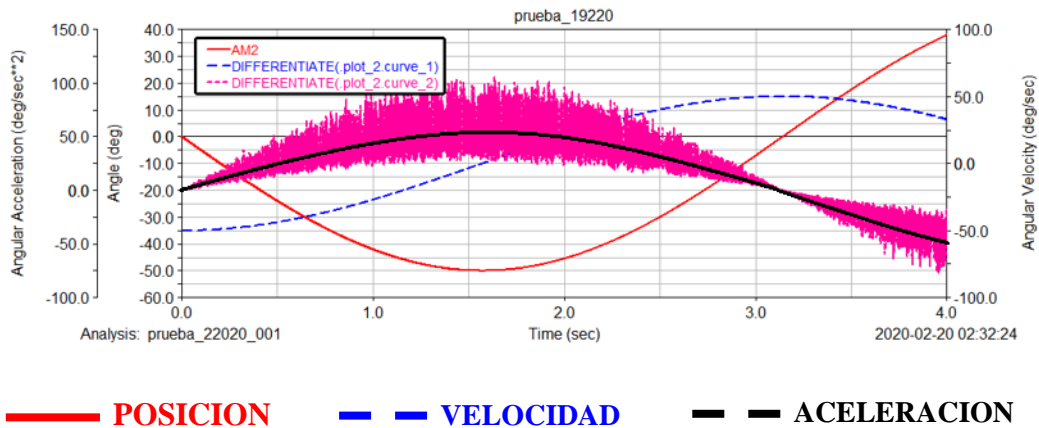
**Tabla 24.** Rango de movimientos de ángulos y traslaciones del dispositivo protesico

| ELEMENTO                      | M2   | M3   | M5    | M3I | M5I  | M7I  | M4P | M6P  |
|-------------------------------|------|------|-------|-----|------|------|-----|------|
| MOVIMIENTO MÍNIMO             | -50° | -10° | 52 mm | 0°  | 0°   | 0°   | 0°  | -71° |
| MOVIMIENTO MÁXIMO             | 38°  | 50°  | 64 mm | 56° | 112° | 112° | 27° | 0°   |
| RANGO DE MOVIMIENTO (°), (MM) | 88°  | 60°  | 12 mm | 56° | 112° | 112° | 27° | 71°  |

## 5.2 ANÁLISIS DINÁMICO

**Velocidad:** En la “Fig. 71” velocidad angular (°/s) vs T= 4 s del elemento “M2”. En T= 0 s la velocidad es - 50 °/s alcanzando su mínimo. La función crece de manera exponencial alcanzando su máximo hasta T= 3.3 s a una velocidad de 50 °/s. La función decrece de manera exponencial hasta T= 4 s a una velocidad de 17 °/s.

**Aceleración:** En la “Fig. 71” aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M2”. En  $T= 0$  s la aceleración es  $0^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial alcanzando su máximo hasta  $T= 1.6$  s a una aceleración de  $50^{\circ}/s^{**2}$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 4$  s con una aceleración de  $-50^{\circ}/s^{**2}$ .

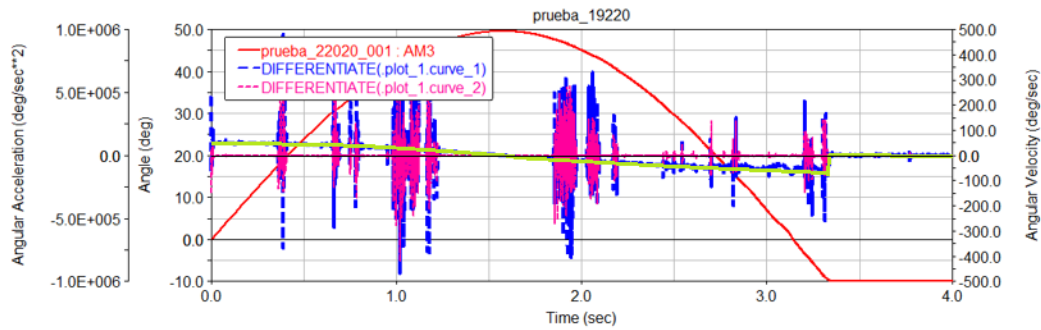


**Figura 71.** Gráfica posición angular ( $^{\circ}$ ), velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M2”

**Velocidad:** En la “Fig. 72” velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M3”. En  $T= 0$  s la velocidad es  $50^{\circ}/s$  alcanzando su máximo. La función decrece de manera exponencial alcanzando su mínimo hasta  $T= 3.3$  s a una velocidad de  $-80^{\circ}/s$ . La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.31$  s a una velocidad de  $0^{\circ}/s$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.

**Aceleración:** En la “Fig. 72” aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M3”. En  $T= 0$  s la aceleración es  $1.25 E+5^{\circ}/s$ . La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.3$  s a una aceleración de  $0^{\circ}/s^{**2}$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s. La función alcanza su máximo en  $T= 0.4$  s en a una aceleración de  $0.8 E+5^{\circ}/s^{**2}$ . La función alcanza su mínimo en  $T= 1$  s en a una aceleración de  $-0.8 E+5^{\circ}/s^{**2}$ .



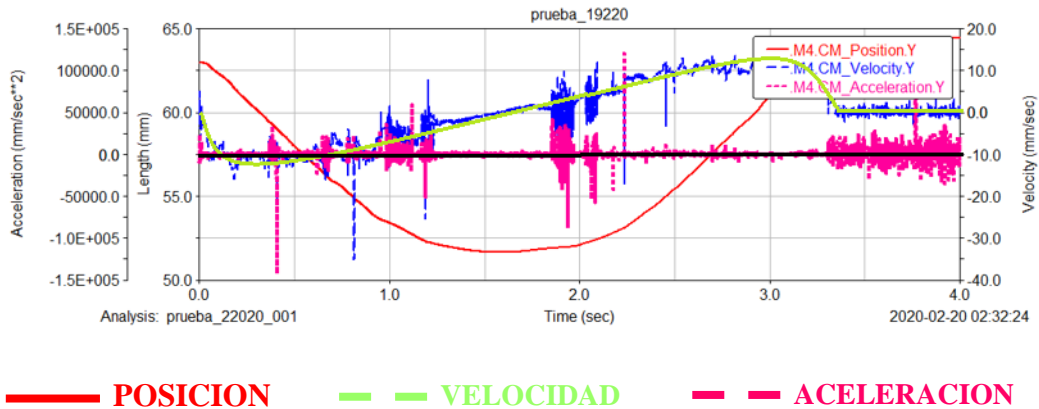


— POSICION      — VELOCIDAD      — ACELERACION

**Figura 72.** Gráfica posición angular ( $^{\circ}$ ), velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs T= 4 s del elemento “M3”

**Velocidad:** En la “Fig. 73” velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) vs T= 4 s del elemento “M5”. En T= 0 s la velocidad es 0  $^{\circ}/s$ . La función decrece de manera exponencial alcanzando su mínimo hasta T= 0.3 s a una velocidad de - 12  $^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta T= 3 s a una velocidad de 13  $^{\circ}/s$  alcanzando su máximo. La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una velocidad de 0  $^{\circ}/s$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s.

