



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño de prototipo de prótesis mecánica de mano

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Barreto Sánchez Victor Francisco

DIRECTOR DE TESIS

M.I. Rosa Itzel Flores Luna



Ciudad Universitaria, Cd. Mx.,

Mayo 2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Contenido

Introducción	- 2 -
1. ANTECEDENTES	- 3 -
1.1 Discapacidad y amputaciones en México	- 3 -
1.2 Anatomía de mano	- 7 -
3 Huesos:	- 7 -
4 Músculos y Tendones	- 8 -
5 Articulaciones	- 10 -
1.3 Biomecánica de la mano y muñeca	- 12 -
1.4 Tipos de prótesis	- 14 -
2. DISEÑO CONCEPTUAL	- 17 -
2.1 Estado del arte	- 17 -
2.2 Especificaciones de Diseño	- 19 -
2.3 Diseño Conceptual	- 21 -
2.4 SISTEMA MECÁNICO	- 23 -
2.5 MECANISMO DE ACCIONAMIENTO	- 32 -
2.6 SELECCIÓN DE CONCEPTOS	- 32 -
3. DISEÑO DE DETALLE	- 36 -
3.1 Investigación de datos	- 37 -
3.2 Análisis de mecanismos	- 41 -
3.3 Diseño CAD	- 47 -
3.4 Materiales a utilizar	- 51 -
3.5 Análisis CAE	- 52 -
4 Resultados	- 54 -
5 Conclusiones y trabajo a futuro	- 59 -
Apéndice A	- 60 -
Bibliografía	- 76 -

Introducción

“Dentro de las discapacidades, las personas con discapacidad física representan el colectivo más numeroso, lo cual no obsta para que la atención que reciben no guarde ningún tipo de relación con tal relevancia cuantitativa”¹

Los primeros accidentes de trabajo son las lesiones traumáticas de mano, los cuales alrededor de 12,000 personas al año llegan a perder su parte de la extremidad superior, lo cual provoca incapacidad para las personas lesionadas e impide que puedan seguir realizando sus trabajos o actividades de su vida cotidiana de manera normal.

Las personas que llegan a sufrir este tipo de lesiones pueden adquirir algún tipo de prótesis que pueda ayudarles a poder realizar actividades de una mejor manera pero las prótesis que hay disponibles en México, las mioeléctricas son muy costosas y las mecánicas solo hay de algún tipo así como solo extranjeras.

El objetivo de este trabajo es el diseñar un nuevo tipo de prótesis mecánica de mano, objetivos secundarios también son como intentar que a una persona que fuera amputada de una o ambas manos pueda permitirle tener un mejor desempeño que con las que se encuentra en el mercado ahora.

La necesidad de desarrollar un diseño que pueda producirse en nuestro país surge al ver los problemas que enfrenta nuestro país ante este tema, ya que en México no estamos tan desarrollados en lo que es sobre el desarrollo de productos médicos para una mejor atención a personas lesionadas, y uno de los grandes problemas es la amputación de miembros superiores e inferiores por diversos problemas desde médicos hasta de trabajo en industria entre otros.

¹ Verdugo, 2002, p.145

1. ANTECEDENTES

En este capítulo hablaremos sobre los conceptos que se necesitaron para realizar el trabajo y se llevó a cabo el enfoque para poder hacer la prótesis mecánica, así como los conocimientos previos del brazo humano para poder intentar realizar algunas de sus acciones principales que puede realizar

1.1 Discapacidad y amputaciones en México

Discapacidad. Es toda restricción o ausencia de la capacidad para realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para un ser humano, como consecuencia de una deficiencia. Las discapacidades reflejan, por tanto, trastornos al nivel de la persona. [1]

El Instituto Nacional de Estadística Geográfica e Informática (INEGI) tiene una clasificación de tipos de discapacidad la cual está organizada en dos niveles: grupo y subgrupo. El primer nivel de la clasificación está formado por cuatro grandes grupos de discapacidad y el grupo de las claves especiales, todos con claves numéricas de un dígito:

Grupo 1 Discapacidades sensoriales y de la comunicación

Grupo 2 Discapacidades motrices

Grupo 3 Discapacidades mentales

Grupo 4 Discapacidades múltiples y otras

Grupo 9 Claves especiales [1]

Para esta investigación nos enfocamos en el grupo 2, el cual comprende a las personas que presentan discapacidades para caminar, manipular objetos y de coordinación de movimientos para realizar actividades de la vida cotidiana y está conformado por 3 subgrupos:

GRUPO 2 DISCAPACIDADES MOTRICES

SUBGRUPO 210 DISCAPACIDADES DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES, TRONCO, CUELLO Y CABEZA

SUBGRUPO 220 DISCAPACIDADES DE LAS EXTREMIDADES SUPERIORES

SUBGRUPO 299 INSUFICIENTEMENTE ESPECIFICADAS DEL GRUPO DISCAPACIDADES MOTRICES [1]

De estos tomamos el subgrupo 220 el cual Comprende a las personas que tienen limitaciones para utilizar sus brazos y manos por la pérdida total o parcial de ellos, y aquellas personas que aun teniendo sus miembros superiores (brazos y manos) han perdido el movimiento, por lo que no pueden realizar actividades propias de la vida cotidiana.

En un informe de la Secretaría del Trabajo y Prevención Social (STPS) que se ha realizado se registraron por:

Tabla 1.1 Accidentes de Trabajo Según Región Anatómica y sexo, 2009 – 2011 Nacional [2]

Región Anatómica	2009		2010		2011	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Muñeca y mano	65,539	20,957	78,190	26,242	84,633	28,878
Tobillo y pie	30,317	12,963	35,966	16,512	38,643	18,322
Cabeza y cuello (excluye lesión en ojo y sus anexos)	25,690	10,712	29,609	13,629	31,588	14,586
Miembro inferior (excluye tobillo y pie)	23,700	8,418	24,485	12,353	30,036	12,365
Abdomen, región lumbosacra, columna lumbar y pelvis	23,973	10,797	27,640	11,020	25,436	12,783
Miembro superior (excluye muñeca y mano)	21,089	6,996	25,228	8,977	27,522	10,077
Cuerpo en general (incluye lesiones múltiples)	8,097	2,960	8,942	3,406	10,138	3,752
Tórax (incluye lesiones en órganos intratorácicos)	7,439	1,127	7,863	1,586	7,603	1,593
Ojo (incluye lesiones en ojo y sus anexos)	7,025	1,434	0	0	7,893	1,185
Región anatómica no identificada	0	0	10,532	4,575	36,528	14,009
Varios de frecuencia menor	57,073	22,398	35,254	13,167	0	0

La cual nos muestra que la región mayor afectada siempre es la muñeca y mano en tanto hombres como mujeres. Y en la siguiente tabla nos muestran el índice de amputaciones en:

Tabla 1.2 Accidentes de Trabajo Según Tipo de Lesión y Sexo, 2009-2011 Nacional [2]

Tipo de Lesión	2009		2010		2011	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Traumatismos superficiales	61,811	27,484	73,128	34,968	71,643	35,282
Luxaciones, esguinces y desgarros	53,270	26,116	59,836	32,410	63,004	35,096
Heridas	50,478	12,236	58,781	14,756	63,083	16,174
Fracturas	22,431	3,798	27,892	5,447	30,647	5,896
Traumatismos	12,393	3,787	13,378	4,110	12,208	3,580
Quemaduras y corrosiones	3,653	1,409	4,028	1,687	7,094	2,731
Cuerpo extraño	4,523	595	4,522	558	4,353	487
Amputaciones	2,941	446	2,879	490	2,993	478
Intoxicaciones	0	0	0	0	756	330
Varios de frecuencia menor	58,442	22,891	39,265	17,041	44,239	17,496

La cual nos muestra que el índice de amputaciones va en aumento anualmente por el crecimiento de la industria, y que además como el 70% aproximadamente quedan en incapacidad permanente para seguir trabajando como muestra la siguiente tabla de:

Tabla 1.3 Incapacidades Permanentes por Riesgos de Trabajo Según Naturaleza de la Lesión y Sexo, 2009-2011 Nacional [2]

Naturaleza de la Lesión	2009		2010		2011	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Hipoacusias	1,516	34	2,609	48	2,559	66
Amputación traumática de la muñeca y de la mano	1,946	322	1,956	346	2,065	334
Neumoconiosis	785	6	2,598	34	2,321	28
Fractura a nivel de la muñeca y de la mano	1,611	244	1,707	269	1,858	295
Fractura de la pierna, inclusive el tobillo	1,109	166	1,234	203	1,519	247
Fractura del antebrazo	718	227	836	277	977	319
Herida de la muñeca y de la mano	733	152	850	154	939	193
Fractura del fémur	494	62	600	72	725	84
Fractura del hombro y del brazo	344	86	420	98	487	114

Una amputación por debajo de la inserción del bíceps y próxima a la articulación MCF equivale a una deficiencia de la extremidad superior del 90 al 95 por 100, dependiendo de su localización.

En la limitación del movimiento se tiene que la unidad funcional de la muñeca representa el 60 por 100 de la función de la extremidad superior.

Tabla 1.4 Articulaciones de la mano [3]

Zona	Tipo de Articulación	Flexión/ Extensión	Pronación / Supinación	Abducción / Aducción
Muñeca	Cóndilo	70-90/65-85°	-	15-25/25-40°
Dedo, metacarpo-falangianas	Cóndilo	85-100/0-40°	-	-
<i>Interfalangianas</i>	<i>Tróclea</i>	<i>90-120 / completa</i>	-	-
Interfalangianas distales	Tróclea	80-90 / completa	-	-
Pulgar, metacarpofalangica	Tróclea	40-90 /completa	-	-
Pulgar, metacarpofalangica	Tróclea	80-90/ completa	-	-
Carpometacarpiana	Silla de montar	15-45/0-20	-	50-70°/-

Deberán sumarse los porcentajes de deficiencia de flexión y extensión para obtener el porcentaje de deficiencia de la extremidad superior.

En relación a los accidentes de trabajo, cada año en el país se amputan más de 3,300 manos de forma total o parcial y se otorgan más de 2,200 incapacidades permanentes por este concepto (Tabla 1.5).

Tabla 1.5 Amputaciones e incapacidades permanentes por amputación de muñeca y mano debidas a accidentes en el trabajo durante el periodo 2009-2011

Año	Amputaciones	Incapacidades permanentes por amputación de muñeca y mano
2009	3387	2268
2010	3369	2302
2011	3471	2399
Total	10227	6969

Fuente: Elaboración propia con datos de Secretaría del Trabajo y Previsión Social (2012)

Como podemos observar en la tabla anterior el número de amputaciones que se presentan por año es una gran cantidad de personas que sufren por este problema y requieren un apoyo para poder continuar realizando actividades necesarias para la vida cotidiana, podemos observar que también por el crecimiento de la industria el número de amputados ira creciendo.

1.2 Anatomía de mano

La mano es el órgano terminal de la extremidad superior, que en el ser humano es una de las partes más importantes del cuerpo, por su gran funcionalidad, brinda la posibilidad de ser un segmento efector, sensitivo, permite realizar múltiples movimientos y acciones necesarias para la supervivencia y relación con el medio ambiente.

La mano está compuesta por una amplia división entre huesos, músculos, tendones y articulaciones que se componen en:

3 Huesos:

La mano y la muñeca contienen 29 huesos. (fig.1)

- 8 carpianos en dos filas de cuatro huesos.
- 5 huesos metacarpianos.
- 14 falanges.
- Radio.
- Cúbito.

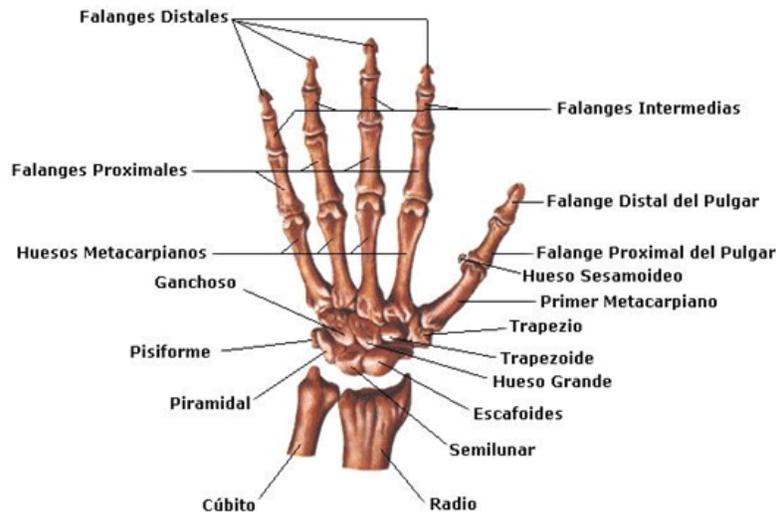


Figura 1. Estructura ósea de la mano [4]

Cada dedo está compuesto por tres falanges (distal, intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (distal y proximal).

4 Músculos y Tendones

La mano posee una amplia variedad de musculo que trabajan entre sí para poder proporcionar los movimientos necesarios de todos los dedos, el pulgar es el dedo que posee la mayor cantidad de músculos de la mano ya que este posee una mayor cantidad de movimientos a comparación de los demás. Los músculos que intervienen en la mano se dividen en:

- Grupo de la eminencia tenar
- Grupo de la eminencia hipotenar
- Músculo aductor del pulgar
- Tendones del flexor largo
- Lumbricales que se insertan en ellos
- MM interóseos

Músculos tenares

- Abductor corto del pulgar
- Flexor corto del pulgar
- Oponente del pulgar

Músculos hipotenares

- Abductor del meñique
- Flexor del meñique
- Oponente del meñique

Músculo aductor del pulgar

Músculos de la región palmar media

- Tendones del flexor superficial
- Tendones del flexor común profundo
- Músculos lumbricales

Músculos interóseos

Y se muestran en las siguientes figuras 2 y 3:

Vista desde el dorso

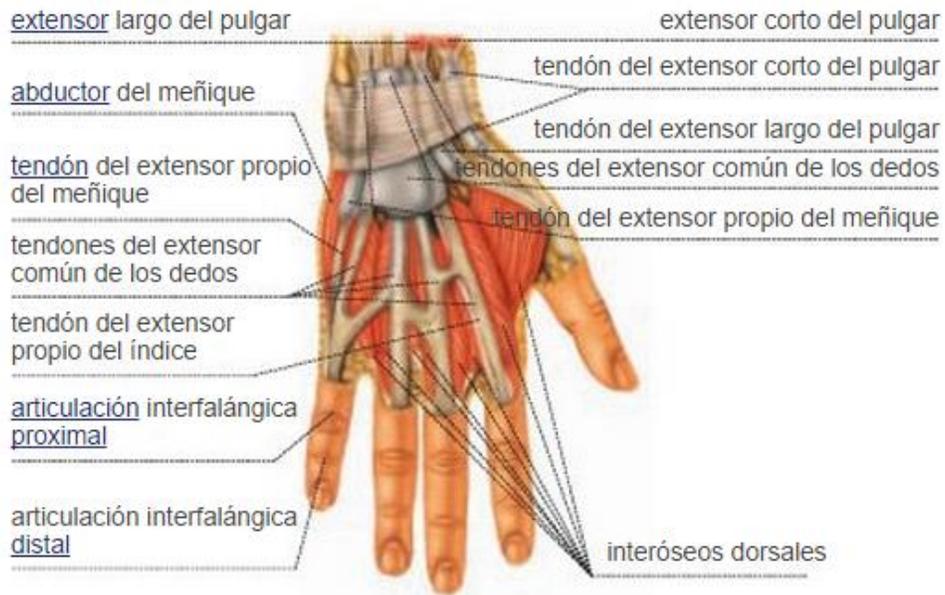


Fig. 2. Músculos de la mano [5]

Vista desde la palma

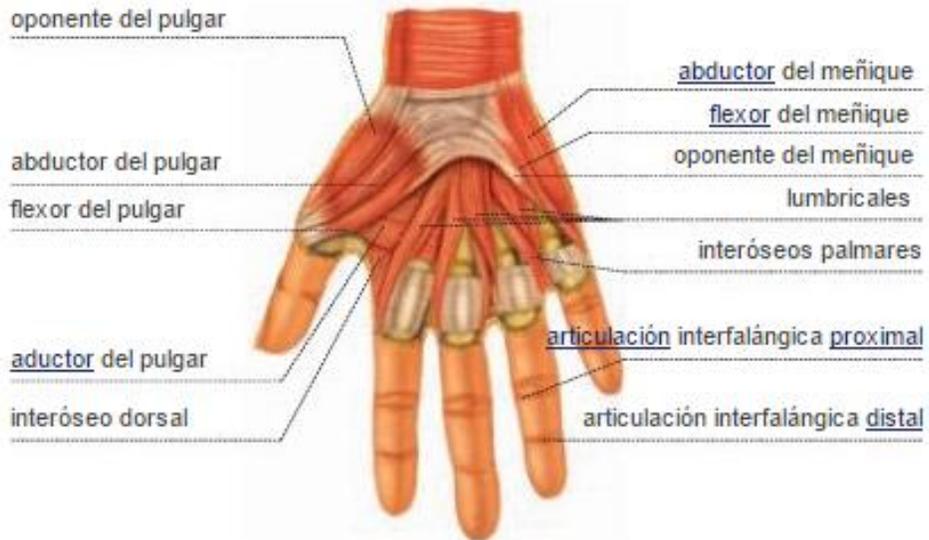


Figura 3. Músculos de la mano [5]

5 Articulaciones

Las articulaciones de la mano se tienen varios grupos que se dividen en:

- Articulaciones carpianas

Articulaciones de los huesos de la primera fila: Son artroodias. El escafoides se articula con el semilunar y este a su vez con el piramidal. Como medios de unión existen 2 ligamentos Interóseos ambos superiores y recubiertos de cartílago en su cara superior, que entran en la constitución del cóndilo carpiano. Existen también los ligamentos palmares y dorsales que se extienden entre los huesos Escafoides, Semilunar y Piramidal. La sinovial de estas articulaciones se comunica con la sinovial mesocarpiana.

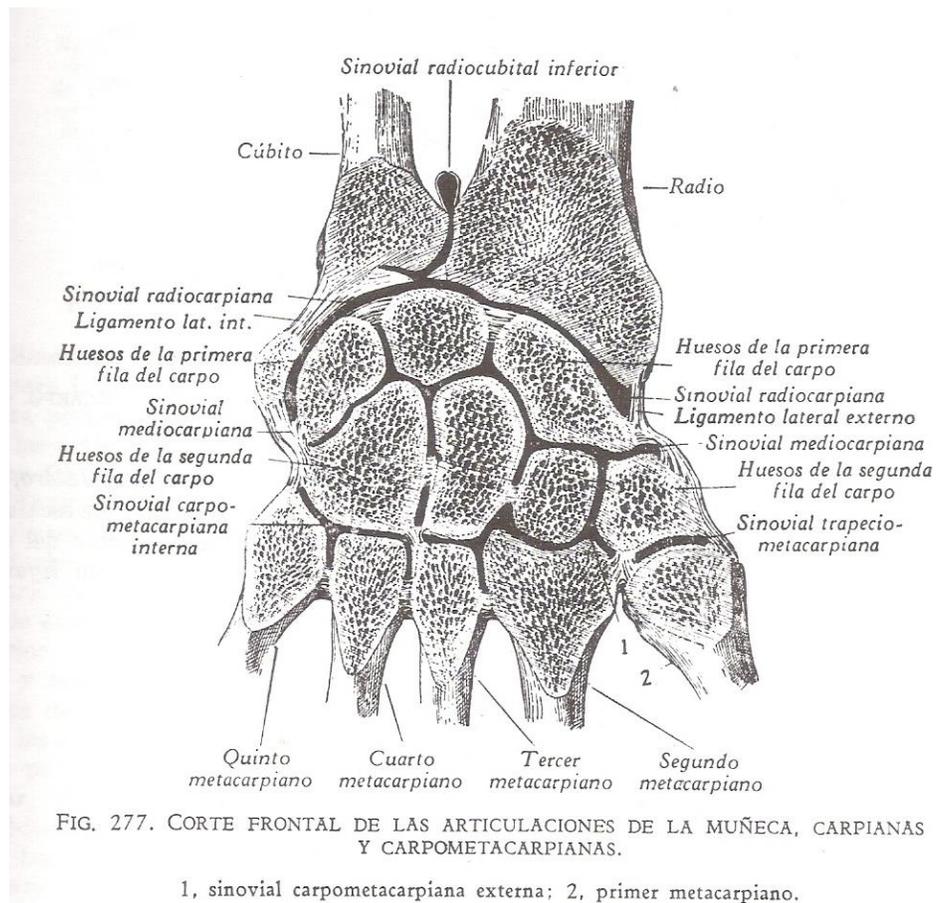


FIG. 277. CORTE FRONTAL DE LAS ARTICULACIONES DE LA MUÑECA, CARPIANAS Y CARPOMETACARPIANAS.