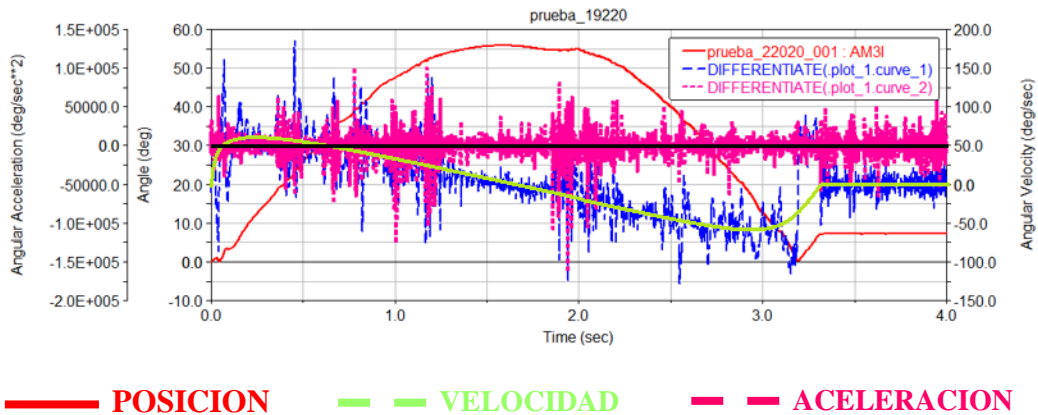
**Aceleración:** En la “Fig. 73” aceleración angular ( $mm/s^{**2}$ ) vs T= 4 s del elemento “M5”. En T= 0 s la aceleración es 0.25 E+5  $mm/s^{**2}$ . La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una aceleración de 0  $mm/s^{**2}$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s. La función alcanza su máximo en T= 2.2 s en a una aceleración de 1.2 E+5  $mm/s^{**2}$ . La función alcanza su mínimo en T= 0.4 s en a una aceleración de -1.4 E+5  $mm/s^{**2}$ .



**Figura 73.** Gráfica posición angular (mm), velocidad angular (mm/s), aceleración angular (mm/s\*\*2) vs T= 4 s del elemento “M5”

**Velocidad:** En la “Fig. 74” velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) vs T= 4 s del elemento “M3I”. En T= 0 s la velocidad es  $0^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial alcanzando su máximo hasta T= 0.3 s a una velocidad de  $60^{\circ}/s$ . La función decrece de manera exponencial hasta T= 3 s a una velocidad de  $-60^{\circ}/s$  alcanzando su mínimo. La función crece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una velocidad de  $0^{\circ}/s$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s.

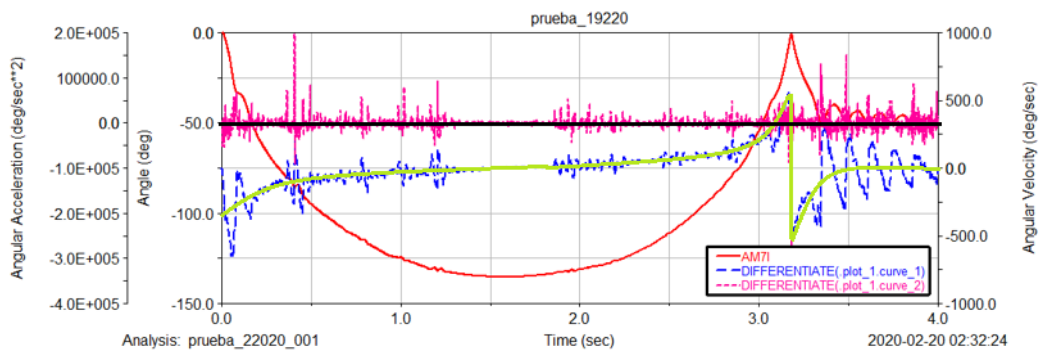
**Aceleración:** En la “Fig. 74” aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs T= 4 s del elemento “M3I”. En T= 0 s la aceleración es  $0.25 E+5^{\circ}/s^{**2}$ . La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una aceleración de  $0^{\circ}/s^{**2}$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s. La función alcanza su máximo en T= 1.2 s en a una aceleración de  $1 E+5^{\circ}/s^{**2}$ . La función alcanza su mínimo en T= 1.9 s en a una aceleración de  $-1.6 E+5^{\circ}/s^{**2}$ .



**Figura 74.** Gráfica posición angular ( $^{\circ}$ ), velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), aceleración angular ( $^{\circ}/s^2$ ) vs T= 4 s del elemento “M3I”

**Velocidad:** En la “Fig. 75” velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) vs T= 4 s del elemento “M3I”. En T= 0 s la velocidad es  $0^{\circ}/s$ . La función decrece de manera lineal hasta T= 0.1 s a una velocidad de  $-300^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta T= 3.2 s a una velocidad de  $600^{\circ}/s$  alcanzando su máximo. La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una velocidad de  $-600^{\circ}/s$  alcanzando su mínimo. La función crece de manera exponencial mantiene hasta T= 4 s a una velocidad de  $0^{\circ}/s$ .

**Aceleración:** En la “Fig. 74” aceleración angular ( $^{\circ}/s^2$ ) vs T= 4 s del elemento “M3I”. En T= 0 s la aceleración es  $-0.5 \times 10^5^{\circ}/s^2$ . La función crece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una aceleración de  $0^{\circ}/s^2$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s. La función alcanza su máximo en T= 0.4 s en a una aceleración de  $2 \times 10^5^{\circ}/s^2$ . La función alcanza su mínimo en T= 3.2 s en a una aceleración de  $-3 \times 10^5^{\circ}/s^2$ .