1, sinovial carpometacarpiana externa; 2, primer metacarpiano.

Figura 4. Articulaciones I

- Articulación del Piramidal con el Pisisiforme

Ambos presentan como superficies articulares carillas casi planas, de forma oval, cubiertas de cartílago Hiliano. Como medios de unión se encuentran 5 ligamentos:

- El Ligamento Cubitopisiforme

También llamado Ligamento superior. Se extiende de la apófisis estiloides del cubito a la parte superior del Pisiforme; es el fascículo anterior del ligamento lateral interno de la articulación de la muñeca.

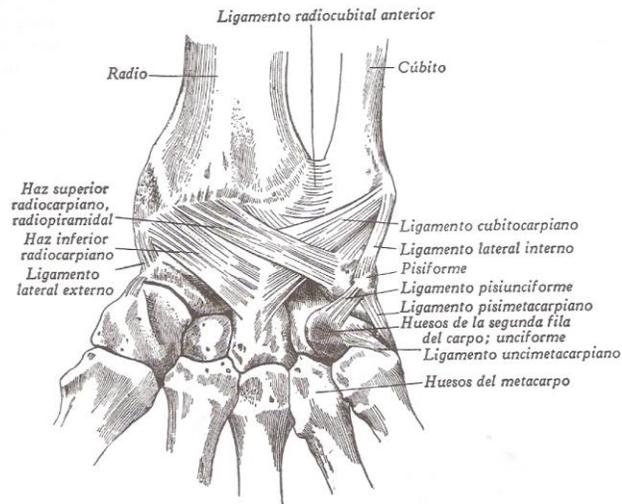


FIG. 273. ARTICULACIÓN RADIOCARPIANA, CARA ANTERIOR.

Figura 5. Articulaciones II

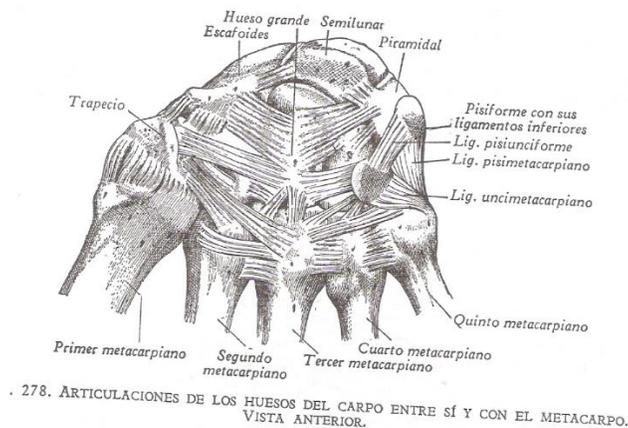
- Ligamento Uncipisiforme

También conocido como Palmar. Va de la cara anterior del hueso ganchudo al pisiforme

- Ligamento Pisipiramidal

También conocido como dorsal. Une al pisiforme con la cara dorsal del piramidal

Existen 2 ligamentos inferiores yendo uno de ellos a fijarse en la apófisis del hueso ganchudo mientras otro lo hace en la extremidad superior del 5° Metacarpiano



278. ARTICULACIONES DE LOS HUESOS DEL CARPO ENTRE SÍ Y CON EL METACARPO. VISTA ANTERIOR.

Figura 6. Articulaciones III

1.3 Biomecánica de la mano y muñeca

Con la mano se pueden realizar las tareas más importantes, y esto se puede demostrar por la cantidad de espacio que le dedica el cerebro. En la corteza motora que es el espacio más grande en él, está reservado para la operación de las manos. Cuando se llega a realizar un trabajo pesado podemos notar que la mano tiene mayor resistencia a comparación de las otras partes del cuerpo que se involucran en el trabajo.

El dedo pulgar es el agente de la pinza pulgar-dedos, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo prensiones globales en vez de movimientos precisos. El dedo pulgar puede realizar los siguientes movimientos:

Tabla 1.4 Articulaciones del pulgar [3]

Zona	Tipo de Articulación	Flexión/ Extensión	Pronación / Supinación	Abducción / Aducción
Pulgar, metacarpofalangica	Tróclea	40-90 /completa	-	-
Pulgar, metacarpofalangica	Tróclea	80-90/ completa	-	-
Carpometacarpiana	Silla de montar	15-45/0-20	-	50-70°/35-40°

Abducción-extensión (figura 7a) que separa el dedo pulgar del eje de la mano, este movimiento abre la mano.

La aducción (figura 7b) que aproxima el dedo pulgar al eje de la mano.

La oposición (figura 7c) que combinada con la flexión dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano.

La reposición (figura 7d) devuelve el dedo pulgar a su posición inicial de partida, su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento precedente.

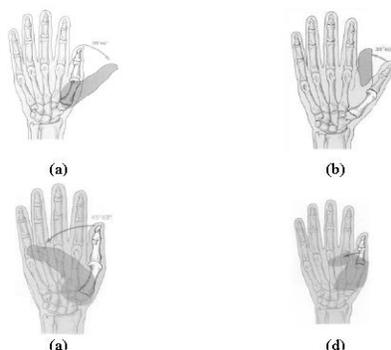


Figura 7. Movimientos del dedo pulgar, (a) abducción, (b) aducción, (c) oposición y (d) reposición [6]

La gran cantidad de músculos y articulaciones de la mano ofrecen una amplia variedad de configuraciones de sujeción que pueden ser divididas en dos grupos: los prensiles y los no

prensiles. Los movimientos prensiles son movimientos en los cuales un objeto es agarrado y mantenido parcial o totalmente dentro de la mano y los no prensiles o movimientos en los cuales no son realizadas acciones de agarre pero los objetos pueden ser manipulados, empujados o levantados con la mano entera o con los dedos individuales.

Para el estudio de la destreza de las manos humanas se agrupa en seis categorías las estrategias de agarres de la mano humana: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (palmar), esférico y de lado (lateral), como se muestra en la figura 8.

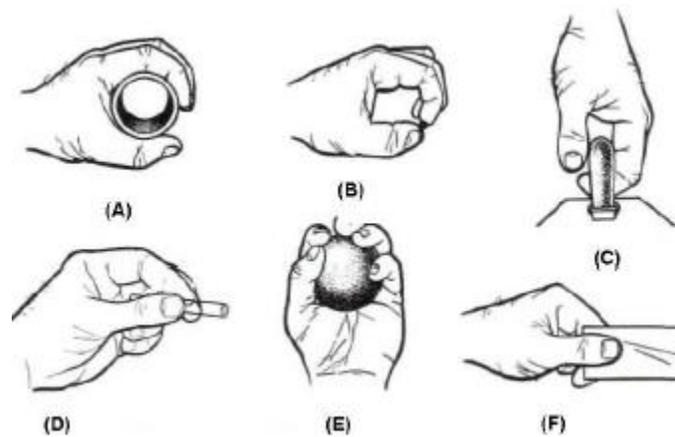


Figura 8. Agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D) palmar, (E) esférico, (F) lateral. [6]

1.4 Tipos de prótesis

El avance en el diseño de las prótesis ha ido evolucionando principalmente debido a las diversas guerras que se han ido presentando a través de la historia dejando a muchos sobrevivientes con miembros amputados, así como también con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre para el mejoramiento de estas, el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano.

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto. [7]

Hay diferentes tipos de prótesis dependiendo de su funcionalidad, estas se clasifican en:

Prótesis estética

Son denominadas también prótesis pasivas, dado que solo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre. Para las fabricarlas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas. En la figura 9 se muestran algunas prótesis cosméticas.



Fig. 9 Prótesis estéticas [8]

Prótesis funcionales

Las prótesis o implantes funcionales, a diferencia de las anteriores, proveen cierta movilidad intentando suplir las funciones del miembro natural amputado. En cuanto a las prótesis funcionales, éstas se pueden clasificar en mecánicas o mioeléctricas, siendo estas últimas las que ofrecen una mejor solución en cuanto al número y fuerza de los agarres, aunque tiene un mayor peso y precio.

Prótesis mecánica

Las manos mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños. El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona. La prótesis que se muestra en la figura 10 es una prótesis mecánica con cable y un gancho doble que funciona de manera relativamente simple. El cable va de la prótesis hacia el muñón y pasa por detrás de la espalda hasta un arnés situado en el otro hombro. Cuando mueve los hombros hacia adelante, se amplía la distancia entre los omóplatos y el cable se estira varios centímetros, abriendo el gancho contra los resortes o bandas elásticas. Cuando relaja los hombros, el cable se afloja y los resortes o bandas elásticas cierran el dispositivo. [6]



Fig. 10. Prótesis de mano mecánica accionada por chicote [9]

Prótesis biónicas

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servo control, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan éstas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket, que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación son costosas, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis. En la figura 12 se muestra una prótesis biónica de la compañía Otto Bock.



Fig. 11. Prótesis biónica [10]

Prótesis mioeléctricas

Se trata de prótesis electrónicas controladas por medio de un poder externo bioeléctrico. Hoy en día son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, ya que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo.

Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren un movimiento general, además de que elimina el arnés de suspensión. Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga y descarga, y que hay desecharla y reemplazarla eventualmente.



Fig. 14. Prótesis Mioelectrica [11]

2. DISEÑO CONCEPTUAL

Se presenta el desarrollo de diseño conceptual del sistema de sujeción de la prótesis mecánica, analizando las necesidades que se necesitan obtener y evaluando con las que existen en el mercado actual hasta el mejoramiento de las funciones y la disminución de costos.

2.1 Estado del arte

Actualmente existen en el mercado diferentes tipos de prótesis para diferentes funciones, algunas de las más utilizadas son las mecánicas y las mioeléctricas, dentro de las mecánicas tenemos 2 grupos: la normalmente abierta y normalmente cerradas, algunos modelos son los siguientes:

Normalmente abierta

 <p><i>Fig. 14 Chil CAPP Fillauer [10]</i></p>	<p>Prótesis con funcionamiento tipo pinza-gancho, con un accionamiento de chicote-resorte, con un ajuste de resorte, una aleación de acero, cierre voluntario, dedos fijos, pulgar movable, no requiere cobertura.</p>
 <p><i>Fig. 15. SVC Female Fillauer [10]</i></p>	<p>Prótesis con funcionamiento tipo pinza-gancho, con un accionamiento de chicote-resorte, con un ajuste de resorte, una aleación de acero, cierre voluntario, dedos fijos, pulgar movable, no requiere cobertura.</p>

Normalmente Cerrada

 <p><i>Fig. 16. Single-Cable Ottobock [10]</i></p>	<p>Prótesis con funcionamiento tipo pinza-gancho, con un accionamiento de chicote, una aleación de acero, abertura voluntario, dedos fijos, pulgar movable, no requiere cobertura.</p>
---	--

 <p><i>Fig. 17. Dorrance 300 Fillauer [10]</i></p>	<p>Prótesis con funcionamiento tipo pinza-gancho, con un accionamiento de chicote, una aleación de aluminio, abertura voluntario, dos primeros dedos móviles simultáneamente, pulgar móvil, no requiere cobertura.</p>
 <p><i>Fig. 18. Becker Lock Grip Fillauer [10]</i></p>	<p>Prótesis con funcionamiento tipo pinza-gancho, con un accionamiento de chicote-resorte, una aleación de acero, abertura voluntario, los 5 dedos móviles simultáneamente, no requiere cobertura.</p>

Gancho

 <p><i>Fig. 19 Sierra 2 Fillauer [10]</i></p>	<p>Prótesis tipo pinza-gancho, apertura voluntaria mecánica, accionamiento por chicote, cierre por liga, aleación de acero, gran precisión para objetos pequeños como tornillos, puede tener una fuerza de agarre de 13 - 33 N.</p>
 <p><i>Fig. 20. Pinza Gancho RSLSTEPPER [10]</i></p>	<p>Prótesis tipo pinza-gancho, apertura voluntaria, accionamiento mediante un chicote, cierre por liga, tipo de mecanismo de apertura sencilla por giro en un eje, gran precisión para objetos pequeños.</p>
 <p><i>Fig. 21. Pinza Gancho Ottobock [10]</i></p>	<p>Prótesis tipo pinza-gancho, apertura voluntaria, cierre por liga, gran precisión para objetos pequeños, resistente a humedad y disolventes.</p>

2.2 Especificaciones de Diseño

Las especificaciones del prototipo de prótesis mecánica de mano, se enfocaron en las necesidades que se creyeron importantes de mejorar en las prótesis existentes ya que no se contó con ningún paciente que requiriera alguna necesidad en especial.

A continuación se presentan las especificaciones del prototipo, las cuales deberá cumplir la prótesis.

Funcionamiento

El prototipo de prótesis tiene como propósito realizar algunos de los movimientos y agarres de la mano humana, teniendo como prioridad la precisión y no la fuerza de los mismos. El prototipo contará con 3 dedos, 2 dedos (índice y medio) tendrán movimiento en conjunto como uno solo y el dedo pulgar será fijo.

Los movimientos que podrá realizar el prototipo son los siguientes:

- La mano se encontrará en posición normalmente cerrada y podrá abrirse hasta alcanzar a tomar un objeto con diámetro máximo.
- El prototipo de mano realizará presión en punta fina (figura 3.1a), con la punta de los dedos (figura 3.1b) y presión en gancho (figura 3.1c).

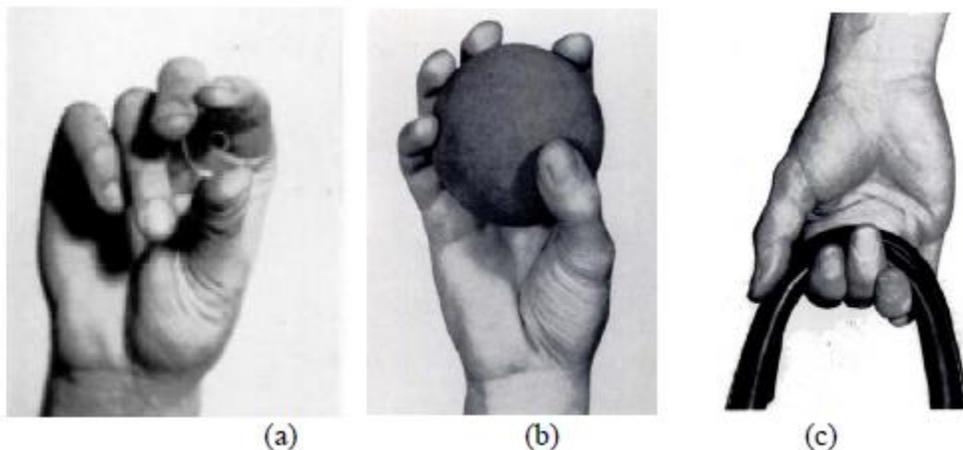


Fig. 22 La figura 3.1 muestra tres de las cinco prensiones de la mano. a) Prensión de punta fina, b) prensión en punta con los dedos, c) prensión en gancho [12]

Ambiente

Tiempo de vida

Se busca que tenga una vida útil mayor que las prótesis de la competencia. Se considera deseable que la prótesis tenga la mínima necesidad de mantenimiento.

Facilidad de manufactura

La prótesis deberá ser de fácil manufactura, se emplearán geometrías sencillas para el funcionamiento del mecanismo.

Tamaño

El tamaño de la prótesis será equivalente al de la mano de un hombre de edad promedio de acuerdo a tablas antropométricas de la Ciudad de México.

Peso

Se desea que el peso de la prótesis este entre 350-500 gr aproximadamente.

Estética y apariencia final

El prototipo estará diseñado para que se le pueda colocar un guante que lo recubrirá dándole una apariencia más natural.

Material

Debido a que el bajo peso y la alta resistencia mecánica son características primordiales en una prótesis, se utilizarán materiales que cumplan con estas características y que además sean fáciles de maquinar y resistentes a la corrosión. Estos materiales pueden ser: Aluminio, Nylamid o polímero ABS.

Cliente

El fin de esta prótesis es lograr que el usuario se reincorpore a la vida laboral en tareas de baja complejidad y a la vida social. Uno de los objetivos principales del proyecto es que la prótesis pueda ser adquirida a un precio accesible.

Seguridad

Uno de los aspectos más importantes para el diseño de la prótesis, que la prótesis se sujete bien al socket y que resista cierta carga necesaria para transportar objetos.

2.3 Diseño Conceptual

Un concepto de prototipo de prótesis es una descripción aproximada de la tecnología, principios de funcionamiento, y forma del prototipo. Debe ser una descripción concisa sobre cómo va satisfacer el prototipo las especificaciones de diseño antes mencionadas.

El diseño conceptual del prototipo de prótesis se basa en dos ideas principales:

1. Generar conceptos que den soluciones a los requerimientos del prototipo.
2. Evaluar dichas soluciones, para seleccionar los conceptos que satisfagan las especificaciones de diseño anteriormente citadas.

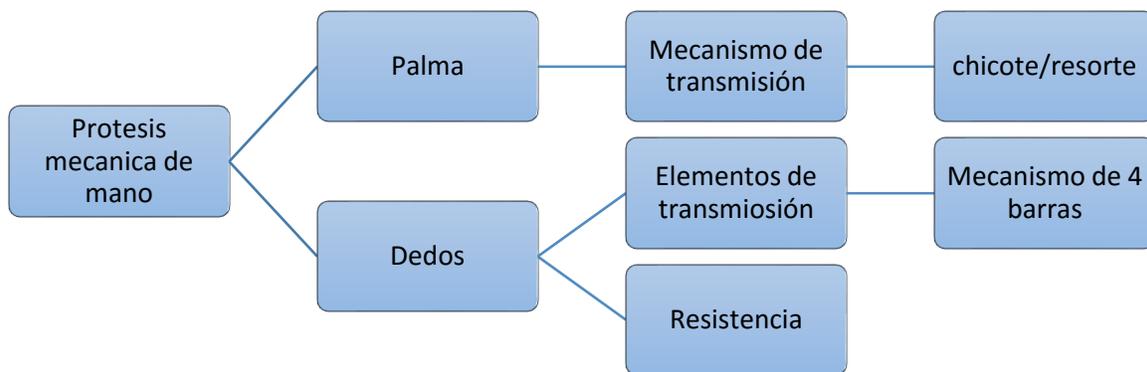


Fig. 23 Diagrama de funciones del prototipo de prótesis.

Cuestionario ISQ (cuestionario de la situación innovadora)

- Contradicción física
 - Fuerte contracción y débil extensión

1. Información del sistema

- Nombre
 - Prótesis mecánica de mano
- Función primaria
 - Sujetar objetos

- Estructura presente
 - Supersistema.- usuario de la prótesis
 - Sistema: usuario y prótesis mecánica de mano
 - Subsistema: accionamiento del usuario, palma, dedos, mecanismos.

- Funcionamiento del sistema

El usuario aplica una fuerza para hacer tensión a un chicote, el cual está sujeto a una horquilla que acciona una apertura de pinzas y estas presentan un fuerza de cierre opuesta por una liga que cierra la pinza, este mecanismo está unido en forma roscada a un soquet para poder tener un mejor movimiento y no sujetar de una manera incomoda las cosas. (Al accionar la apertura el chicote extiende un resorte que está sujeto a una placa la cual hace que los dedos estiren por medio de un mecanismo de 4 barras, a una distancia máxima para poder sujetar objetos de mayor diámetro).

- Describir el entorno del sistema

El sistema está compuesto por un chicote de acero que está unido a la horquilla de la pinzas que son de aluminio y tienen una liga de plástico que las mantiene cerrada, en la parte inferior de las pinzas hay un orificio roscado el cual es para poderlo sujetar con el soquete del antebrazo.

2. Recursos

- Sustancia
 - Materiales (aluminio, plástico), mecanismo de transmisión (mecanismo de 4 barras), resistencia al peso.
- Campo
 - Energía mecánica
- Información
 - ¿?
- Espacio
 - Espacios vacíos dentro de la mano, el cual pudiera servir por si se cambia a otro mecanismo o accionamiento.

3. Mejorar al sistema o los inconvenientes

- Causa del problema
 - Levantar 20kg sin hacer accionar al resorte, así como resistencia en el material de los dedos a la carga. Resistencia al mecanismo de 4 barras al aplicarle fuerza.
- Efecto negativos típicos
 - Resistencia del material deseado
- Mecanismo de la acción negativa
 - Accionamiento del resorte

4. Historia del problema

- Origen de fallas
- Cambios permitidos en el sistema
- Limitantes del cambio

5. Criterios de selección de conceptos

- S

6. Historias de intentos de solución

- A

2.4 SISTEMA MECÁNICO

El sistema mecánico se divide en los subsistemas soporte y transmisión.

Sistema de Soporte

El sistema de soporte del prototipo sirve para el funcionamiento de los sistemas mecánicos de este como para el diseño y la estructura, así como la protección del prototipo. Como se mencionó en las especificaciones de diseño el prototipo deberá ser ligero y resistente, por ello el material a emplearse deberá tener propiedades mecánicas como son: facilidad de manufactura, baja densidad, alta resistencia, etc.

Algunos de los materiales que se recomiendan a utilizar para el sistema de soporte se analizaron para la fabricación de otro tipo de prótesis y se usaron como base, estos son como: Fibra de Carbono, Titanio, Aluminio, Nylamid y Polímero ABS. Varios de estos materiales son empleados hoy en día para la fabricación de prótesis debido a sus propiedades eficientes y de buena resistencia así como fácil manufactura como es el Nylamid gracias a los nuevos equipos de impresión

A continuación se dará una breve descripción de los materiales anteriores mencionados:

Aluminio:

El aluminio es un metal plateado muy ligero. Al contacto con el aire se cubre rápidamente con una capa dura y transparente de óxido de aluminio que resiste la posterior acción corrosiva, este proceso se denomina pasivación.

El aluminio es un material no férreo que por sus buenas propiedades mecánicas, bajo peso, y facilidad de manufactura es buen candidato para su utilización. Debido a su elevada proporción resistencia/peso es muy útil para construir aviones, vagones ferroviarios y automóviles, así mismo por su elevada conductividad del calor, el aluminio se puede emplear en utensilios de cocina y en pistones de motores de combustión interna [12].

Tabla 2.1 Propiedades mecánicas del Aluminio

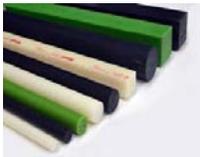
	ALUMINIO 1400	
	Densidad [g/cm^3]	2.7
	Limite elástico [MPa]	110-170
	Resistencia a la tracción [Mpa]	130-195
	Dureza Vickers	35-48

Nylamid súper lubricado (SL):

El Nylamid SL es de color negro y está cargado con disulfuro de molibdeno para reducir su coeficiente de fricción. Tiene diversos tipos de aplicaciones, como por ejemplo: cojinetes, engranes, aislantes eléctricos, moldes, poleas, catarinas, guías de desgaste, piezas de impacto, prototipos, ruedas, rodillos, sellos para válvulas, raspadores, tolvas, aislantes térmicos, etc.

Sus extraordinarias características le permiten operar en severas condiciones de uso, abrasión, corrosión y flamabilidad; algunas de éstas son: mayor facilidad de maquinado, mayor resistencia a la corrosión, mayor eficacia para la eliminación de ruido y mayor resistencia a la abrasión que el celorón, el bronce y el acero. Además, el nylamid SL tiene menor coeficiente de fricción y mayor resistencia al impacto que el bronce, el teflón, el celorón y otros polímeros. Resulta de dos a siete veces más ligero que los metales; se mantiene por años sin necesidad de lubricación, no produce chispas, es aislante y auto extingible [12].

Tabla 2.2 Propiedades mecánicas del Nylamid

	NYLAMID SL	
	Densidad [g/cm^3]	1.14
	Resistencia a la tensión [MPa]	72.4
	Módulo de Elasticidad [kg/cm^2]	24
	Dureza Share-D	80-82

Polímero ABS

El ABS es un polímero compuesto de butadieno y acrilonitrilo o estireno, se puede fabricar de tres formas diferentes, por emulsión, masa y suspensión – masa. Las propiedades físicas del plástico ABS varían con el método de manufactura pero varían más con la composición. El ABS se caracteriza por ser un material muy fuerte y liviano, lo suficientemente fuerte como para ser utilizado en la fabricación de piezas para automóviles. El empleo de plásticos como el ABS hace más livianos a los autos (un paragolpes hecho con este material puede sostenerse con una sola mano), lo que promueve una menor utilización de combustible y por ende menor contaminación.

Entre otros, el ABS se puede utilizar para: contenedores pequeños, dispositivos eléctricos y electrónicos, interiores de aviones, paneles de instrumentos, prototipos, en la industria farmacéutica para revestimiento de áreas estériles, etc [12].

Tabla 2.3 Propiedades mecánicas del Polímero ABS

	POLIMERO ABS	
	Densidad [g/cm^3]	1.02-1.21
	Resistencia ultima a la tensión [MPa]	29.8-65
	Resistencia a la fluencia [Mpa]	29.6-65
	Módulo de tensión [Gpa]	1.79-3.2
	Módulo de flexión [Gpa]	1.6-5.9

Fibra de carbono

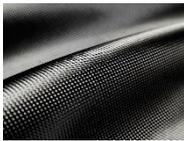
La fibra de carbono es un material compuesto no metálico de tipo polimérico. Es un material muy caro, de propiedades mecánicas elevadas y ligero.

Las propiedades principales de este material compuesto son: elevada resistencia mecánica, con un módulo de elasticidad elevado, baja densidad, en comparación con otros elementos como por ejemplo el acero, elevado precio de producción, resistencia a agentes externos, gran capacidad de aislamiento, resistencia a las variaciones de temperatura, conservando su forma, sólo si se utiliza matriz termoestable, buenas propiedades ignífugas, etc.

Las razones del elevado precio de los materiales realizados en fibra de carbono se debe principalmente a que el refuerzo, la fibra, es un polímero sintético que requiere un caro y largo proceso de producción, además de que el uso de materiales termoestables dificulta el proceso de creación de la pieza final, ya que se requiere de un herramental especializado, como el horno autoclave.

La fibra de carbono tiene muchas aplicaciones en la industria aeronáutica y automovilística, al igual que en barcos y en bicicletas, donde sus propiedades mecánicas y ligereza son muy importantes. También se está haciendo cada vez más común en otros artículos de consumo como computadoras, prótesis, trípodes y cañas de pesca [12].

Tabla 2.4 Propiedades mecánicas de la Fibra de Carbono

	FIBRA DE CARBONO	
	Resistencia a la tensión [MPa]	3.8
	Módulo de Elasticidad [GPa]	228
	Densidad [g/cm^3]	1.81

Titanio

Es un elemento metálico blanco plateado que se usa principalmente para preparar aleaciones ligeras y fuertes.

Debido a su resistencia y su peso ligero, el titanio se usa en aleaciones metálicas y como sustituto del aluminio. Aleado con aluminio y vanadio, se utiliza en los aviones para fabricar las puertas de incendios, la capa exterior; los componentes del tren de aterrizaje, el entubado hidráulico y las protecciones del motor. Los álabes del compresor, los discos y los revestimientos de los motores a reacción también están hechos de titanio.

La relativa inercia del titanio le hace eficaz como sustituto de los huesos y cartílagos en cirugía, así como para las tuberías y tanques que se utilizan en la elaboración de los alimentos. Se usa en los intercambiadores de calor de las plantas de desalinización debido a su capacidad para soportar la corrosión del agua salada.

Otras características importantes del titanio son: biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, sabor neutro, ausencia de irritación en tejidos blandos y duros, peso específico bajo, universalmente aplicable para prótesis e implantes, combinable con prótesis de otros metales, sin que haya reacciones, alta resistencia mecánica, etc [12].

Tabla 2.5 Propiedades mecánicas del Titanio

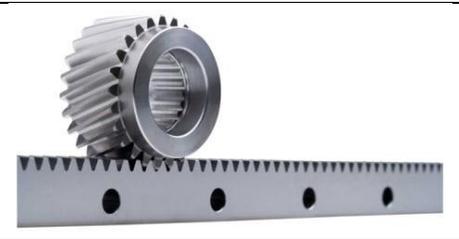
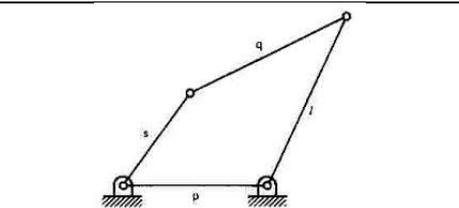
	TITANIO	
	Densidad [g/cm^3]	4.5
	Resistencia ultima a la tensión [MPa]	220
	Resistencia a la fluencia [Mpa]	140
	Módulo de elasticidad [Gpa]	116

Sistema de Transmisión

El sistema de transmisión tiene la función de transmitir el movimiento que produce la persona, hacia los mecanismos o elementos que permitan realizar los movimientos deseados en el prototipo. El movimiento que se desea transmitir por medio de estos elementos es el de flexión y extensión de los dedos.

Dentro de una gran gama de elementos de transmisión, algunos de los que podrían emplearse en el diseño del prototipo, debido a que cumplen con las especificaciones de diseño antes mencionadas, se muestran en la siguiente tabla [12].

Tabla 2.6 Sistemas de Transmisión

	<p>Trenes de engranajes</p>
	<p>Bandas y poleas</p>
	<p>Arreglo piñón-cremallera</p>
	<p>Mecanismos de cuatro barras</p>

Trenes de engranajes

Los engranes son ruedas cilíndricas dentadas que se emplean para transmitir movimiento y potencia desde un eje o flecha giratoria a otro. Los dientes de un engrane impulsor se insertan, enlazándose con precisión, en los espacios entre los dientes del engrane que es impulsado. Los dientes impulsores empujan a los dientes que son impulsados, ejerciendo una fuerza perpendicular al radio del eje. Por consiguiente se transmite un torque y, debido a que el engrane está girando, también se transmite potencia.

Los engranajes o transmisiones de engranajes se utilizan ampliamente en diversos mecanismos y máquinas, como ya se había dicho se usan principalmente para cambiar la velocidad o el torque de un dispositivo rotatorio, como por ejemplo un motor [12].

Ventajas

- Hay mucha disponibilidad.
- Entre los engranes, son los más baratos.

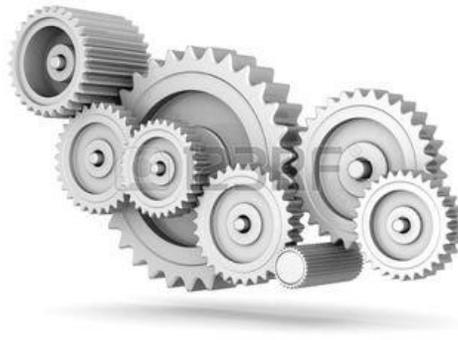


Fig. 24 Tren de engranes

Bandas y Poleas

Una banda es un elemento flexible capaz de transmitir potencia, ésta se coloca sobre un conjunto de poleas acanaladas. Cuando se utiliza para reductor de velocidad, es el caso más común, la polea acanalada más pequeña se monta en la flecha de alta velocidad, como la flecha de un motor eléctrico. La polea de mayor tamaño se monta en la máquina que es impulsada. La banda se diseña a manera que gire alrededor de las dos poleas sin deslizarse. La banda se instala colocándola entre las dos poleas mientras la distancia central entre ellas se reduce, luego se separan las dos poleas acanaladas colocando la banda con una tensión inicial relativamente alta. Cuando se transmite potencia, la fricción provoca que la banda se adhiera a la polea impulsora y, a su vez, se incrementa la tensión en un lado al que se denomina el lado tensionado del impulsor. El lado opuesto de la banda aún está en tensión, pero de menor valor, por tanto se le da el nombre de lado flojo [12].

Ventajas de las banda (van a cambiar también dependiendo del tipo de banda)

- Costo relativamente bajo comparado con engranes.
- La potencia de salida puede ser incrementada operando un sistema de bandas en paralelo.
- El sistema de transmisión puede estar inclinado a cualquier lado con el lado tenso hacia arriba o abajo.
- Capacidad de absorber mecánicamente los choques.
- No requiere lubricación.
- Requiere un mínimo de mantenimiento.
- Funcionamiento silencioso.
- Diseño sencillo.
- Admite una posición relativamente arbitraria de los ejes.
- Trabaja a relativas velocidades altas.

Desventajas

- Inconstancia en la relación de transmisión debido al deslizamiento de la banda en la polea (Excepto en las dentadas).
- No es útil a altas temperaturas (85°C).
- Se tiene que compensar el desgaste y estiramiento de la banda con el paso del tiempo.
- Grandes cargas sobre los árboles apoyo, causando pérdidas de potencia por fricción.
- Vida útil relativamente baja.
- Cuando una banda se rompe usualmente se debe cambiar todo el grupo.
- Las dimensiones de las ruedas son mayores que para el caso de las cadenas.



Fig. 25 Bandas

Arreglo piñón-cremallera

El mecanismo piñón-cremallera (figura 8) tiene la finalidad de la transformación de un movimiento de rotación o circular (piñón) en un movimiento rectilíneo (cremallera) o viceversa. Este mecanismo como su mismo nombre indica está formado por dos elementos componentes que son el piñón y la cremallera.

- El piñón es una rueda dentada normalmente con forma cilíndrica que describe un movimiento de rotación alrededor de su eje.
- La cremallera es una pieza dentada que describe un movimiento rectilíneo en uno u otro sentido según la rotación del piñón.

El mecanismo piñón-cremallera funciona como un engranaje simple, esto significa que tanto la cremallera como el piñón han de tener el mismo paso circular y, en consecuencia, el mismo módulo [12].

Ventajas

- Transforma movimiento rotacional en lineal con una mayor eficiencia que el tornillo sin fin.
- El mecanismo es reversible (movimiento lineal a rotacional).
- Ausencia de deslizamiento.
- Puede trabajar en ambos sentidos.
- Facilidad de manufactura.
- Mucha disponibilidad.

Desventajas

- No produce relaciones de velocidad considerables, ya que solo cambia de movimiento rotacional en movimiento lineal.
- Por lo regular no se utiliza como reductor de velocidad.

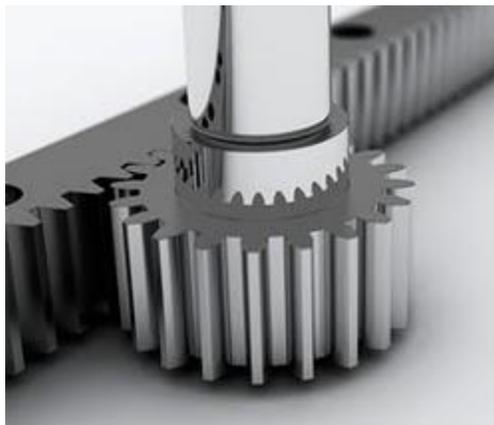


Fig. 26 Piñón cremallera

Mecanismos de cuatro barras

Un mecanismo es un dispositivo que transforma el movimiento según un esquema deseable, y que desarrolla típicamente fuerzas de muy baja intensidad y transmite poca potencia. Los mecanismos, si están cargados ligeramente y operan a bajas velocidades, a veces pueden ser tratados de manera estricta como dispositivos cinemáticos, es decir pueden ser analizados cinemáticamente sin considerar fuerzas. Mientras que las máquinas y los mecanismos que funcionan a altas velocidades deben de analizarse cinemáticamente y dinámicamente.

Los mecanismos de cuatro barras, son los mecanismos articulados más simples y cuentan con un grado de libertad. También aparecen en diversas facetas, como el dispositivo de manivela-corredera y el de leva-seguidor [12].

Ventajas

- Puede usarse como generador de trayectorias.
- Mecanismo muy sencillo.
- Logra una buena cantidad de movimientos con pocas partes simples.

Desventajas

- Por lo general solo son utilizados sobre un plano (2D).
- Si no es bien diseñado puede existir posiciones de bloqueo.
- Por lo regular no se utiliza como reductor de velocidad.

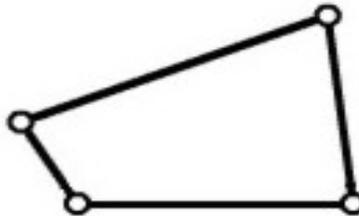


Fig. 27 Mecanismo de cuatro barras

2.5 MECANISMO DE ACCIONAMIENTO

Tabla 2.4.1 Mecanismos de accionamiento

	Resorte
	Liga

Para la selección del mecanismo de accionamiento se tomó en cuenta el tipo de diseño que se desearía tomar para la prótesis mecánica, la cual tendría un mejor funcionamiento la liga que con el resorte, también por la distribución que tendría dentro de la palma de la prótesis. El resorte tendría una mayor resistencia pero el cambio sería más costoso que con una liga, además de que ya hay ligas especiales para prótesis las cuales emplearemos, que están tienen ya una resistencia establecida y solo tendríamos que utilizar las cantidades necesarias para poder llegar a la fuerza de cierre deseada que queremos.

2.6 SELECCIÓN DE CONCEPTOS

Matrices de decisión

Para las matrices de decisión se califican los conceptos generados en el punto 2.3, respecto a su cumplimiento con las especificaciones de diseño. Se tomaron unas calificaciones ya investigadas y calificadas en tareas similares a la que se requiere en esta ocasión.