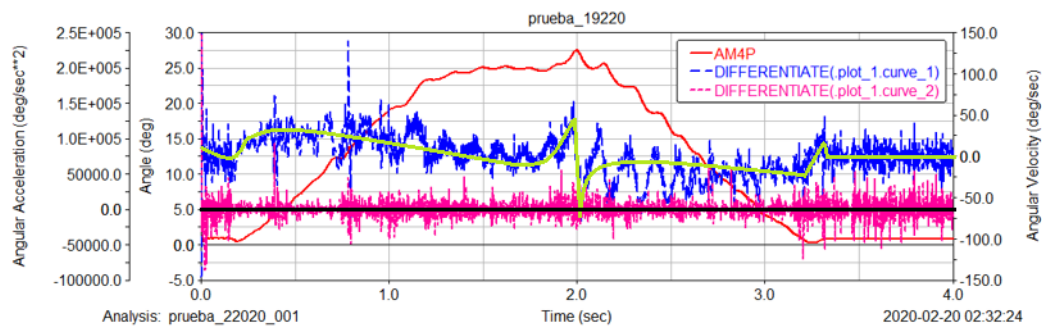


— POSICION      — VELOCIDAD      — ACELERACION

**Figura75.** Gráfica posición angular ( $^{\circ}$ ), velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs T= 4 s del elemento “M7I”

**Velocidad:** En la “Fig. 76” velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) vs T= 4 s del elemento “M4P”. En T= 0 s la velocidad es  $0^{\circ}/s$ . La función crece de manera lineal hasta T= 0.1 s a una velocidad de  $0.5^{\circ}/s$ . La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.2 s a una velocidad de  $0^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta T= 3.4 s a una velocidad de  $30^{\circ}/s$ . La función decrece de manera exponencial hasta T= 1.8 s a una velocidad de  $-15^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta T= 2 s a una velocidad de  $48^{\circ}/s$  alcanzando su máximo. La función decrece de manera lineal hasta T= 2.1 s a una velocidad de  $-55^{\circ}/s$  alcanzando su mínimo. La función crece de manera exponencial hasta T= 2.3 s a una velocidad de  $-10^{\circ}/s$ . La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una velocidad de  $-25^{\circ}/s$ . La función crece de manera lineal hasta T= 3.35 s a una velocidad de  $10^{\circ}/s$ . La función decrece de manera lineal hasta T= 3.4 s a una velocidad de  $0^{\circ}/s$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s.

**Aceleración:** En la “Fig. 76” aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M4P”. En  $T= 0.1$  s la aceleración es  $2.5 E+5$   $^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta  $T= 3.3$  s a una aceleración de  $0$   $^{\circ}/s^{**2}$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s. La función alcanza su máximo en  $T= 0.01$  s a una aceleración de  $2.5 E+5$   $^{\circ}/s^{**2}$ . La función alcanza su mínimo en  $T= 0.1$  s en a una aceleración de  $-0.8 E+5$   $^{\circ}/s^{**2}$ .

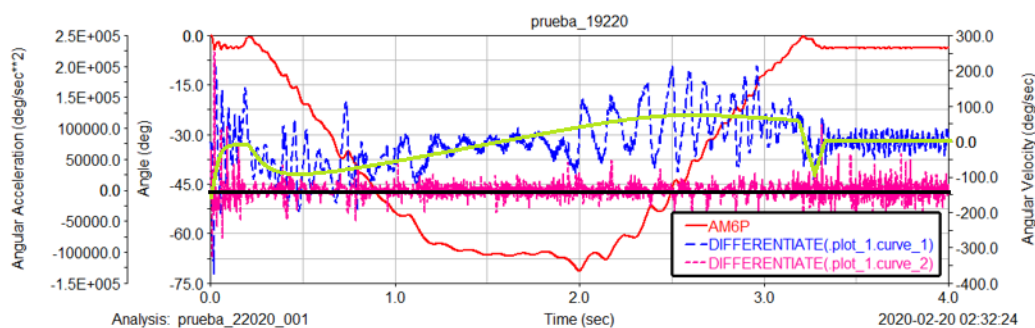


— POSICION      — VELOCIDAD      — ACELERACION

**Figura 76.** Gráfica posición angular ( $^{\circ}$ ), velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M4P”

**Velocidad:** En la “Fig. 77” velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ) vs  $T= 4$  s del elemento “M6P”. En  $T= 0$  s la velocidad es  $0$   $^{\circ}/s$ . La función decrece de manera lineal hasta  $T= 0.01$  s a una velocidad de  $-150$   $^{\circ}/s$  alcanzando su máximo. La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 0.4$  s a una velocidad de  $-100$   $^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta  $T= 2.5$  s a una velocidad de  $99$   $^{\circ}/s$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 3.3$  s. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 3.35$  s a una velocidad de  $-100$   $^{\circ}/s$ . La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.4$  s a una velocidad de  $0$   $^{\circ}/s$ . La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.

**Aceleración:** En la “Fig. 77” aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs T= 4 s del elemento “M6P”. En T= 0.01 s la aceleración es  $2.2 E+5$   $^{\circ}/s$ . La función crece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a una aceleración de  $0$   $^{\circ}/s^{**2}$ . La función se mantiene constante hasta T= 4 s. La función alcanza su máximo en T= 0.01 s a una aceleración de  $2.2 E+5$   $^{\circ}/s^{**2}$ . La función alcanza su mínimo en T= 3.2 s en a una aceleración de  $-1 E+5$   $^{\circ}/s^{**2}$ .