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

Los conceptos se calificaron de acuerdo a la siguiente escala:

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

Cada calificación se multiplicó por el porcentaje correspondiente asignado a cada especificación y posteriormente, fueron sumadas para obtener la calificación final del concepto. Después se compararon las calificaciones finales obtenidas por cada concepto; el concepto con la calificación más alta fue el concepto propuesto que sería el más adecuado para ser utilizado en el prototipo. [12]

Tabla 2.4.1 Matriz de decisión de material

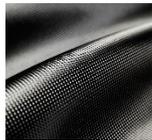
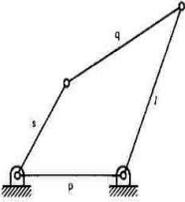
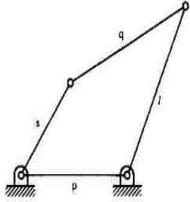
MATERIAL	RESISTENCIA MECÁNICA 20%		FACILIDAD DE MANUFACTURA 20%		VIDA ÚTIL 15%		BAJO COSTO 15%		BAJA DENSIDAD 30%		PUNTAJACIÓN TOTAL 100%	RANGO
	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.		
 NYLAMID SL	6	1.2	6	1.2	6	0.9	6	0.9	9	2.7	6.9	2
 ALUMINIO	9	1.8	9	1.8	9	1.35	9	1.35	6	1.8	8.1	1
 FIBRA DE CARBONO	9	1.8	3	0.6	6	0.9	3	0.45	6	1.8	5.55	3
 POLIMERO ABS	9	1.8	9	1.8	6	0.9	6	0.9	9	2.7	8.1	1
 TITANIO	9	1.8	3	0.6	9	1.35	3	0.45	6	0.9	5.1	4

Tabla 2.4.1 Matriz de decisión de mecanismo

ELEMENTOS DE TRANSMISIÓN	REPETIBILIDAD 10%		EFICIENCIA DE TRANSMISIÓN 20%		FACILIDAD DE MANTENIMIENTO 10%		COSTO 10%		TAMAÑO 20%		PESO 10%		FACILIDAD DE MANUFACTURA 10%		CONFIABILIDAD 10%		PUNTAJÓN TOTAL 100%	RANGO
	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.		
TRENES DE ENGRANES 	9	0.9	9	1.8	6	0.6	3	0.3	6	1.2	3	0.3	6	0.6	6	0.6	6.3	2
POLEAS CON BANDAS 	6	0.6	6	1.2	9	0.9	6	0.6	6	1.2	6	0.6	6	0.6	6	0.6	6.3	2
MECANISMOS DE 4 BARRAS 	9	0.9	9	1.8	9	0.9	6	0.6	6	1.2	6	0.6	3	0.3	9	0.9	7.2	1

Para el diseño que se escogió realizar observamos que el mecanismo de arreglo piñón-cremallera, no quedaría bien para el diseño aunque cumpliera con las especificaciones altas. Por lo cual también observamos que el mejor arreglo sería el mecanismo de cuatro barras el cual sería el idóneo para poder hacer el funcionamiento de los dedos.

En la siguiente tabla se muestran los conceptos que obtuvieron el mayor puntaje de las matrices de decisión y por ende, serán los conceptos seleccionados para el prototipo. De los elementos de transmisión se seleccionaron los mecanismos de cuatro barras para los dedos y para la palma para el mecanismo de accionamiento se seleccionó un resorte y chicote debido al diseño que se desea de la mano.

<p>Materiales</p>	<p>Aluminio / Polímero ABS</p> 
<p>Elementos de transmisión para los dedos</p>	<p>Mecanismos de cuatro barras</p> 
<p>Elementos de transmisión para la palma</p>	<p>Liga / Chicote</p> 

CAPITULO 3

3. DISEÑO DE DETALLE

En este capítulo se explica el proceso de diseño que se siguió para detallar el diseño del prototipo de prótesis, especialmente el mecanismo de flexo extensión de los dedos.

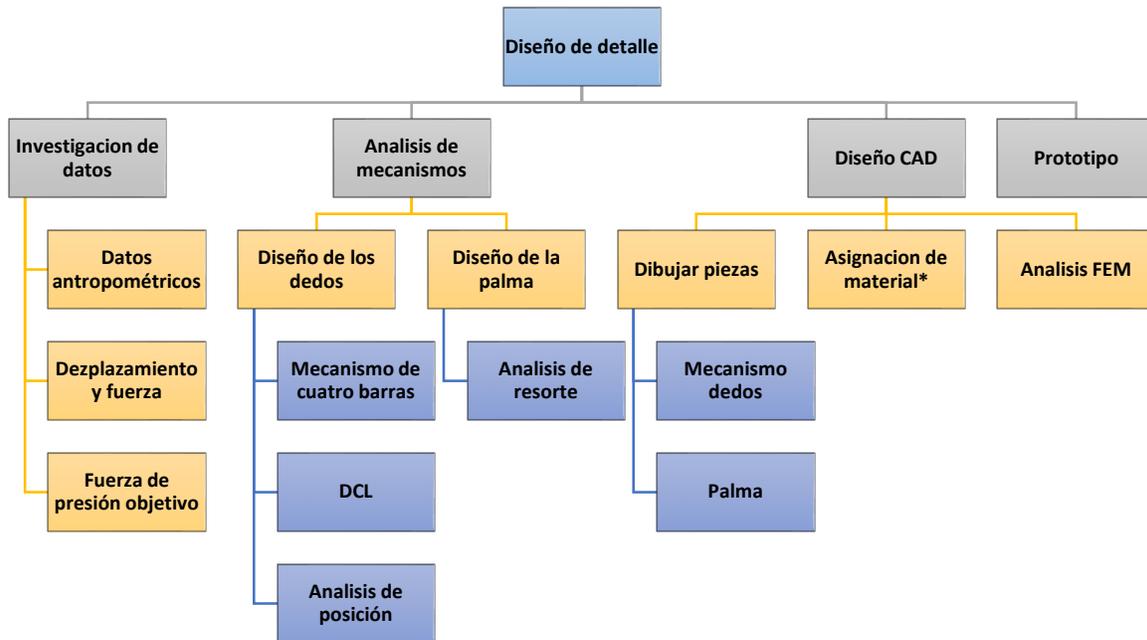


Fig. 3.1 Proceso de diseño para el prototipo de prótesis.

Durante el proceso también nos iremos encontrando con las modificaciones necesarias que se tengan que realizar para las dimensiones y así como también en las piezas cuando se pueda apreciar el prototipo.

3.1 Investigación de datos.

3.1.1 Antropometría de la mano

Como pudimos apreciar en el capítulo anterior se estableció que el prototipo estará diseñado para poder realizar algunos movimientos y funciones de la mano y tiene como prioridad la precisión de algunos agarres y el poder cargar un peso de 20 kg. Contará con 2 dedos móviles simultáneamente y el pulgar fijo.

El prototipo no contara con una muñeca móvil, será una fija con acoplamiento roscado.

Medidas antropométricas de la mano

Para poder diseñar el prototipo de una prótesis es necesario considerar la antropometría de la población para la cual estará destinada. Para el diseño de este prototipo, se tomaron datos adquiridos en anteriores estudios realizados en la UNAM, para conocer la antropometría de la población mexicana. Los datos tomados fueron un estudio de ergonomía de la extremidad superior ya realizado en la UNAM [12], como se muestra en la siguiente tabla e imágenes, el número de la imagen representara en la tabla la medida que se está tomando:

Tabla 3.1.1 Medidas antropométricas de la mano. [12]

Parámetro	Longitud [cm]
14- Espesor de la mano	3.57
19-Longitud total de la mano	20.5
21- Longitud de los dedos	9.5
22- Ancho de los dedos	8.7
23- Ancho palmar	9.5
24- Longitud falange proximal meñique	4
25- Longitud falange proximal anular	4.9
26- Longitud falange proximal medio	5.2
27- Longitud falange proximal índice	4.7
28- Longitud falange proximal pulgar	2.4
29- Longitud falange medial meñique	2
30- Longitud falange medial anular	2.5
31- Longitud falange medial medio	2.6
32- Longitud falange medial índice	2.4
33- Longitud falange distal meñique	2
34- Longitud falange distal anular	2.4
35- Longitud falange distal medio	2.6
36- Longitud falange distal índice	2.3
37- Longitud falange distal pulgar	3.1

Medidas antropométricas

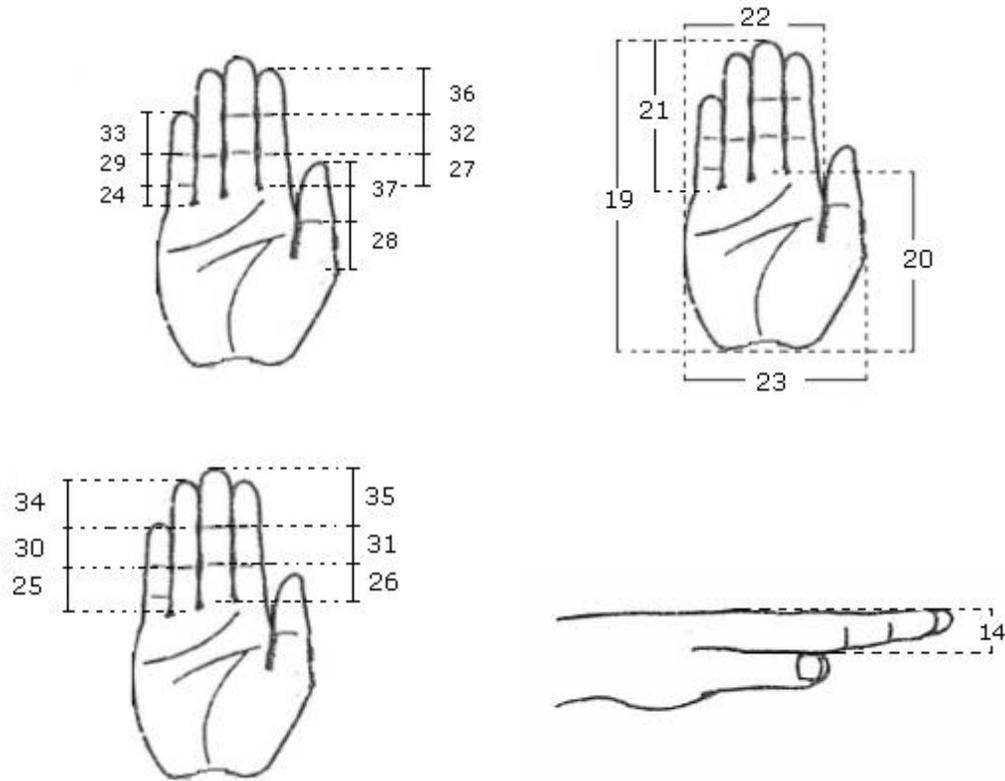


Fig. 28 Medidas antropométricas de la mano. [12]

3.1.2 Desplazamiento y fuerza

Como la prótesis será de tipo mecánica, esta se accionaria mediante un sistema de cables y arneses como es el funcionamiento de todo tipo de prótesis mecánica de mano que se encuentra en las prótesis de gancho, estas son controladas mediante la flexión y abducción del hombro. La función consiste en un cable que corre desde la espalda y pasa por detrás y debajo o lateral del brazo hasta llegar a un sujetador en el soquete el cual lo direcciona a la mano donde se conectara con el mecanismo.

En estudios realizadas, se tiene que un hombre adulto tiene la capacidad de ejercer una fuerza aproximada de entre 40 y 60 lbf (en SI: 177.6 a 266.4 N) con un desplazamiento del cable de 10 a 15 cm. Para esta prototipo de prótesis que se propone tendrá que resistir una carga de 20kg (44 lbf o en SI: 196.2 N) sin abrirse pero que pueda accionarse con una fuerzas similar. [13]

Algunos de los tipos de arnés que se utilizan arriba del codo son el arnés en “8” y banda torácica, cuando es por debajo del codo se tiene el arnés en “8”, se pueden apreciar en las siguientes figuras su tipo de configuración que poseen cada uno de ellos [14]:

Tabla 3.1 Comparación sistema de anclaje*

Arriba de codo		
<p>ONLY IF NECESSARY</p> <p>ONLY IF NECESSARY</p>		<p>Este tipo de arnés permite al usuario aplicar una fuerza con el hombro opuesto donde se tiene la prótesis, donde forman una cruz donde directamente del hombro se aplica una fuerza para accionar la prótesis y el otro lado le da firmeza para que no se desplace, así como también se pueden agregar dos correas para poder tener una mejor distribución de fuerza y apoyo. El chicote pasa por arriba del codo para poderse conectar.</p>
		<p>En este modelo podemos observar que la fuerza la aplica el mismo hombro donde se encuentra la prótesis donde se acciona y se da una mayor fuerza al estirar el brazo y tiene un apoyo donde esta sujetado debajo del hombro, el chicote pasa por arriba del codo para poderse conectar.</p>
Debajo del codo		
		<p>Este modelo tiene como forma una cruz donde el hombro opuesto a donde está la prótesis realiza la fuerza para poder accionarla, tiene una guía para el chicote para que pueda pasar por debajo del codo y también poder sujetarla para no tener un desplazamiento.</p>
		<p>Fig.31 Arnés en "8". [14]</p>

Análisis de fuerzas

Arriba de codo

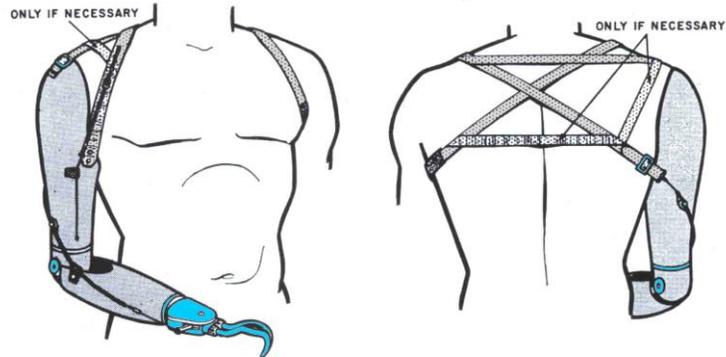


Fig. 32 Arnés en "8". [14]

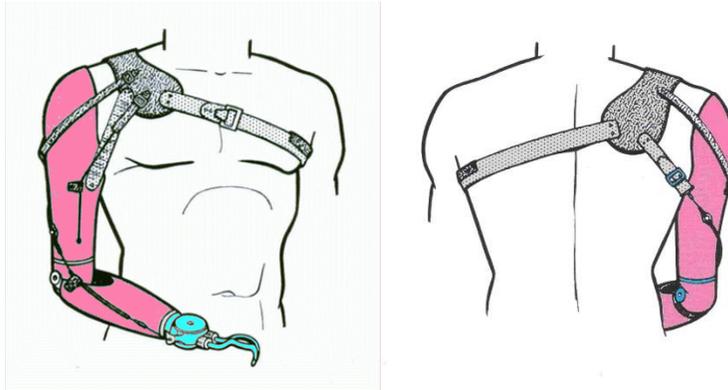


Fig. 33 Banda torácica. [14]

Debajo del codo

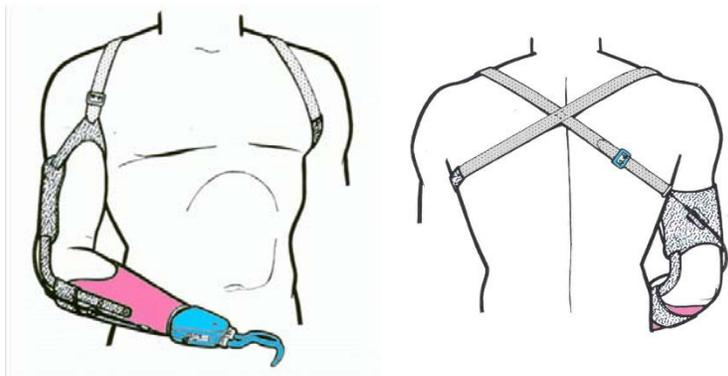


Fig.34 Arnés en "8". [14]

3.1.3 Fuerza de presión objetivo

3.2 Análisis de mecanismos

3.2.1 Diseño de dedos

El mecanismo implementado para la articulación de los dedos fue un mecanismo de cuatro barras, el cual estará unido a un resorte el cual será el que realice la función de tener la prótesis en el estado normalmente cerrada. Con este arreglo es posible obtener un movimiento que permita un mejor funcionamiento al agarre y un fácil accionamiento al accionar el chicote cuando el usuario lo desee.

Análisis mecanismo de cuatro barras

El mecanismo de cuatro barras es la cadena cinemática cerrada más simple de eslabones unidos con un simple grado de libertad (después de unido un eslabón). Mecanismos más complejos pueden ser reinventados y mejorados por medio del uso de un mecanismo de cuatro barras.

Análisis de posición

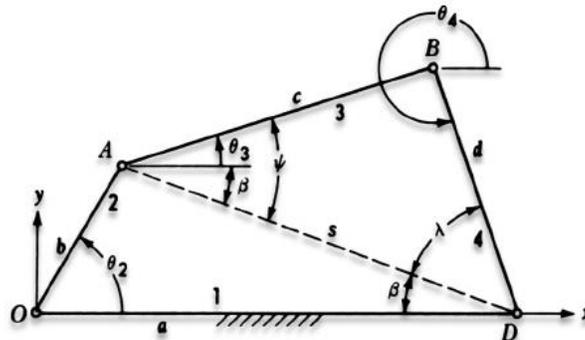


Fig. 35 Mecanismo de cuatro barras [15]

Para el mecanismo de cuatro barras mostrado en la figura 3.2.1, sea a , b , c y d las literales que denoten las longitudes de los eslabones 1, 2, 3 y 4, respectivamente. El eslabón fijo a es considerado el eslabón 1. Los ángulos θ_2 , θ_3 y θ_4 denotan la posición angular de los eslabones 2, 3 y 4, respectivamente, y son considerados positivos cuando se miden en el sentido contrario de las manecillas del reloj, como se muestra. La longitud de la diagonal desde A a D es denotada por s y el ángulo que ésta hace con la línea OD es indicado como β . El eslabón 2 es considerado como el eslabón de entrada o manivela y su posición angular θ_2 se asume que es conocida.

Los ángulos θ_3 y θ_4 serán conocidos también los cuales estarán proporcionados por el tipo de movimiento que se realizara y donde queramos que estén para poder tener un buen funcionamiento el sistema.

Análisis de velocidad

Representamos los eslabones con vectores \bar{a} , \bar{b} , \bar{c} y \bar{d} . Entonces

$$\bar{b} + \bar{c} + \bar{d} = \bar{a}$$

Expresando estos vectores en forma exponencial:

$$\bar{a} = ae^{i\theta_1}$$

$$\bar{b} = be^{i\theta_2}$$

$$\bar{c} = ce^{i\theta_3}$$

$$\bar{d} = de^{i\theta_4}$$

Donde tenemos que $e^{i\theta} = \cos\theta + i\sin\theta$

Por lo tanto

$$be^{i\theta_2} + ce^{i\theta_3} + de^{i\theta_4} = a$$

Si diferenciamos esta ecuación con respecto al tiempo y se:

$$w_2 = \frac{d\theta_2}{dt} \quad w_3 = \frac{d\theta_3}{dt} \quad w_4 = \frac{d\theta_4}{dt}$$

Entonces

$$ibw_2e^{i\theta_2} + ibw_3e^{i\theta_3} + ibw_4e^{i\theta_4} = 0 \dots (1)$$

Las partes real e imaginaria de esta ecuación son

$$\begin{aligned} -bw_2\sin\theta_2 - cw_3\sin\theta_3 - dw_4\sin\theta_4 &= 0 \\ bw_2\cos\theta_2 + cw_3\cos\theta_3 + dw_4\cos\theta_4 &= 0 \end{aligned}$$

Este sistema de ecuación puede ser resuelto para w_3 y w_4 como sigue:

$$w_3 = -\frac{b\sin\delta}{c\sin\epsilon} w_2$$

$$w_4 = -\frac{b\sin\gamma}{d\sin\epsilon} w_2$$

Donde

$$\begin{aligned} \delta &= \theta_2 - \theta_4 \\ \epsilon &= \theta_3 - \theta_4 \\ \gamma &= \theta_2 - \theta_3 \end{aligned}$$

Así, las velocidades angulares de los eslabones 3 y 4 pueden ser obtenidas conociendo la velocidad angular del eslabón 2.

Análisis de aceleración

Ahora consideraremos la aceleración. Diferenciando la ecuación 1 con respecto al tiempo y sea

$$\alpha_2 = \frac{dw_2}{dt} \quad \alpha_3 = \frac{dw_3}{dt} \quad \alpha_4 = \frac{dw_4}{dt}$$

Obtenemos

$$(w_2^2 - i\alpha_2)be^{i\theta_2} + (w_3^2 - i\alpha_3)be^{i\theta_3} + (w_4^2 - i\alpha_4)be^{i\theta_4} = 0$$

Expandiendo esta ecuación en términos de sus partes real e imaginaria, obtenemos dos ecuaciones que pueden ser resueltas para α_3 y α_4 . Haciendo esto y sustituyendo las ecuaciones de velocidad en el resultado obtenemos.

$$\alpha_3 = \frac{w_3}{w_2} \alpha_2 - \frac{bw_2^2 \cos\delta + cw_3^2 \cos\epsilon + dw_4^2}{c \sin\epsilon}$$

$$\alpha_4 = \frac{w_4}{w_2} \alpha_2 - \frac{bw_2^2 \cos\gamma + cw_3^2 + dw_4^2 \cos\epsilon}{d \sin\epsilon}$$

Estas ecuaciones dan la aceleraciones angulares de los eslabone 3 y 4, respectivamente. [16]

De manera gráfica y con ayuda de NX se simulo la flexión del dedo, de donde se obtuvieron los ángulos de entrada cuando el dedo estaba flexionado y, los ángulos de salida cuando el dedo estaba extendido. Estos ángulos se propusieron de tal forma que cumplieran con la trayectoria del movimiento del dedo además de que no hubiera interferencia entre los eslabones. Se realizaron los cálculos mediante un programa en C++

3.2.2 DCL y Análisis de posición

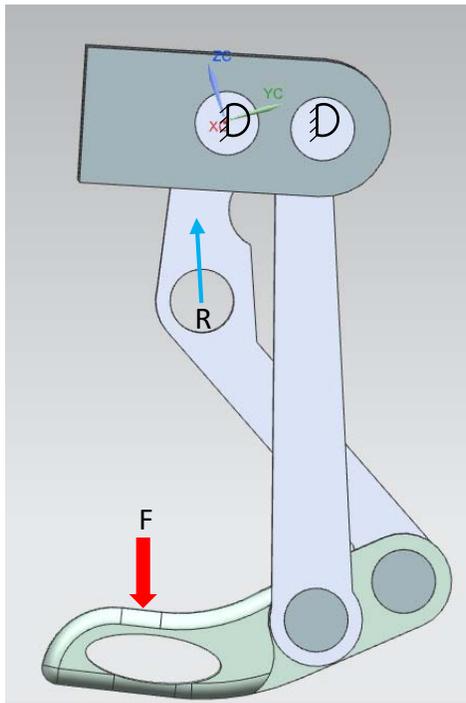


Figura 36. DCL posición de dedo a analizar

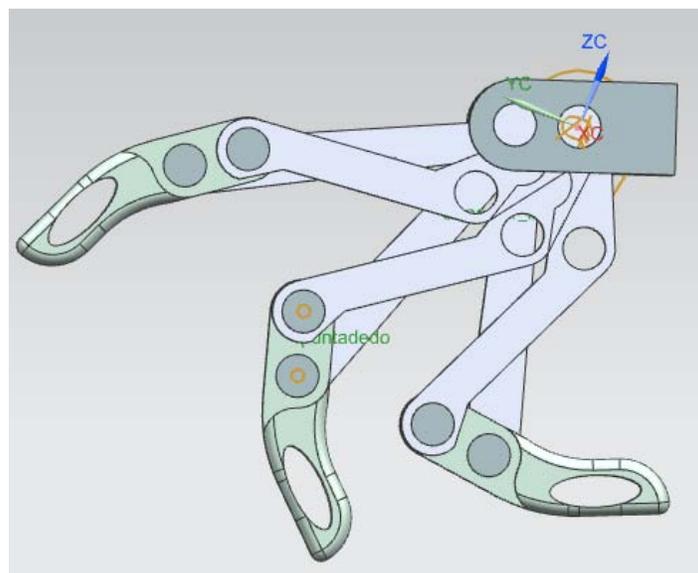


Figura 37. Posiciones al accionamiento del dedo

3.2.3 Diseño de la palma

El diseño de la palma es donde estarán distribuidos los mecanismos de accionamiento y donde se le podrá hacer mantenimiento a tal, en la palma se encontrara el resorte el cual será el que mantenga la prótesis normalmente cerrada y será el que ponga resistencia a la apertura de esta, el resorte a diferencia de la liga nos proporcionara una ventaja al tener un mejor funcionamiento en la posición que se utilizara así como también el mantenimiento y el tiempo de vida de este será mayor a la liga, para el análisis del resorte se realizaran los siguientes cálculos.

Análisis de “resorte a tracción”

Estos resortes soportan exclusivamente fuerzas de tracción y se caracterizan por tener un gancho en cada uno de sus extremos, de diferentes estilos: inglés, alemán, catalán, murciano, abierto, cerrado, entre otros. Gracias a estos ganchos se pueden montar en diferente tipo de posiciones deseadas.



Fig. 38 Resorte de tracción

Estos resortes se muestran en la Figura 3.2.7. Se los construye con terminaciones en forma de gancho o con espiras trabajadas especialmente para favorecer el enganche en el dispositivo en el que actúan.

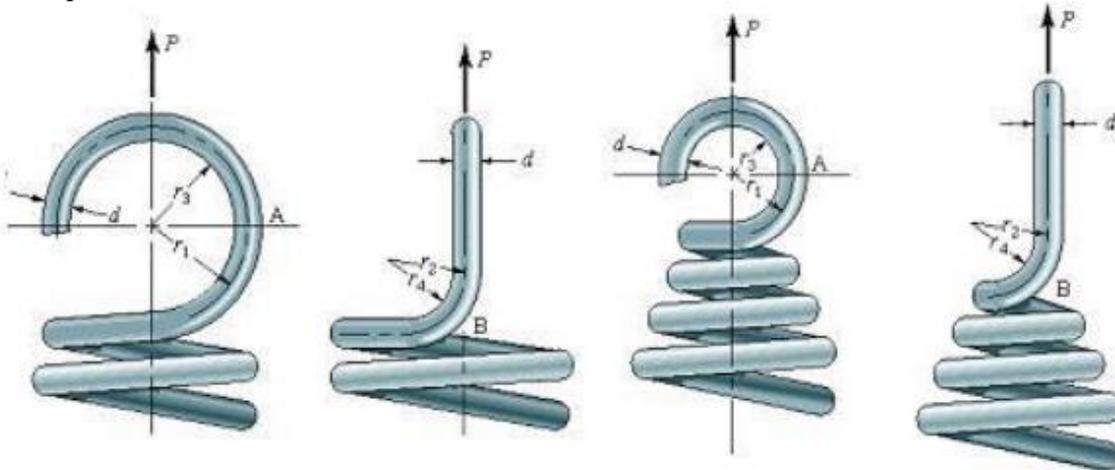


Fig. 39 Resorte helicoidales con extensión.

El número de espiras totales y la longitud del cuerpo vienen dadas por la siguiente expresión:

$$N_t = N_a + l$$

$$l_b = dN_t$$

Siendo N_a la cantidad de espiras y d el diámetro del alambre.

Algunos resortes de extensión se construyen con una precarga P_i , de manera que se debe superar esta carga antes de que se evidencie deformación alguna en el resorte como va ser nuestro caso de resistir 20 kg antes de la deformación.

La variación de la carga viene dada por la siguiente expresión:

$$P = P_i + \frac{\delta G d^4}{8 N_a D^3}$$

De tal forma que la constante de resorte se pueda obtener como:

Como deseamos que el prototipo pueda soportar una carga máxima de 20 kg y que esta no tenga la apertura, el resorte deberá aguantar 22 kg para que la prótesis al cargar 20kg permanezca cerrada hasta aplicar una carga mayor.

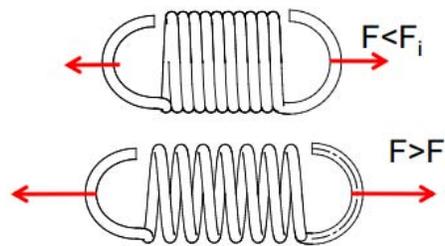


Fig. 40 Resorte en reposo y carga ($F_1 \approx 20kg$, $F_2 \approx 23kg$, $F_i \approx 22kg$)

Análisis de la liga

En el mercado existen las ligas para prótesis las cuales ya poseen especificaciones y propiedades que podremos utilizar para la prótesis, existen 2 que serían:

Tabla. Ligas en el mercado

<p>Bandas de tensión</p> <ul style="list-style-type: none"> • 1.5 lbs de presión por banda 	
<p>Anillos de agarre</p> <ul style="list-style-type: none"> • 2.5 lbs por anillo 	

Se propuso el utilizar los anillos ya que observamos que al encontrarse en el mercado y tener un precio accesible, saldría más económico que un resorte, también porque el reemplazo de estas son más sencillos que si se llegase a romper o fallar el resorte aunque se necesiten más de un anillo para poder alcanzar la resistencia para los 20kg de peso que cargara la prótesis y esta no se accione.

3.3 Diseño CAD

3.3.1 Diseño dedos

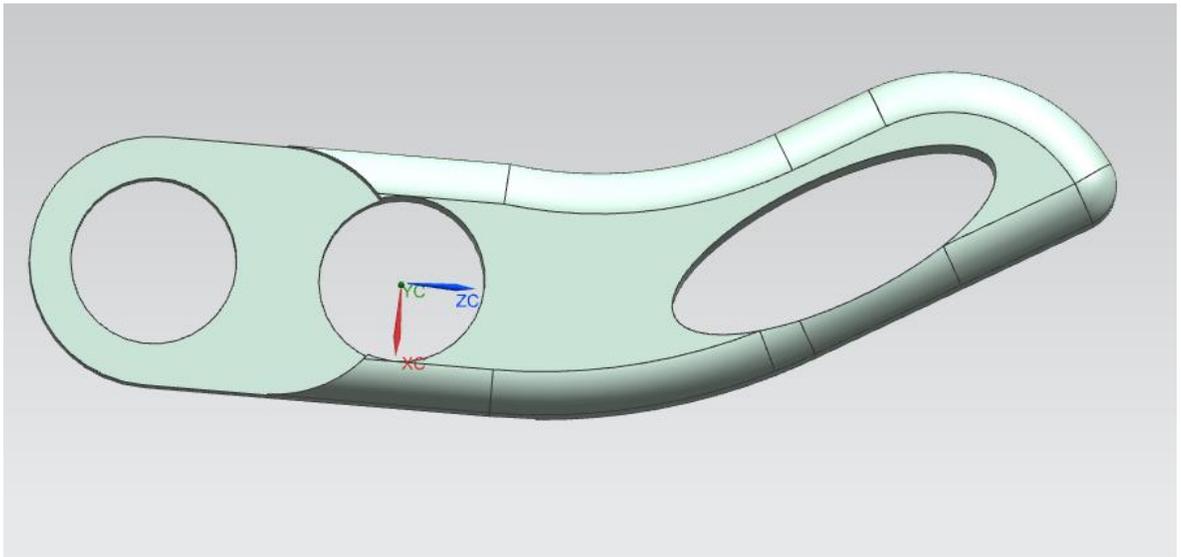


Fig. 41 Punta de dedo realizada den Solid Edge

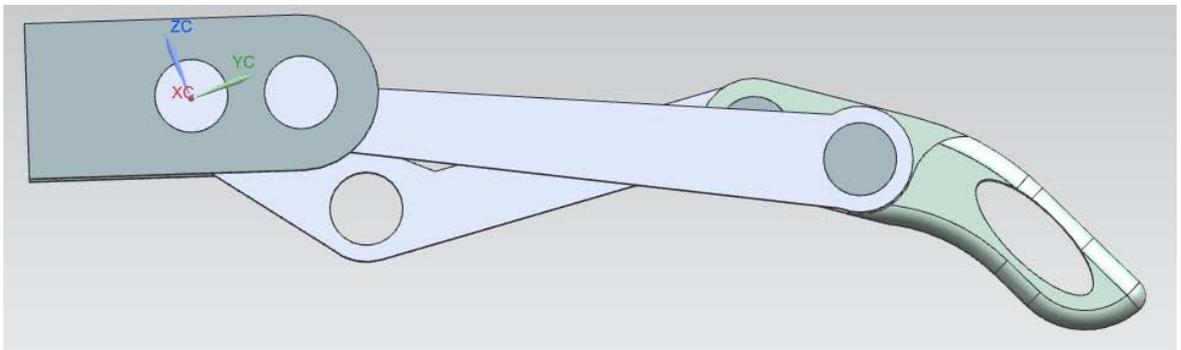


Fig. 42 Mecanismo dedo accionado realizado en NX

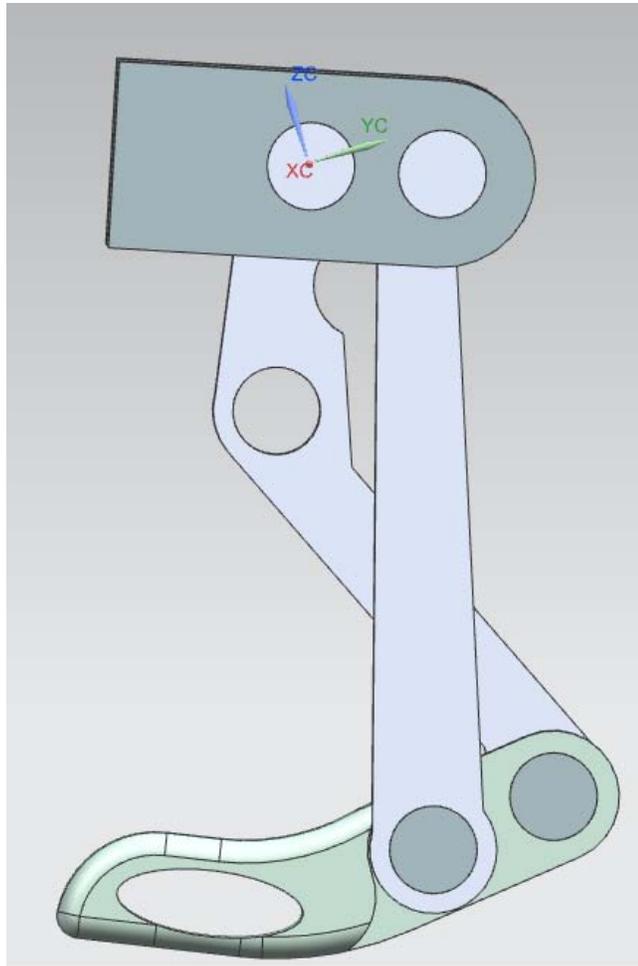


Fig. 42 Mecanismo dedo en reposo realizado en NX

3.3.2 Diseño base

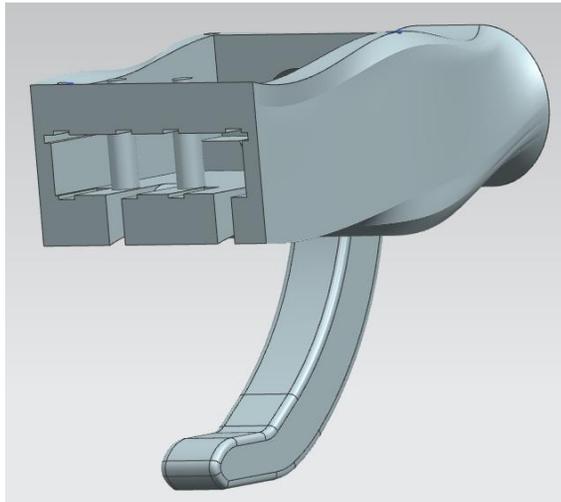


Fig. 43 Base prototipo 1 de Plástico ABS diseñada en NX

En el prototipo 1 se manejó la posibilidad de realizarlo en ABS, pero el diseño sería difícil de fabricar ya que para poder darnos la resistencias necesarias se tendría que hacer por medio de inyección porque si se realizaba en impresión de 3D no nos podría resistir por el esfuerzo aplicado.

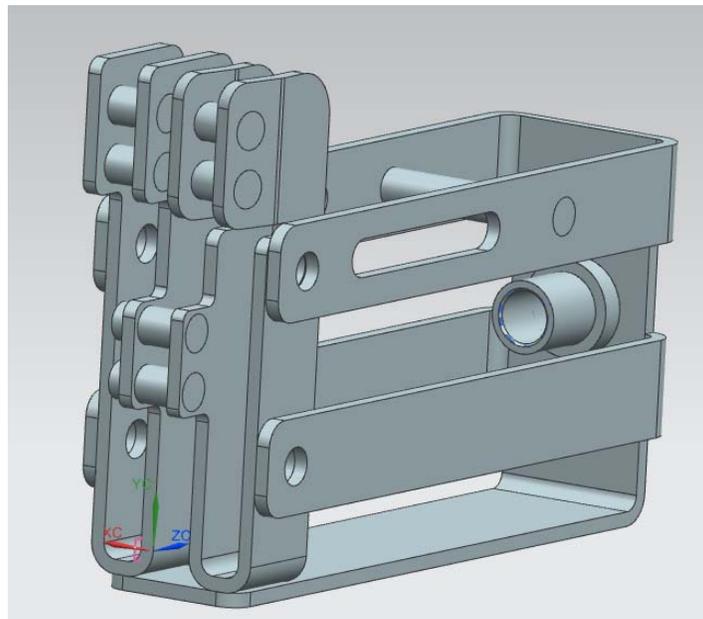


Fig. 44 Base prototipo 2 final de lámina diseñada en NX

Se realizó un segundo prototipo que fuera más sencillo de fabricar y también de bajo costo, el cual lo obtuvimos con lamina de aluminio de 3mm de la serie 3xxx el cual es utilizado para fabricar utensilios de cocina, este diseño ahorraría tiempo de fabricación por que podríamos obtener las piezas mediante corte por chorro de agua y con dobleces para su estado final.

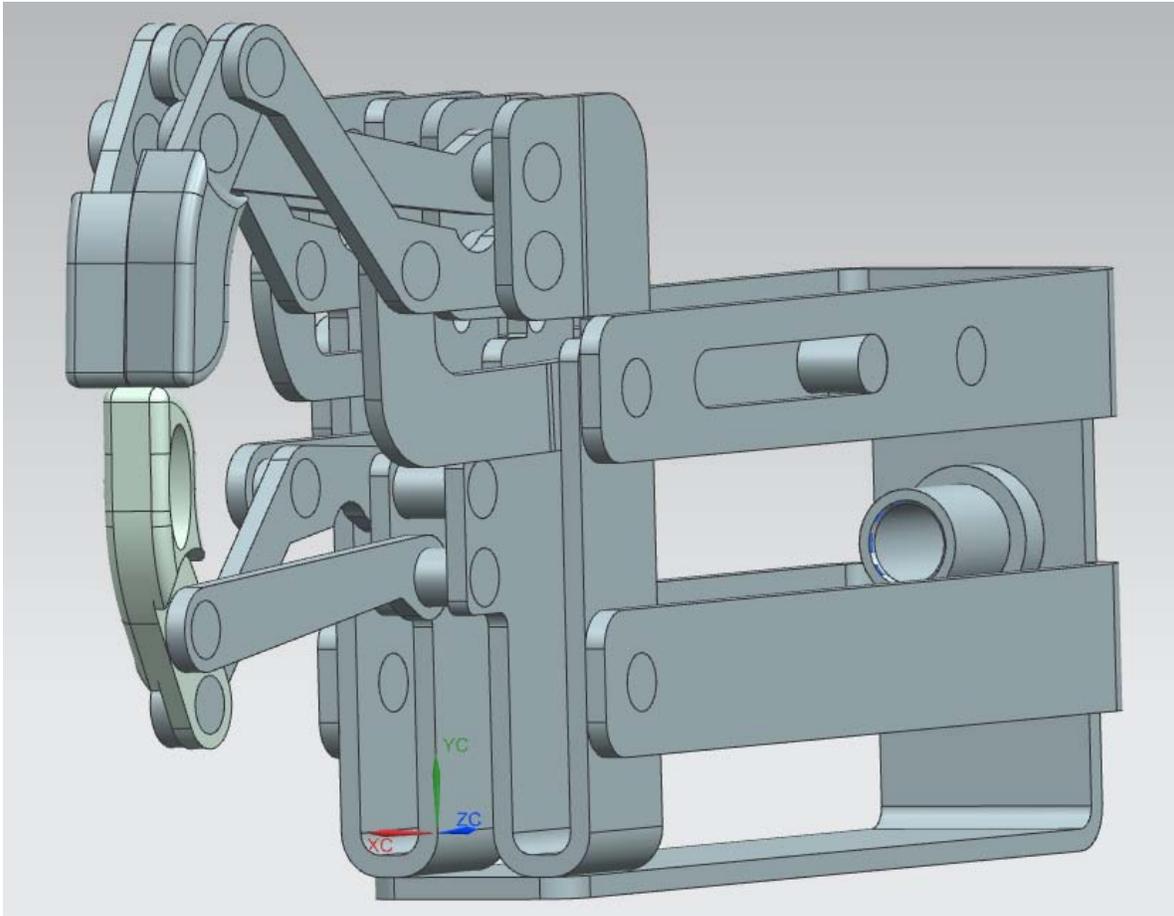


Fig. 45 Diseño prototipo prótesis mecánica de mano

El diseño completo final donde juntamos los dedos junto con la base de la prótesis se muestra en la figura de arriba, donde se muestra en reposo con los dedos flexionados, ya que el dedo índice necesitaba cumplir con tuviera un ángulo de cierre de 10° , primero se realizó el cierre de los dedos medio y pulgar para poder obtener un cierre junto con el dedo índice y pudieran formar una sola pieza.