— POSICION      — VELOCIDAD      — ACELERACION

**Figura 77.** Gráfica posición angular ( $^{\circ}$ ), velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), aceleración angular ( $^{\circ}/s^{**2}$ ) vs T= 4 s del elemento “M6P”

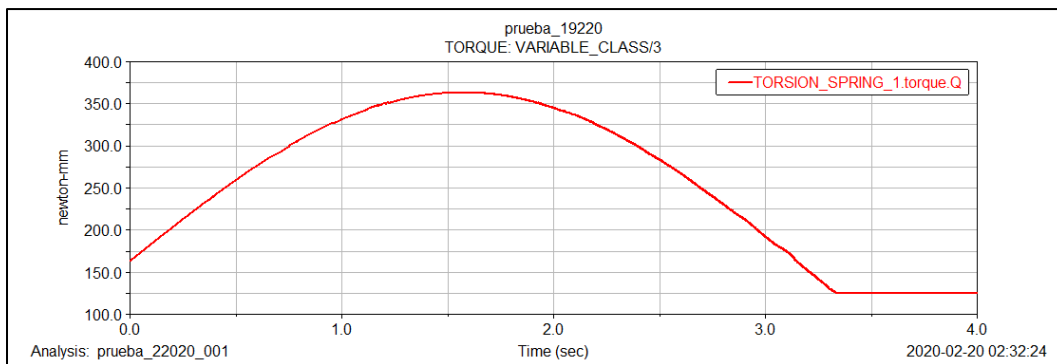
**Tabla 25.** Velocidad elementos del dispositivo protésico

| ELEMENTO           | M2  | M3   | M5  | M3I  | M5I  | M7I  | M4P  | M6P  |
|--------------------|-----|------|-----|------|------|------|------|------|
| VELOCIDAD MÍNIMA   | -50 | -467 | -35 | -128 | -338 | -664 | -146 | -373 |
| VELOCIDAD MÁXIMA   | 50  | 479  | 16  | 185  | 402  | 558  | 149  | 226  |
| RANGO DE VELOCIDAD | 100 | 946  | 51  | 313  | 740  | 1222 | 295  | 599  |

**Tabla 26.** Aceleración elementos del dispositivo protesico

| ELEMENTO             | M2  | M3                  | M5                   | M3I                  | M5I                  | M7I                 | M4P                 | M6P                 |
|----------------------|-----|---------------------|----------------------|----------------------|----------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| ACELERACIÓN MINIMA   | -77 | 8X10 <sup>5</sup>   | -1.4X10 <sup>5</sup> | -1.6X10 <sup>5</sup> | -1.4X10 <sup>5</sup> | -3X10 <sup>5</sup>  | -86378              | -1x10 <sup>5</sup>  |
| ACELERACION MÁXIMA   | 107 | -8X10 <sup>5</sup>  | 1.2X10 <sup>5</sup>  | 1X10 <sup>5</sup>    | 2.7X10 <sup>5</sup>  | 2X10 <sup>5</sup>   | 2.5X10 <sup>5</sup> | 2.2x10 <sup>5</sup> |
| RANGO DE ACELERACIÓN | 184 | 1.6X10 <sup>4</sup> | 2.6X10 <sup>5</sup>  | 2.6X10 <sup>5</sup>  | 4.1X10 <sup>5</sup>  | 4.2X10 <sup>5</sup> |                     | 3.2x10 <sup>5</sup> |

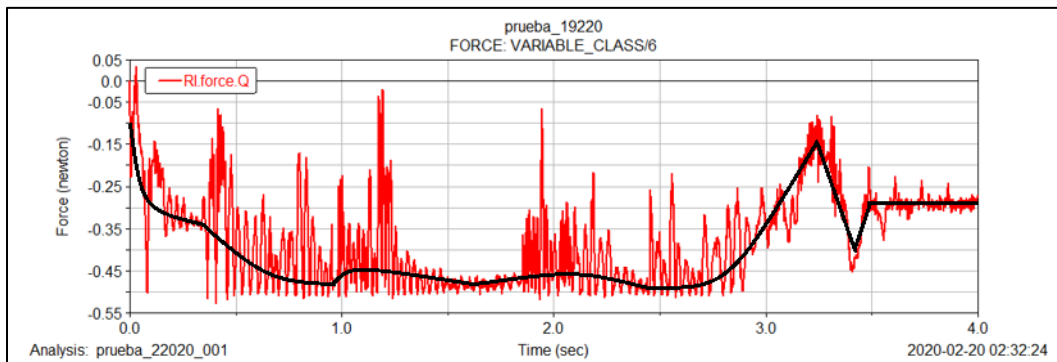
En la “Fig. 78” torque (Newton – mm) vs T= 4 s del elemento “Resorte de torsión”. En T= 0 s el torque es 0 Nmm. En T= 0.01 s el torque es 170 Nmm. La función crece de manera exponencial hasta T= 1.1 s a un torque de 370 Nmm alcanzando su máximo valor. La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a un torque de 50 Nmm alcanzando su mínimo valor. La función se mantiene constante hasta T= 4 s.



**Figura 78.** Gráfica de torque (Newton – mm) vs T= 4 s del elemento “Resorte de torsión”

En la “Fig. 79” fuerza (Newton) vs T= 4 s del elemento “Resorte del índice”. En T= 0 s la fuerza es 0 N. En T= 0.01 s la fuerza es -0.1 N. La función decrece de manera exponencial hasta T= 0.4 s a una fuerza de -0.34 N. La función decrece de manera exponencial hasta T= 0.9 s a una fuerza de -0.49 N. La función crece de manera exponencial hasta T= 1.1 s a una fuerza de -0.45 N. La función decrece de manera exponencial hasta T= 1.6 s a una fuerza de -0.49 N. La función crece de manera exponencial hasta T= 2.1 s a una fuerza de -0.45 N. La función decrece de manera

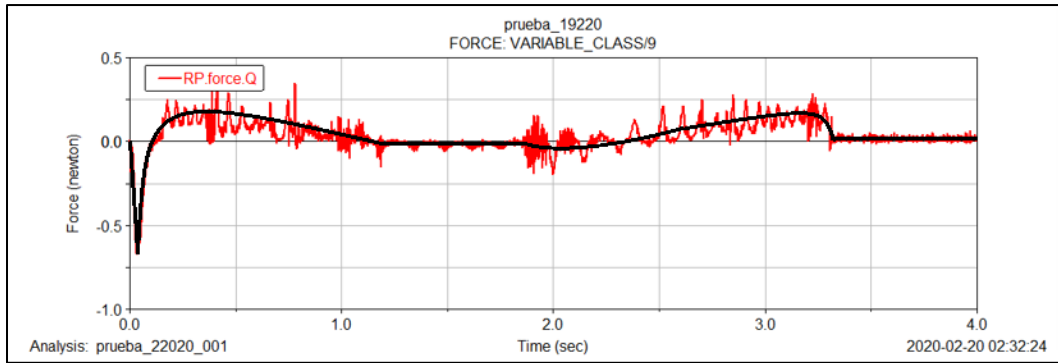
exponencial hasta  $T= 2.4$  s a una fuerza de  $-0.5$  N. La función crece de manera exponencial hasta  $T= 3.3$  s a una fuerza de  $-0.15$  N. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 3.4$  s a una fuerza de  $-0.4$  N. La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.5$  s a una fuerza de  $-0.3$  N. La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.



**Figura 79.** Gráfica de fuerza (Newton) vs  $T= 4$  s del elemento “Resorte del índice”

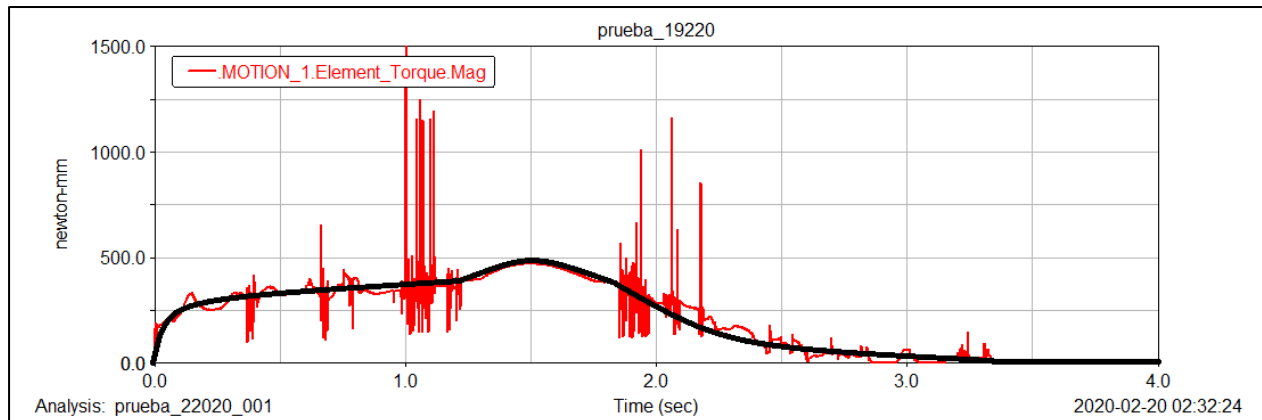
En la “Fig. 80” fuerza (Newton) vs  $T= 4$  s del elemento “Resorte del pulgar”. En  $T= 0$  s la fuerza es  $0$  N. En  $T= 0.1$  s la función crece de manera lineal a una fuerza de  $-0.4$  N. La función crece de manera exponencial hasta  $T= 0.3$  s a una fuerza de  $0.3$  N. La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 1.2$  s a una fuerza de  $0$  N. La función se mantiene constante hasta  $T= 1.8$  s. La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 2.1$  s a una fuerza de  $-0.1$  N. La función crece de manera exponencial hasta  $T= 3.2$  s a una fuerza de  $0.4$  N. La función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.35$  s a una fuerza de  $0.01$  N. La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.



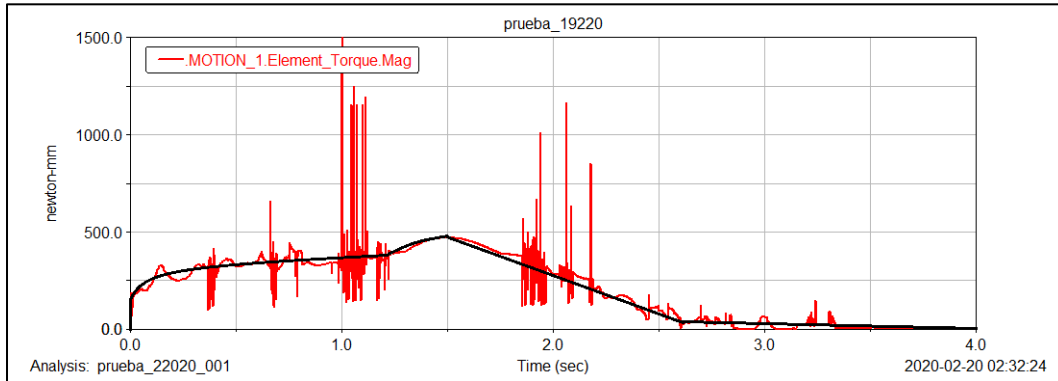


**Figura 80.** Gráfica de fuerza (Newton) vs T= 4 s del elemento “Resorte pulgar”

En la “Fig. 81” torque (Newton) vs T= 4 s del elemento “M2”. En T= 0 s la fuerza es 0 N. En T= 1.3 s la función crece de manera exponencial a un torque de 325 Nmm. La función crece de manera exponencial hasta T= 1.5 s a un torque de 500 Nmm. La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.4 s a un torque de 0 Nmm. La función se mantiene constante hasta T= 4 s.