3.4 Materiales a utilizar

Los materiales a utilizar según la previa investigación que se realizó con la evaluación y la matriz de decisión realizada, obtuvimos 2 materiales el plástico ABS y el aluminio, en el desarrollo pudimos observar que para que el plástico pudiera tener las características necesarias para la resistencias requeridas, tendría que ser por medio de inyección de plástico, esto nos provocaría un problema de fabricación por el tipo de geometría que se requería como se muestra en la figura 43. Por este motivo se decidió el aluminio de la serie 3000 por ser el que es utilizado para utensilios de cocina, para obtener las piezas se realiza mediante chorro de agua y doblado, así se disminuirá el costo de fabricación y la reducción de tiempos al fabricarlas.

La siguiente tabla muestra el costo aproximado del material a utilizar

Tabla 3.2 Costos de lámina de aluminio

Material	Precio (MXN/lamina m2)
Lamina aluminio 3xxx	\$500.00

3.5 Análisis CAE

La prótesis deberá poder cargar un peso de 20kg sin tener falla,

Se analizó el dedo solo para observar si podía resistir un peso de 20kg solo y los resultados fueron los siguientes:

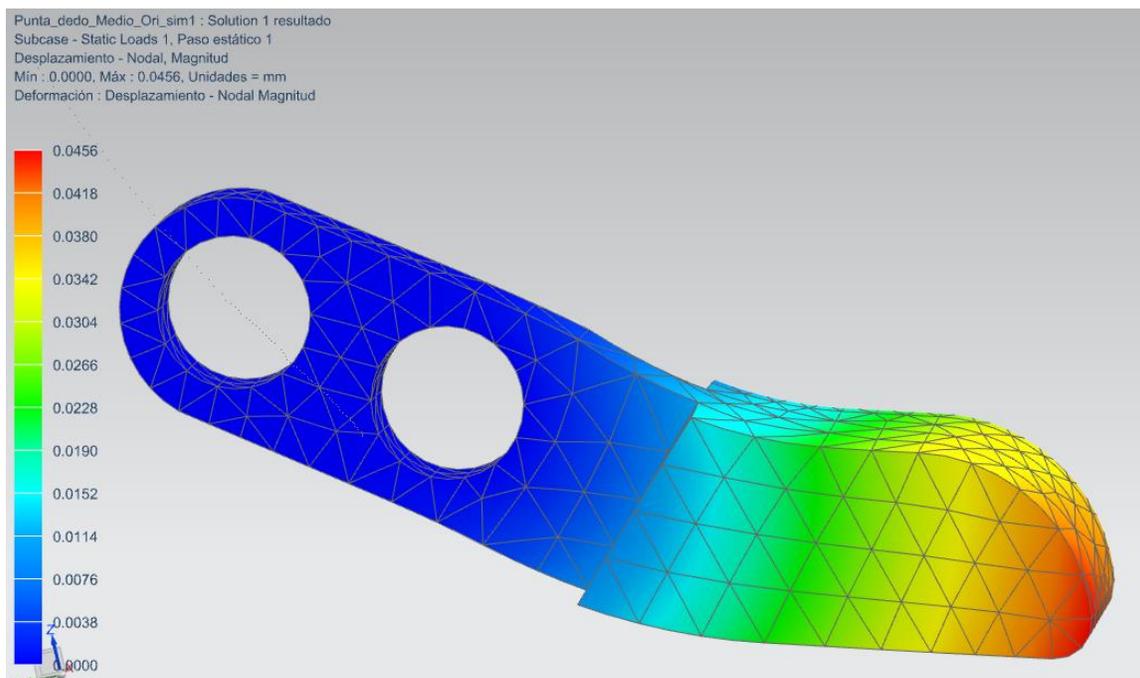


Fig.45 Desplazamiento aplicando fuerza en NX

En los resultados que no muestra el análisis realizado en NX nos muestra que el desplazamiento máximo obtenido por el dedo si estuviera fijo de la parte posterior donde están los pernos el desplazamiento máximo se tendría en la punta con solo 0.045 mm, lo cual significa que el desplazamiento es aceptable.

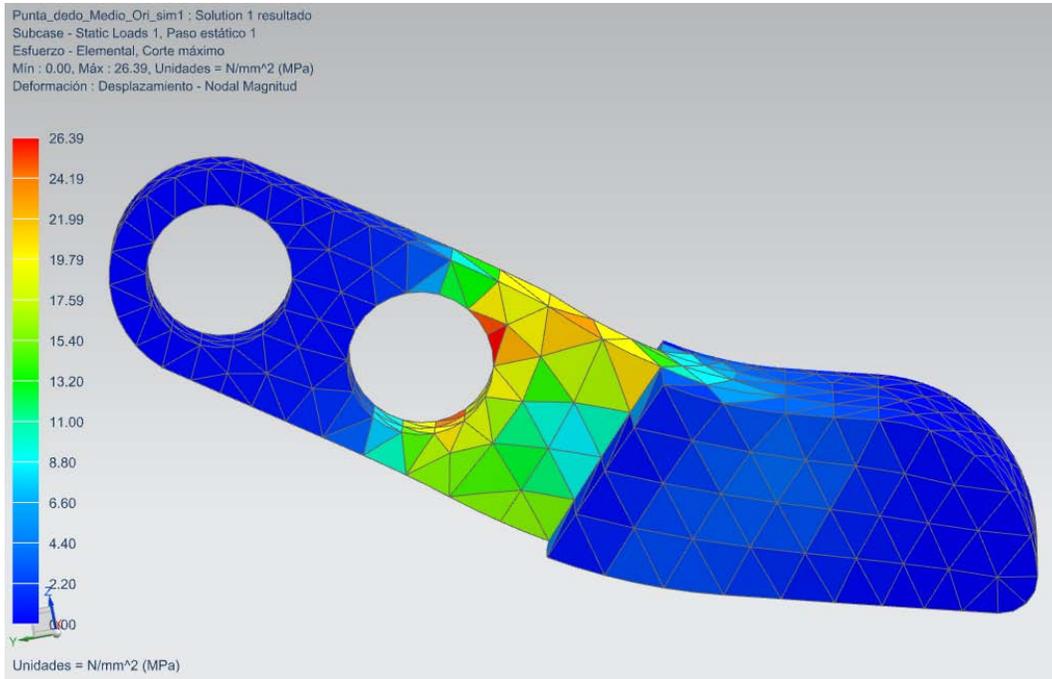


Fig. 46 Esfuerzo de corte máximo NX

Podemos observar que el resultado mostrado en el corte máximo tenemos que en el primer barreno tendremos el mayor esfuerzo en la pieza y que dentro del barreno será la falla si solo 1 dedo cargara los 20 kg.

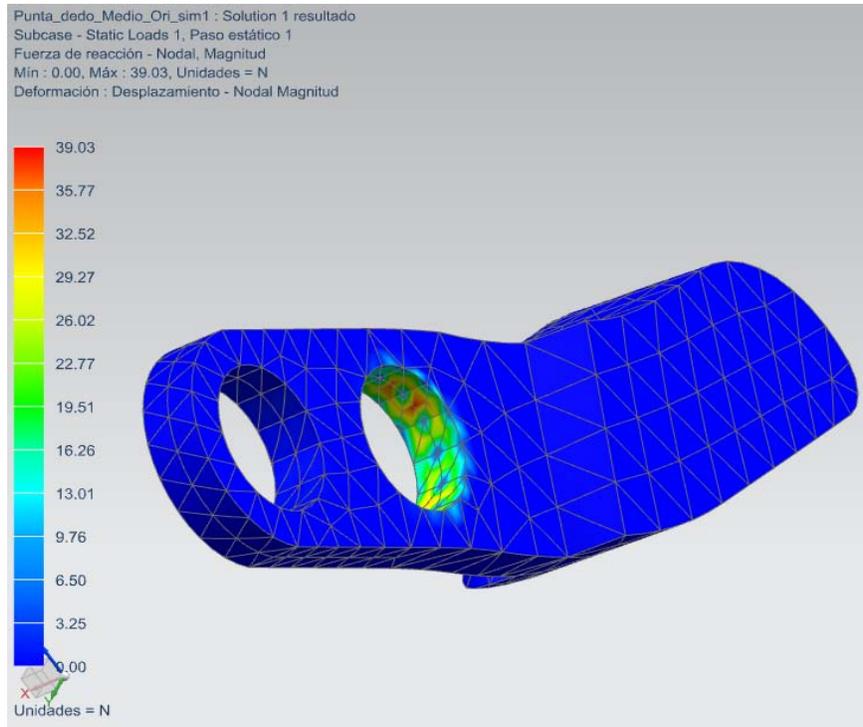


Fig. 47 Esfuerzo de reacción NX

4 Resultados

El prototipo final nos dio como resultado en el análisis de movimiento un desplazamiento funcional en donde también pudimos ver que los dedos no tendrían separación hasta la mitad de la carrera que harán cuando se separe el dedo índice con el dedo medio, pero la apertura entre los dedos y el pulgar sería amplia de 11.5 cm a comparación de las prótesis mecánicas de mano que la mayoría tienen una apertura de hasta 9 cm y algunas de gancho que tienen una mayor apertura de hasta 12 pero no tienen la forma deseada. El movimiento se puede apreciar en las siguientes imágenes.

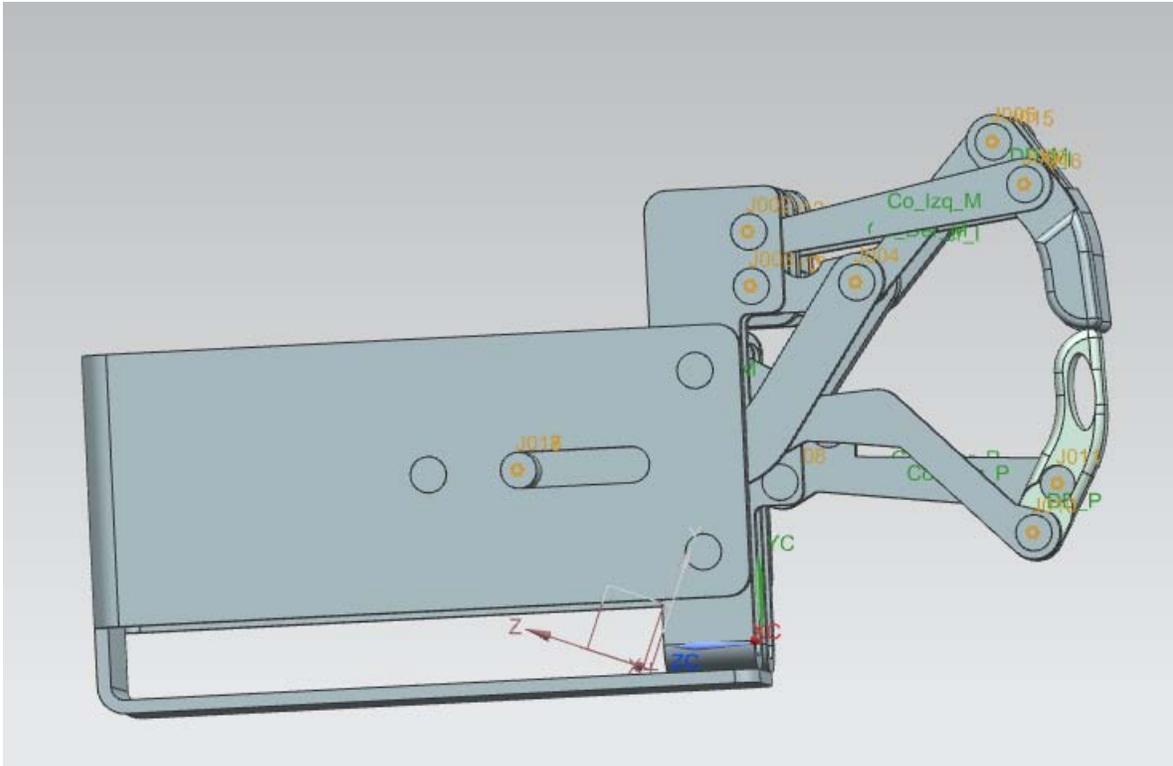


Fig. 48 Diseño de la prótesis normalmente cerrado

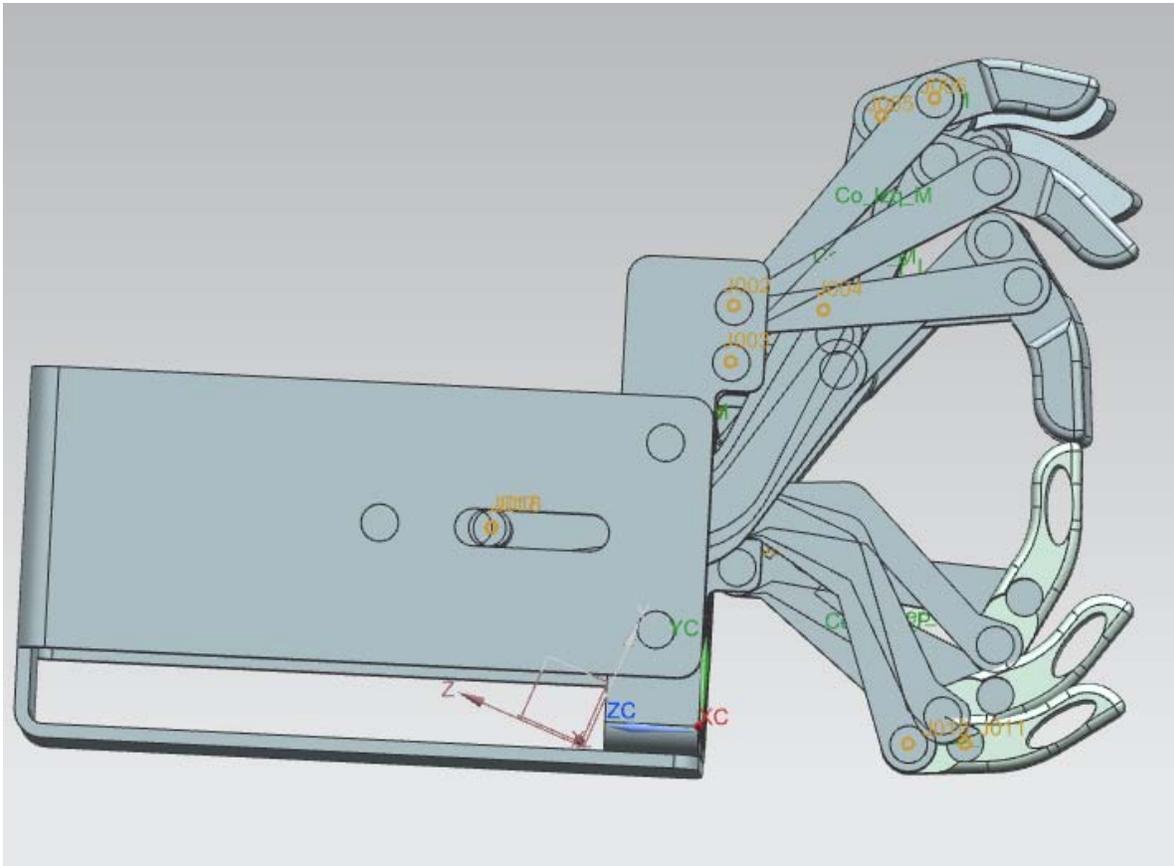


Fig.49 Movimiento de la prótesis simulado en NX

En la imagen superior se muestra la secuencia de apertura de la prótesis, desde su estado en reposo que es normalmente cerrada hasta la apertura máxima cuando es accionada para poder agarrar algún objeto.

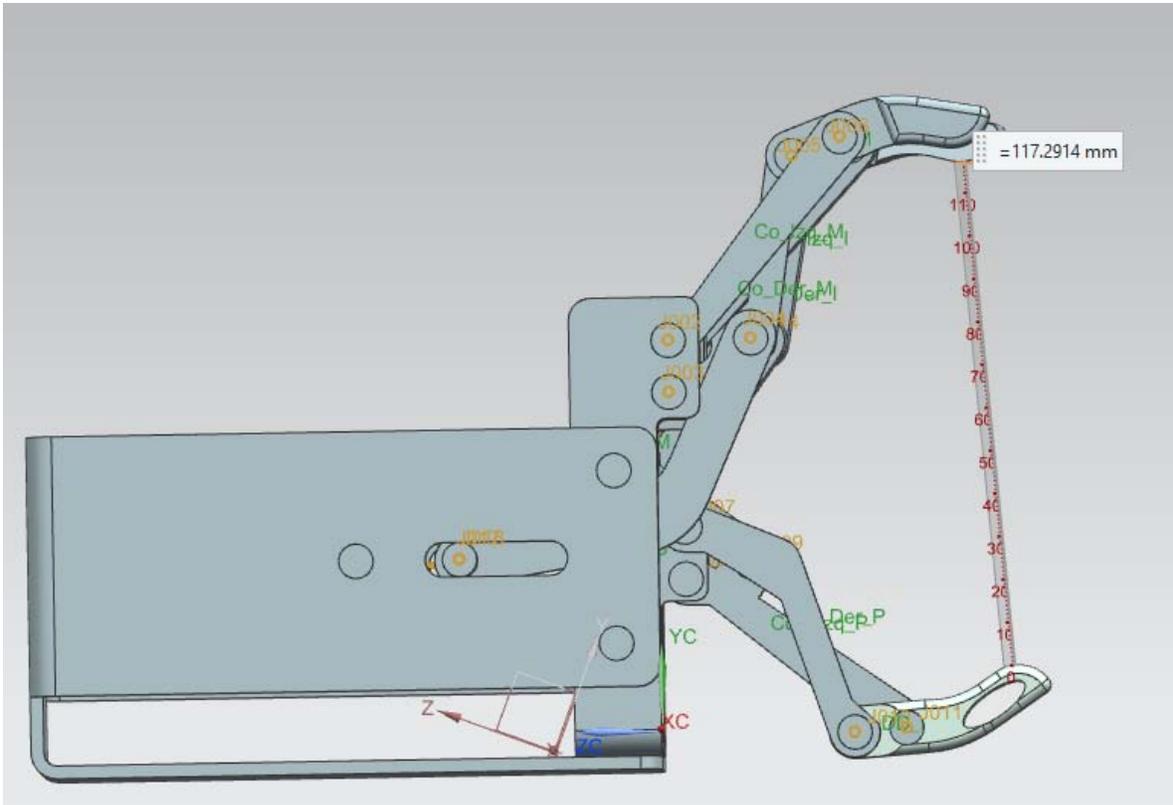


Fig. 50 Apertura máxima funcional

La prótesis puede llegar a tener una apertura máxima de 14-15cm, pero al llegar a esta apertura puede tener una falla de mecanismo y girar el dedo, el cual ya no regresaría correctamente para su cierre, por eso es preferible que la apertura pueda ser de 11.5 cm a 12 para que sea el mejor funcionamiento de la prótesis. También pudimos observar que el desplazamiento de carrera que se requiere para activar el mecanismo es corto gracias al mecanismo de 4 barras que requiere poca carrera para una amplia apertura, esto ayudara a que el esfuerzo dl usuario sea menor para poder tener la mayor amplitud con menor esfuerzo y fuerza requerida.