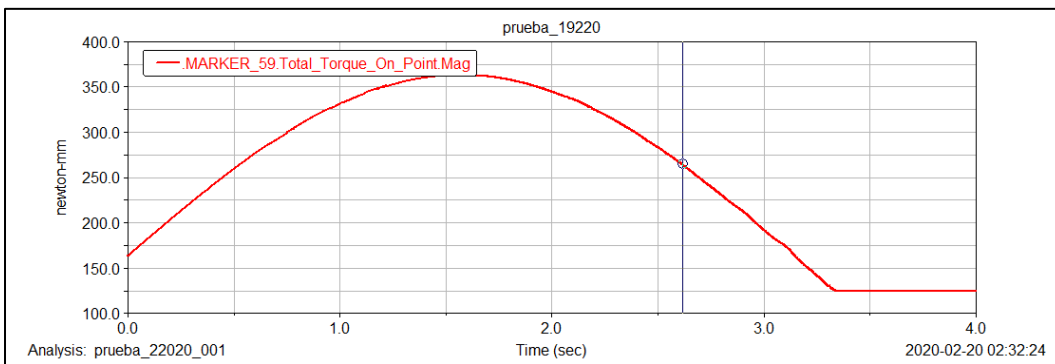


**Figura 81.** Gráfica de fuerza (Newton) vs T= 4 s del elemento “M2”



**Figura 82.** Gráfica de torque (Newton – mm) vs T= 4 s del elemento “M3”

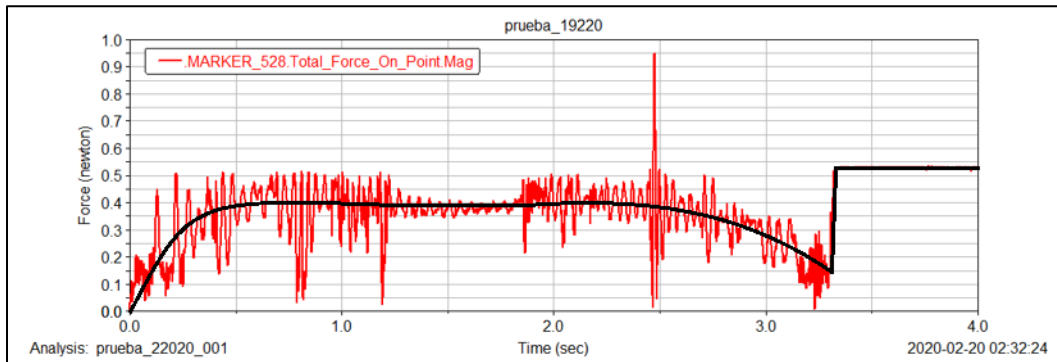
En la “Fig. 82” torque (Newton – mm) vs T= 4 s del elemento “M3”. En T= 0 s el torque es 0 Nmm. En T= 0.01 s el torque es 170 Nmm. La función crece de manera exponencial hasta T= 1.1 s a un torque de 370 Nmm alcanzando su máximo valor. La función decrece de manera exponencial hasta T= 3.3 s a un torque de 50 Nmm alcanzando su mínimo valor. La función se mantiene constante hasta T= 4 s.



**Figura 83.** Gráfica de torque (Newton – mm) vs T= 4 s del elemento “M5”

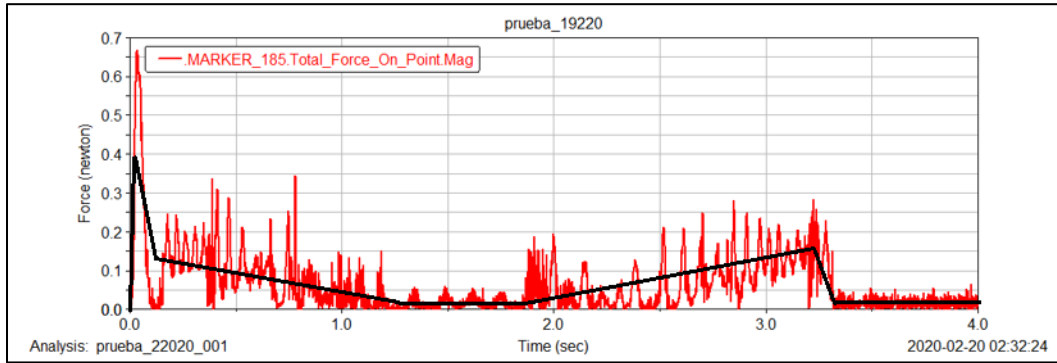
En la “Fig. 83” fuerza (Newton) vs T= 4 s del elemento “M5”. En T= 0 s la función crece de manera exponencial a una fuerza de 0.4 N. La función se mantiene constante hasta T= 2.9 s. La

función decrece de manera exponencial hasta  $T= 3.4$  s a una fuerza de 0.15 N. La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.35$  s a una fuerza de 0.54 N. La función se mantiene constante hasta  $T= 4$  s.



**Figura 84.** Gráfica de fuerza (Newton) vs  $T= 4$  s del elemento “M5”

En la “Fig. 84” fuerza (Newton) vs  $T= 4$  s del elemento “M2P”. En  $T= 0$  s la función crece de manera lineal a una fuerza de 0.4 N. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 0.2$  s a una fuerza de 0.14 N. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 1.3$  s a una fuerza de 0.03 N. La función se mantiene constante hasta  $T= 1.9$  s. La función crece de manera lineal hasta  $T= 3.2$  s a una fuerza de 0.15 N. La función decrece de manera lineal hasta  $T= 3.3$  s a una fuerza de 0.03 N. La función se mantiene constante hasta  $T= 4.0$  s.



**Figura 85.** Gráfica de fuerza (Newton) vs T= 4 s del elemento “M2P”

**Tabla 27.** Fuerzas y torques del dispositivo protesico

| ELEMENTO           | RESORTE DE TORSIÓN | RESORTE DE INDICE | RESORTE PULGAR | M2  | M3    | M4  | M1E | M2P |
|--------------------|--------------------|-------------------|----------------|-----|-------|-----|-----|-----|
| <b>FUERZA (N)</b>  | -                  | -0.5              | -0.7           | -   | -     | 0.9 | 0.9 | 0.7 |
| <b>TORQUE (Nm)</b> | 0.363              | -                 | -              | 0.4 | 0.363 | -   | -   | -   |

Las graficas de las “Fig. 63 - 70” muestran el movimiento angular respecto de T= 4 de los elementos, no fueron tomados todos los elementos de los juegos de barras de los dedos debido a que todos los dedos presentan la misma configuración, por lo que un solo dedo es suficiente para representar la cinemática de los demás.

Al observar la gráfica de la “Fig. 63” se puede observar que la función es una función de tipo senoidal, esto coincide con la “Ecuación 1”:

Ecuación 1.

$$\theta \sin (seg) = MOVIMIENTO ANGULAR M2$$

Expresión que se utiliza en para simular el giro de la pronosupinación.

En la gráfica de la “Fig. 64” que corresponde al elemento “M3” se puede observar que la función sigue la misma tendencia de la “Fig. 63”, cabe recordar que esto se debe a que el elemento “M2” desplaza al elemento “M3” por lo que es de esperar que las funciones sigan la misma trayectoria. Sin embargo, también se puede apreciar que la trayectoria de la función del elemento “M3”, se ve interrumpida cuando llega a un valor de  $10^\circ$ , esto se debe a que el resorte de torsión detiene el elemento “M3” impidiendo que este pueda seguir la trayectoria de la función de “M2”.

La “Fig. 65” muestra el desplazamiento de “M5” a lo largo del eje y. De acuerdo a la “tabla 24”, presenta un rango de 12 mm aproximadamente, desplazamiento que es suficiente para cerrar los dedos de la mano sin causar interferencias entre los componentes. Cabe aclarar que el recorrido puede ser mucho mayor una vez que la mano se encuentre sujetando algún volumen.

Para el caso del “pulgar”, que solo cuenta con las dos últimas falanges, las uniones del juego de barras cumplen la misma función. En la “tabla 24” se ve una amplificación del movimiento de más de la mitad. También, es posible apreciar que en las “Fig. 69 y 70” las funciones de las gráficas presentan una mayor interferencia, esto puede tener que ver con la diferente configuración que tiene el pulgar en comparación de los otros dedos.