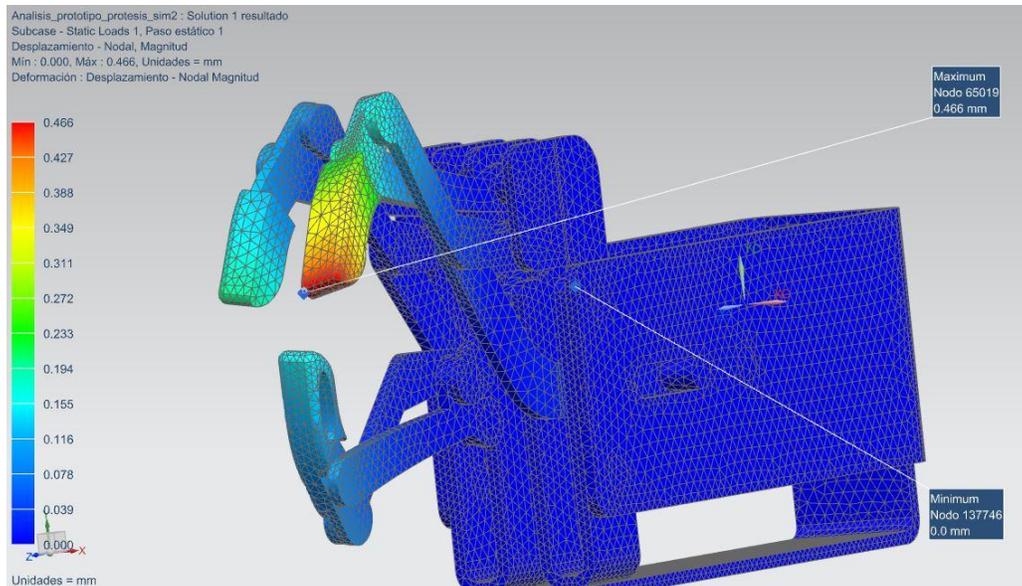


Fig. 51 Análisis desplazamiento del prototipo en NX con carga (completa)

Se realizó un análisis FEM al prototipo diseñado dándole el material asignado del cual se fabricaría, así como las restricciones y la carga que debería soportar, para el análisis se realizó poniendo un factor de seguridad de 1.5 para el diseño, que entonces sería con una carga de 30Kg aproximadamente 300N sobre los 3 dedos, se puede apreciar en la imagen superior que el desplazamiento máximo se encuentra en la punta de dedo índice y que es de .486mm, al quitar el dedo vemos que el siguiente desplazamiento que se tiene es solo de .209mm y que es también de uno de los conectores del dedo como se muestra en la imagen de abajo, podemos apreciar que el dedo que mayor movimiento tendría sería el dedo índice pero los otros dedos tendrían un desplazamiento mínimo y podría resistir una carga de 30kg sin tener una abertura amplia.

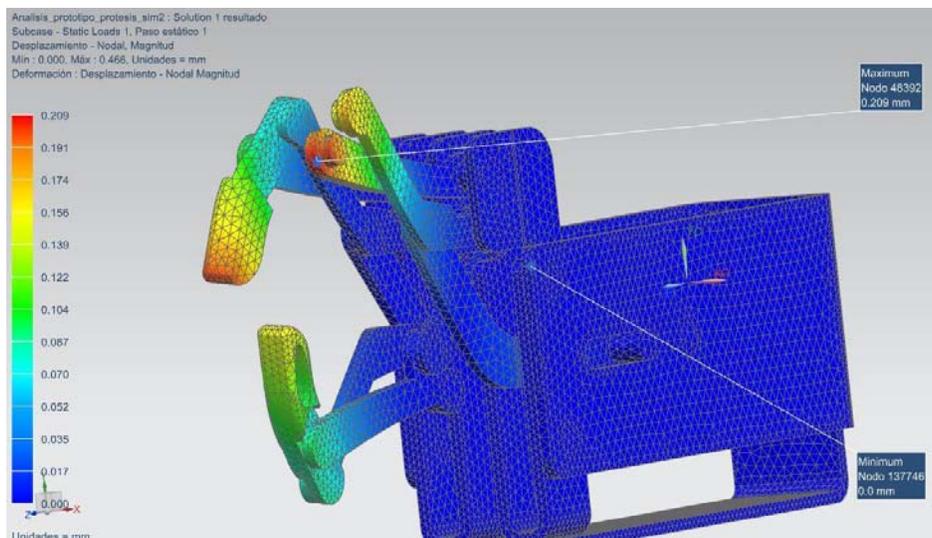


Fig. 52 Análisis desplazamiento del prototipo en NX con carga (sin el dedo Índice)

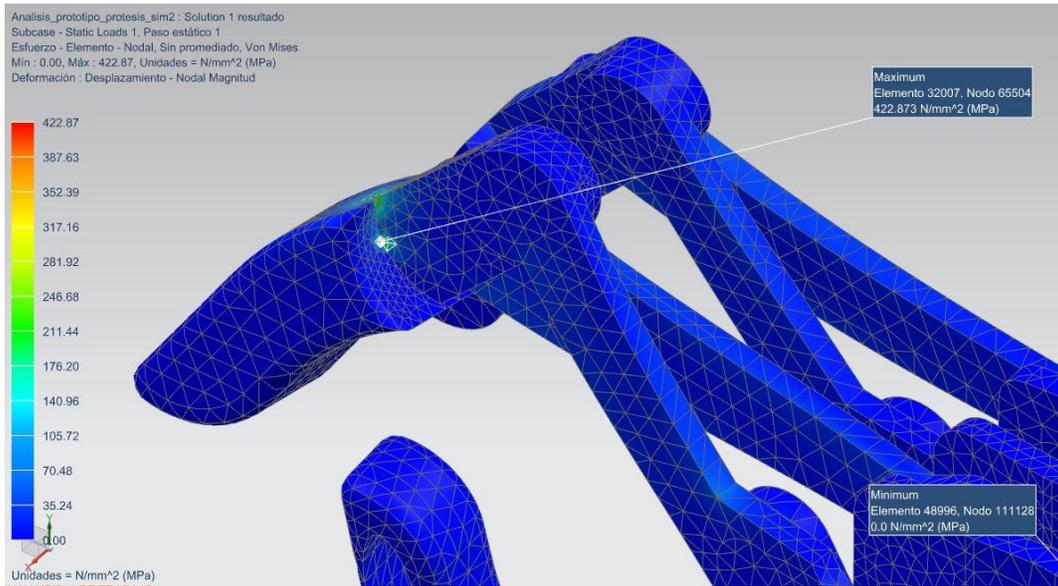


Fig. 51 Análisis esfuerzo del prototipo en NX con carga (completa)

En el análisis de esfuerzo obtuvimos que en la carga de 30Kg el dedo índice presenta el esfuerzo mayor de 422.87 Mpa el cual para el material que es sería un punto de falla, como se ve en la figura de arriba, esto podemos suponer que es debido a la geometría del dedo ya que tuvo que tener un ángulo para que pudiera ensamblar y quedar en el cierre completamente cerrado con los otros dedos, pero al quitar el dedo índice podemos observar que el esfuerzo máximo es de 108.78 Mpa y solo se presenta en los bordes de contacto que tiene el dedo medio con las conexiones que lo sujetan para el movimiento y que con las características del material no tendría problemas con el esfuerzo aplicado.

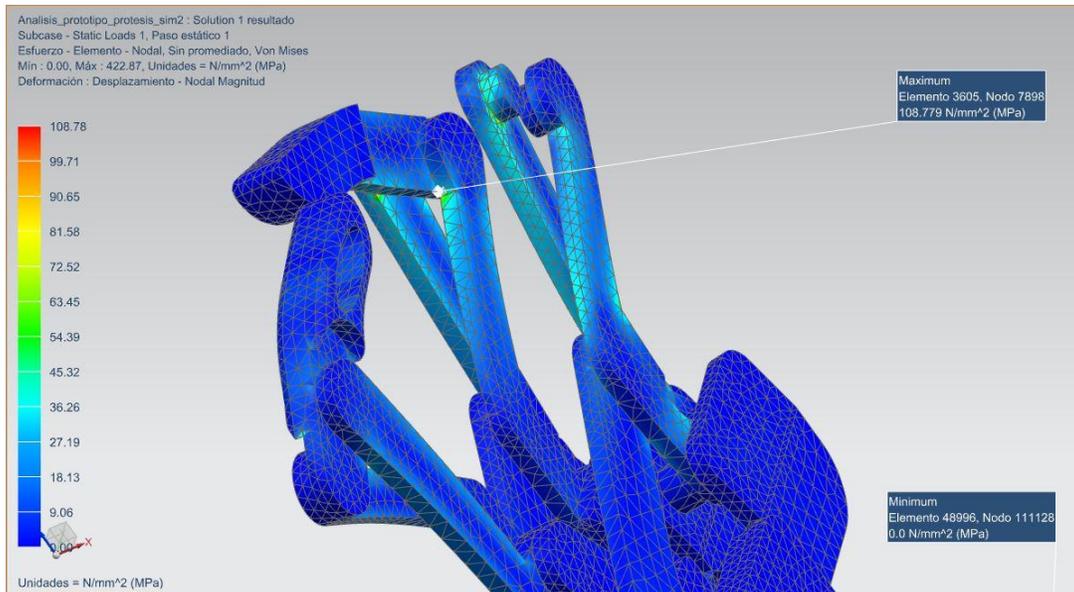


Fig. 52 Análisis esfuerzo del prototipo en NX con carga (sin el dedo Índice)

5 Conclusiones y trabajo a futuro

Esta tesis consistió en el planteamiento, diseño conceptual, configuración y detalle para el desarrollo de un prototipo de prótesis mecánica de mano, cumpliendo con el objetivo de proponer un diseño funcional, el cual cumplirá con una de los requerimientos esenciales que es que la prótesis pueda soportar el cargar un peso de 20kg, así como también pueda realizar los diferentes tipos de agarres mencionados en el capítulo 2.

Se tuvieron varias complicaciones en el diseño de la prótesis, ya que se requería que no solo fuera para agarres amplios sino que también pudiera tener en punta fina para agarrar hasta una aguja, esto presento complicación en la unión de los 3 dedos ya que quedaban con separaciones debido a su diseño, se tuvo que rediseñar varias veces para poder cumplir que los dedos principalmente el índice y medio pudieran unirse a tal forma de ser solo una pieza en el cierre.

En México al no tener un diseño propio como se habló en el capítulo 1, los costos de las prótesis son muy elevados para las personas que llegan a tener un accidente y esto hace que no puedan seguir desarrollando algunas actividades cotidianas o trabajos que antes realizaban, con este diseño la manufactura tendrá un costo económico y tendrá un precio más accesible para las personas y esto podrá ayudarles a que sigan desarrollando sus actividades de una mejor manera.

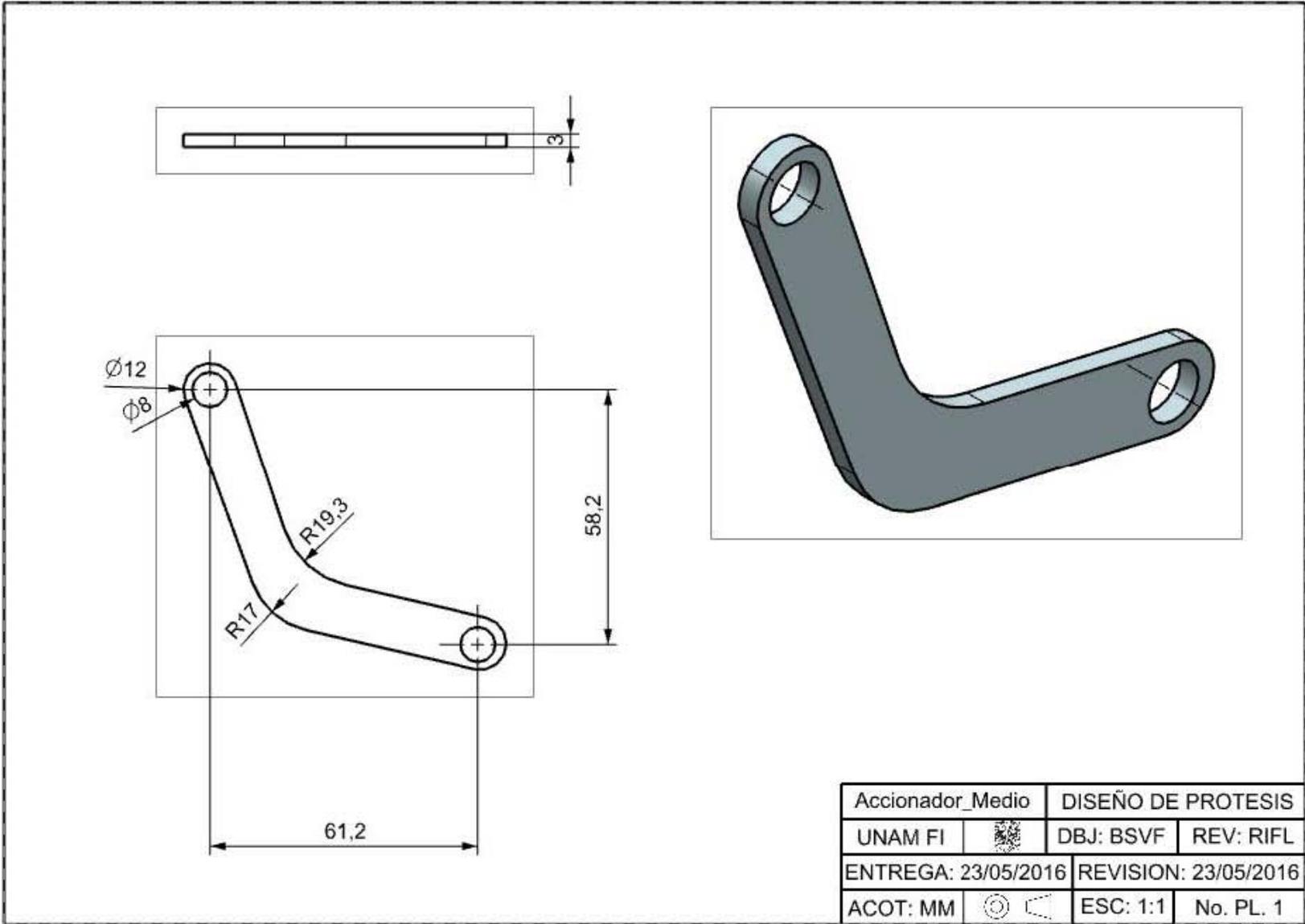
Una vez que se definieron los materiales se realizó una primer propuesta con un material más fácil de manejar para crear complejos acabados geométricos y se vio que se podría obtener un diseño más estético pero el costo y la complejidad para hacerlos seria mayor ya que para obtener el requerimiento de tener la resistencia de cargar 20 kg le proceso de manufactura que se necesitaría para que el material nos proporcionará esa resistencia sería más complejo y con un costo más elevado, se optó por el segundo material que también había sobresalido en la tabla de decisión el cual nos ahorraría tiempo de manufactura y costo, aunque el aspecto estético no quedara por el momento primordial.

El trabajo presente dio a conocer que es posible desarrollar otro tipo de alternativa para poder obtener un producto que solo es adquirido en el extranjero y es necesario en nuestro país al ser un país de industrializado por lo cual hay accidentes de trabajo que dejan incapacitado a las personas, con esta propuesta se desea que pueda producirse aquí en el país y se siga mejorando el diseño para un mejor producto.

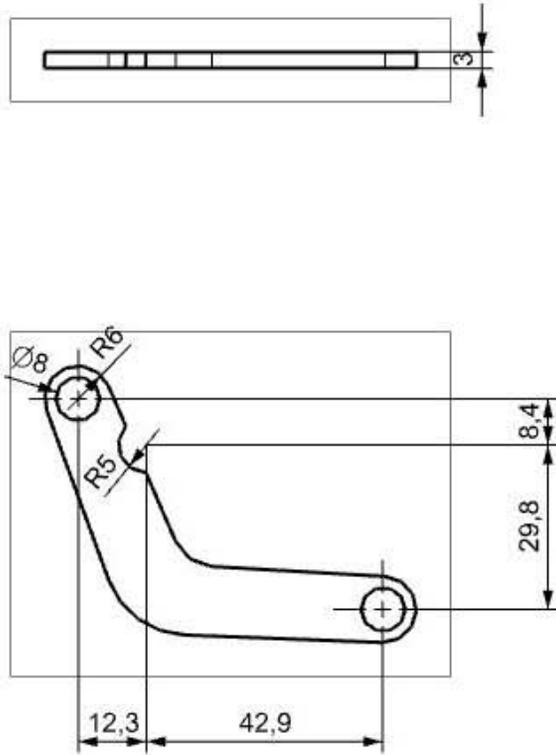
Al ser solo un diseño se desea que se lleve a un prototipo físico con el cual se realicen pruebas en personas amputadas para poder tener una opinión directamente de los pacientes para poder saber qué ventajas, desventajas, problemas o mejoras podríamos hacerle al prototipo para desarrollar uno que sea funcional y agradable para las personas que adquieran esta prótesis y poder sacarla al mercado para así ayudar a las personas que hayan tenido una amputación de mano, brindándole un producto de buena calidad y un precio mejor a comparación de las prótesis que se encuentran actualmente en el mercado.