Para realizar un análisis dinámico primero se tomó la curva de posición y se obtuvo su primera derivada (velocidad), luego se tomó la curva de velocidad y se obtuvo su derivada (aceleración). Ver “Fig. 71 – 77”.

La primera apreciación que salta a la vista de los resultados de la cinemática se observa en la “tabla 25” que compara las velocidades de los elementos del dispositivo protésico, se ve un salto

muy repentino de velocidad de la velocidad de “M2” a “M3”, teniendo en cuenta que “M3” prácticamente debe replicar el movimiento de “M2”.

En cambio, si observamos la velocidad de “M5”, es de notar que su velocidad está más próxima a “M2”, siendo este un valor más real y próximo a la realidad.

En el comportamiento de la velocidad de las falanges hay un cambio incremental en la velocidad. Este comportamiento no es sorprendente teniendo en cuenta que, como se menciona en el análisis cinético, las uniones del juego de barras de los dedos amplifican el movimiento aumentando la velocidad en las falanges distales.

Algo muy similar sucede en el dedo pulgar que incrementa su velocidad en la falange distal, al comparar la velocidad del elemento “M4P”, del elemento “M6P” esta última es mayor. Ver “tabla 25”.

Cuando se fija la atención en la “tabla 26” correspondiente a las aceleraciones de los elementos, los comportamientos son menos predecibles. Al observar la aceleración máxima del elemento “M2” respecto del elemento “M3”, se tiene un aumento significativo por 5 cifras. Valor que en promedio se mantiene en todos los demás elementos.

Se obtuvieron torques y fuerzas de los elementos “M2”, “M3” Y “M4”, que están involucrados en la entrada y transformación del movimiento. El elemento “M1E”, que es el cilindro que transmite el primer movimiento al juego de barras del dedo meñique (se tomó como referencia esta vez el dedo meñique para analizar el comportamiento de las fuerzas en el dedo más distal de la mano). Y por último el elemento “M2P”, es decir el cilindro del dedo pulgar.

También se obtuvo información del análisis del comportamiento del torque en los resortes “de torsión”, del dedo “índice” y del dedo “pulgar”. Como hemos visto en las gráficas anteriores

aquellas que están asociadas a un movimiento angular tienen un comportamiento senoidal, esta misma cualidad se puede apreciar en las fuerzas de torque considerando que son fuerzas que se aplican a sistemas angulares, en el caso de la “Fig. 78” vemos que la función que se genera es una función senoidal, la “tabla 27” muestra que el máximo torque obtenido es de 0.3 Nm.

Las “Fig. 79 y 80”, contienen la información de los resortes involucrados en el agarre adaptativo de los dedos “índice” y “pulgar”, es el comportamiento común de un resorte cuyas fuerzas oscilan de un extremo a otro. Aunque el resorte del dedo índice presenta una constante actividad en la fuerza no logra superar la máxima fuerza ejercida por el resorte del pulgar, principalmente en el comienzo, quizá dando muestra del jalón que ejerce el elemento “M5” en el pulgar.

El análisis sobre el torque del elemento “M2” arroja información acerca del torque requerido para activar el dispositivo protésico. Según la “tabla 25” el valor es de 0.4 Nm valor que si se pone en contraste con (Ricardo G Vanegas J, 2007) que sugiere que el torque máximo ejercida por el movimiento de pronosupinación es de 0.7 Nm, se mantiene por debajo de este valor. Ver “Fig. 81”.

El torque del elemento “M3”, presenta una función más acorde al comportamiento senoidal del movimiento, esto puede deberse a que el elemento se encuentra en contacto con el resorte de torsión que permite su regreso al punto inicial. Ver “Fig. 82”.

De manera similar al caso anterior la “Fig. 85” que representa la fuerza ejercida por el elemento “M2P” cilindro del pulgar se encuentra unido a “M1P” por medio de un resorte. El dispositivo tiene un peso aproximado de 800g lo cual se encuentra en el doble de proporción del peso estimado de una mano promedio 400g (Chandler RF, 1975). El peso se encuentra por encima

de la media de las prótesis de actuación corpórea que se encuentra entre los 447 g (G. Smith, 2012), e incluso de los terminales protésicos de actuación extra – corpórea (Fillauer, 2019).

El dispositivo protésico fue simulado en un software de simulación multicuerpo, del que se obtuvieron diferentes resultados acerca de longitudes de movimientos, velocidades de movimiento, aceleraciones, fuerzas y torques. Las longitudes de movimiento responden a los requerimientos de diseño que exige una amplitud de movimiento para pronosupinación de miembro superior amputado al nivel transradial de 120° (Paul Klopsteg, 1954).

Debido a que el dispositivo protésico es un dispositivo de actuación corpórea la velocidad de respuesta del dispositivo obedece a la velocidad del movimiento de pronosupinación entregado por el paciente, esto dependerá de la fuerza requerida para activar el dispositivo protésico, esta es una característica muy común de los dispositivos protésicos de actuación corpórea.

Se sugiere para un siguiente diseño un análisis de elementos finitos para encontrar materiales homólogos a los propuestos más ligeros pero que aseguren la eficiencia de los mecanismos.

Corresponderá al siguiente diseño un proceso de optimización que potencialice cada una de las características del diseño para lograr un diseño más eficiente.



## **6. CONCLUSIONES**

De acuerdo con los objetivos propuestos al inicio del trabajo se plantean las siguientes conclusiones:

Se diseñó un dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial, de actuación corpórea por medio del movimiento de pronosupinación para personas víctimas del conflicto armado en Colombia.

Se realizó la simulación del dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial, de actuación corpórea por medio de un sistema CAD con modelamiento multicuerpo “MSC Adams”.

Fueron analizados los resultados cinemáticos y cinéticos de la simulación del dispositivo protésico de miembro superior penta-digital al nivel de amputación transradial, de actuación corpórea por medio de un sistema CAD con modelamiento multicuerpo “MSC Adams”.

## 7. PROYECCIONES

De acuerdo a los análisis de los resultados y las conclusiones se proponen algunas proyecciones, a fin de robustecer y concluir el trabajo de investigación:

De acuerdo con los objetivos propuestos al inicio del trabajo se plantean las siguientes conclusiones:

Análisis de elementos finitos para encontrar materiales homólogos a los propuestos más ligeros pero que aseguren la eficiencia de los mecanismos.

Optimización que potencialice cada una de las características del diseño para lograr un diseño más eficiente.

Simulación el dispositivo protesico con un sistema de agarre adaptativo.

Construcción y evaluación del dispositivo protesico en personas amputadas.

## 8. REFERENCIAS

- Biddiss E, B. D. (2007). Consumer design priorities for upper limb prosthetics. *Disabil Rehabil Assist Technol*, <https://www.tandfonline.com/doi/citedby/10.1080/17483100701714733?scroll=top&needAccess=true>.
- Bupa Salud. (2018). *Bupa Salud*. Obtenido de <https://www.bupasalud.com/contenido/salud-bienestar/vida-bupa/lesiones-por-esfuerzo-repetitivo-ler>
- C. Tapia, O. U. (2017). VARIABLE STIFFNESS HAND PROSTHESIS: A SYSTEMATIC REVIEW. *Investigacion y Desarrollo*.
- Chandler RF, C. D. (1975). *Investigation of inertial properties of the human hand*. Washington (DC).
- Christian Pylatiuk, S. S. (2007). Results of an Internet survey of myoelectric prosthetic. *Prosthetics and Orthotics International*, 362 – 370.
- Cívicos, A. H. (2004). Algunas reflexiones y aportaciones en torno a los enfoques teóricos y prácticos de la investigación en trabajo social. *Revista Acciones e investigaciones sociales*, 23, 25-55.
- Comision de Salud Publica. (Abril de 2.000). *Movimientos Repetidos*. Madrid, España: MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO Secretaría General Técnica Centro de Publicaciones.
- Craig, L. (1955). The Biomechanics of Control in Upper-Extremity Protheses. *Artificial Limbs*, 4 - 25.
- David, D. (1912). *U.S. Patente nº 1.042.413*.
- Diane J, D. C. (1996). Epidemiologic Overview of Individuals with Upper-Limb Loss and Their Reported Research Priorities. *Journal of Prosthetics and Orthotics*.
- Diaz, C. E. (Julio de 2019). *Hospital Militar Central*. Obtenido de Hospital Militar Central: [https://www.hospitalmilitar.gov.co/sites/default/files/programa\\_padpa\\_amputados\\_y\\_protosis\\_2019.pdf](https://www.hospitalmilitar.gov.co/sites/default/files/programa_padpa_amputados_y_protosis_2019.pdf)
- Dorrance, D. W. (1912). *US Patente nº 1.042.413*.
- Enabling the Future. (2018). *Enabling the Future*. Obtenido de <http://enablingthefuture.org/>
- Fillauer. (23 de Febrero de 2020). *Fillauer*. Obtenido de Fillauer: <http://fillauer.com/Upper-Extremity-Prosthetics/body-powered-systems/hands-and-gloves/index.php>

- G. Smith, R. B. (2012). Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices. *Journal of Rehabilitation Research and Development*.
- Hospital Militar Central. (20 de Abril de 2018). *Hospital Militar Central*. Obtenido de Hospital Militar Central: <https://www.hospitalmilitar.gov.co/comunicaciones-publicas/noticias/81-anos-de-historia-al-servicio-de-colombia>
- Jon W. Sensinger, J. L. (2015). Design and evaluation of voluntary opening and voluntary closing. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 63-75.
- Jorge. Z, D. K. (20 de Julio de 2015). *NCBI*. Obtenido de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4304188/>
- Joseph T, J. L. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*.
- K. Berning, S. C. (2014). Comparison of body-powered voluntary opening and voluntary closing prehensor for activities of daily life. *Journal of Rehabilitation Research and Development*.
- kapandji, A. I. (2006). *Fisiologia Articular Tomo I*. Madrid: Panamericana.
- Kejlaa, G. H. (1993). Consumer concerns and the functional value of prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 157-163.
- Martinez, M. (2004). Los grupos focales de discusión como método de investigación. *Heterotopía*, 26, 59 - 72.
- N. Dechev, W. C. (2001). Multiple finger, passiveadaptive grasp prosthetic hand. *Mechanisms and machine theory*, 1158-1173.
- Oficina del Alto Comisionado para la Paz. (17 de Febrero de 2020). *Descontamina Colombia*. Obtenido de Accion Contra Minas: <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/Estadisticas-de-ERM.aspx>
- Ossur. (23 de Febrero de 2020). *Ossur*. Obtenido de Ossur: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms>
- ottobock. (23 de Febrero de 2020). *ottobock*. Obtenido de ottobock: <https://www.ottobock.com/en/company/innovations/>
- Paul Klopsteg, P. W. (1954). *Human Limbs and Their Substitutes : Presenting Results of Engineering and Medical Studies of the Human Extremities and Application of the Data to the Design and Fitting of Artificial Limbs and to the Care and Training of Amputees*. McGraw Hill.
- Perez, H. M. (2 de Noviembre de 2016). *Ejercito Nacional de Colombia*. Obtenido de <https://www.ejercito.mil.co/?idcategoria=404950>
- Prostheses, T. B.-E. (1955). Craig L. Taylor. *Artificial Limbs* , 4-25.

- R. Viladot, O. C. (1994). *Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor: Extremidad superior*. Barcelona: MASSON.
- Ricardo G Vanegas J, D. O. (2007). Diseño y Control de un Exoesqueleto para Rehabilitación Motora en Miembro Superior. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, 758-761.
- Richard G. Budynas, J. K. (2008). Diseño en ingeniería mecánica de Shigley. En J. K. Richard G. Budynas, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (págs. 4-8). Mexico: McGRAW-HILL.
- Santiago, M. (29 de Agosto de 2012). *SlideShare*. Obtenido de SlideShare: <https://es.slideshare.net/marckamstel/protesis-tipos-y-caracteristicas>
- Selpho, W. (1857). *U.S. Patente n° 18.021*.
- Smit, G. (2013). Natural Grasping Design and evaluation of a voluntary closing adaptive hand prosthesis. *TU Delft*.
- steeper. (23 de Febrero de 2020). *steeper*. Obtenido de steeper: <https://www.steepergroup.com/prosthetics/upper-limb/terminal-devices/>
- Stephanie Carey, D. L. (2015). Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 247-262.
- T. Laliberté, M. G. (1998). SIMULATION AND DESIGN OF UNDERACTUATED MECHANICAL HANDS. *Mechanism and Machine Theory*.
- Timothy R, L. E. (2002). Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States. *Southern Medical Journal*, 875 - 883.
- Timothy Sullivan, K. S. (2011). DESIGN AND FABRICATION OF A HYBRID BODY-POWERED PROSTHETIC HAND. *IMECE2011-62958*, 1-8.