Apéndice A

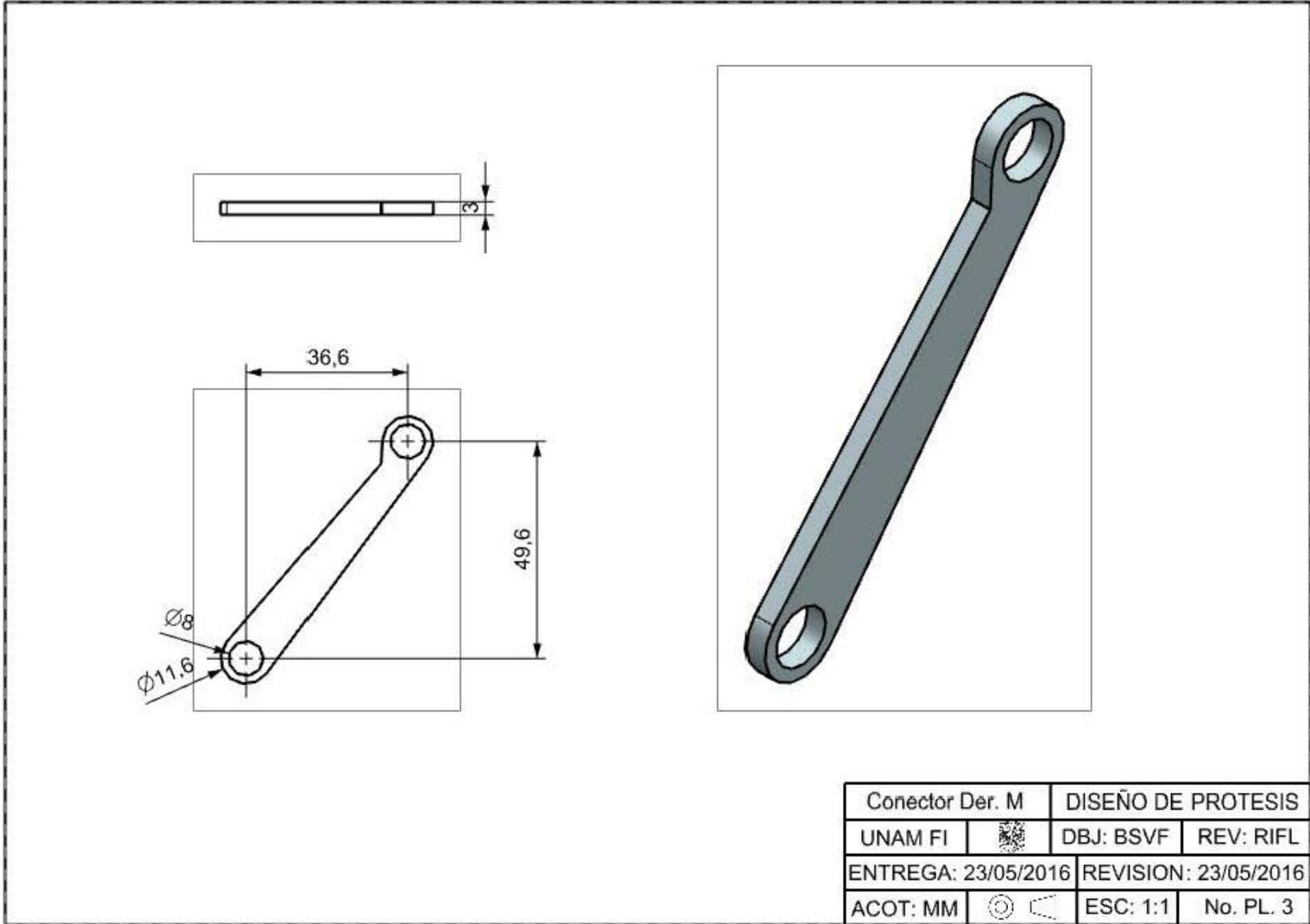
Planos de Fabricación



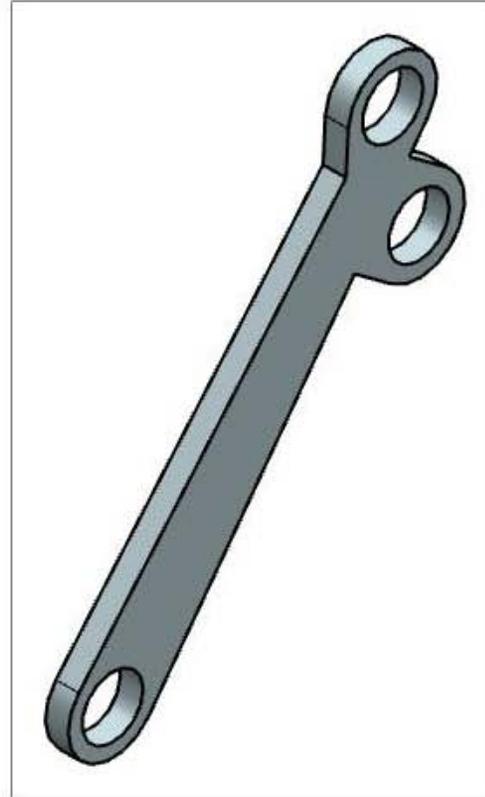
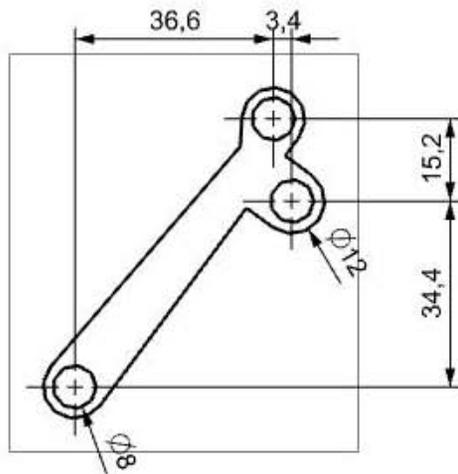
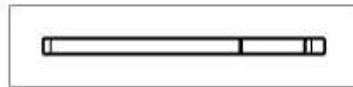
Accionador_Medio	DISEÑO DE PROTESIS		
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 1



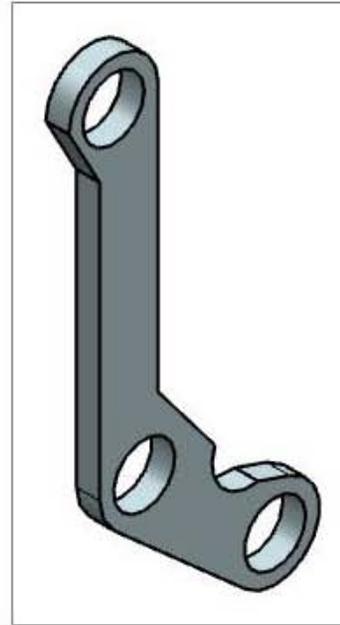
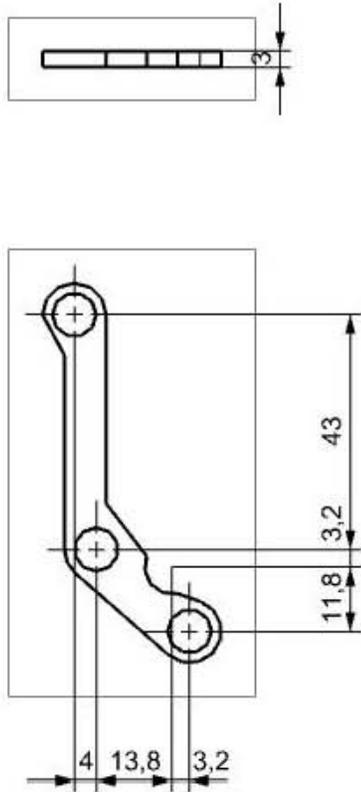
Accionador_Pulgar		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 2



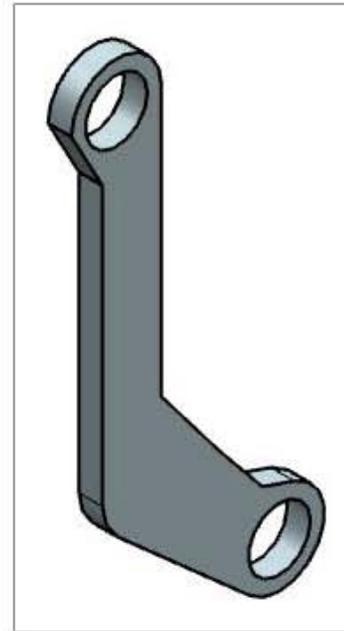
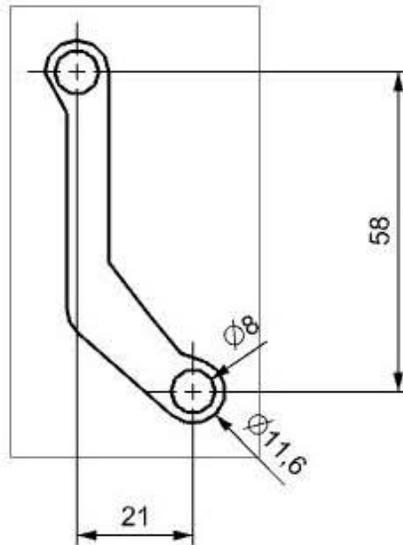
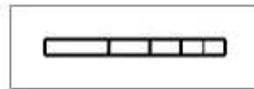
Conector Der. M		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 3



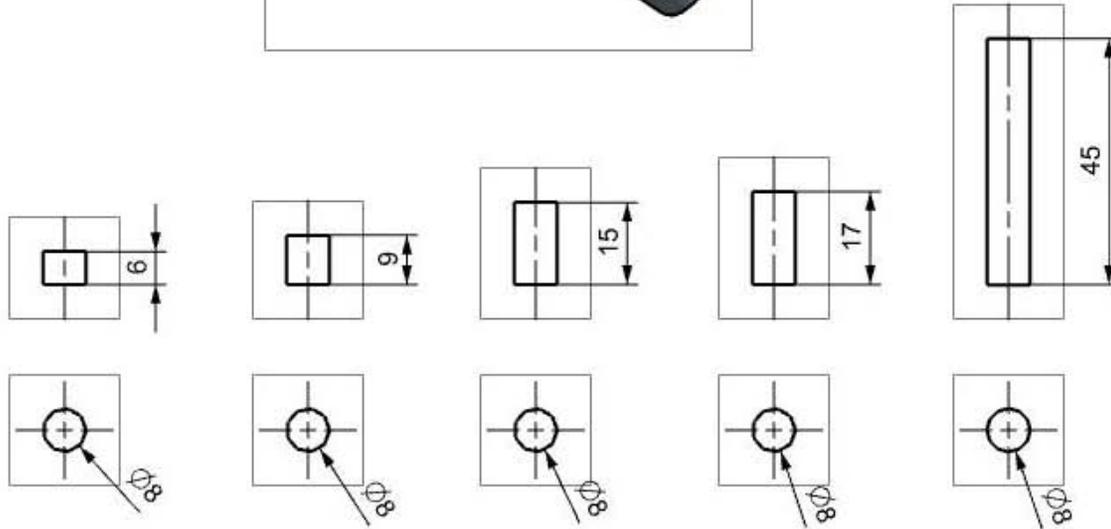
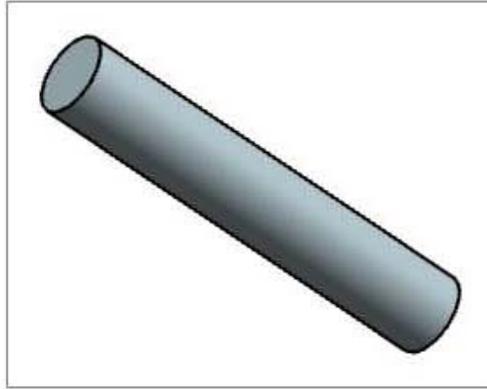
Conector Der. P		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 4



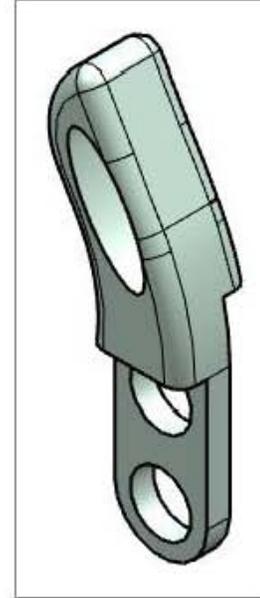
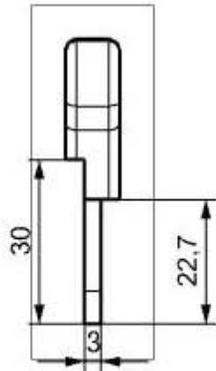
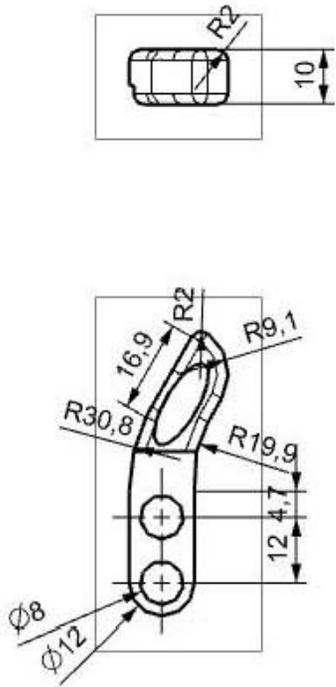
Conector Izq M		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 5



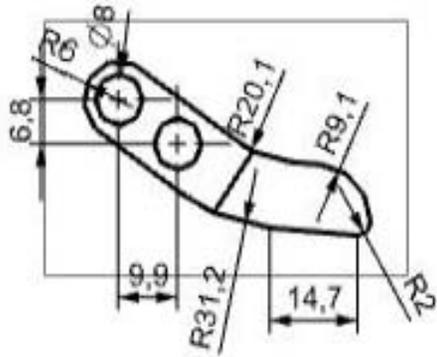
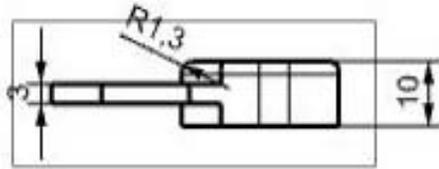
Conector Izq P		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 6



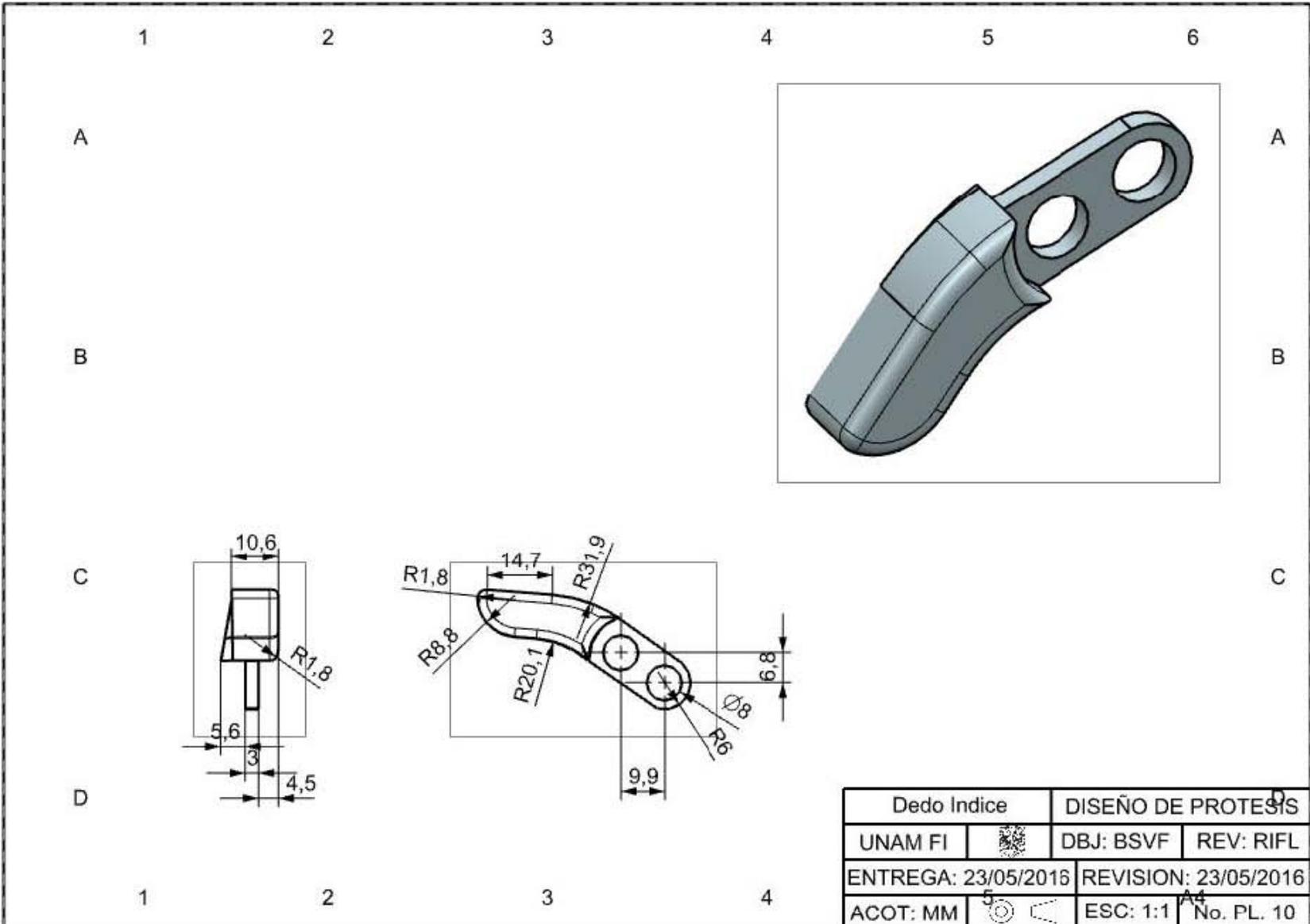
Ejes		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 7

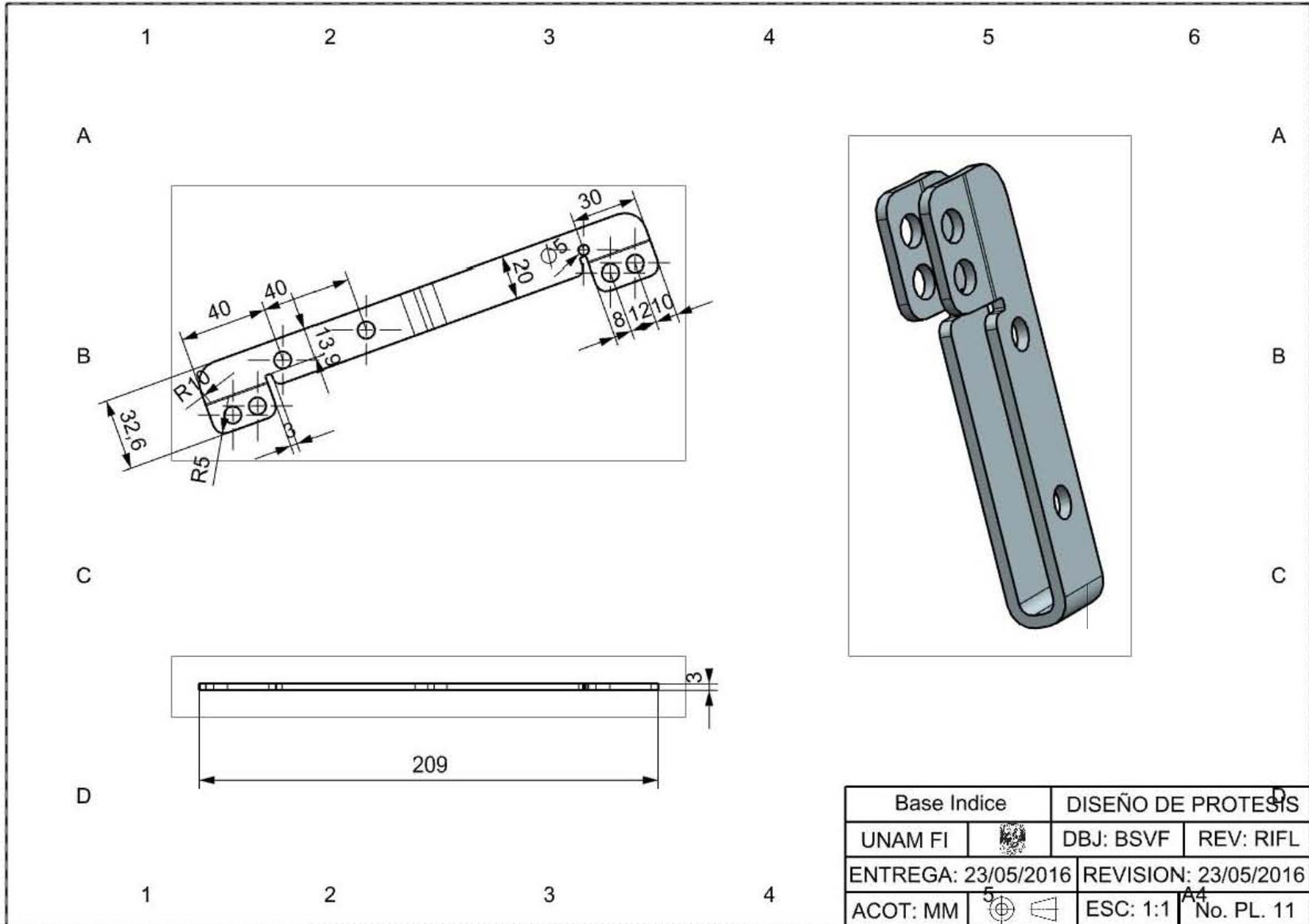


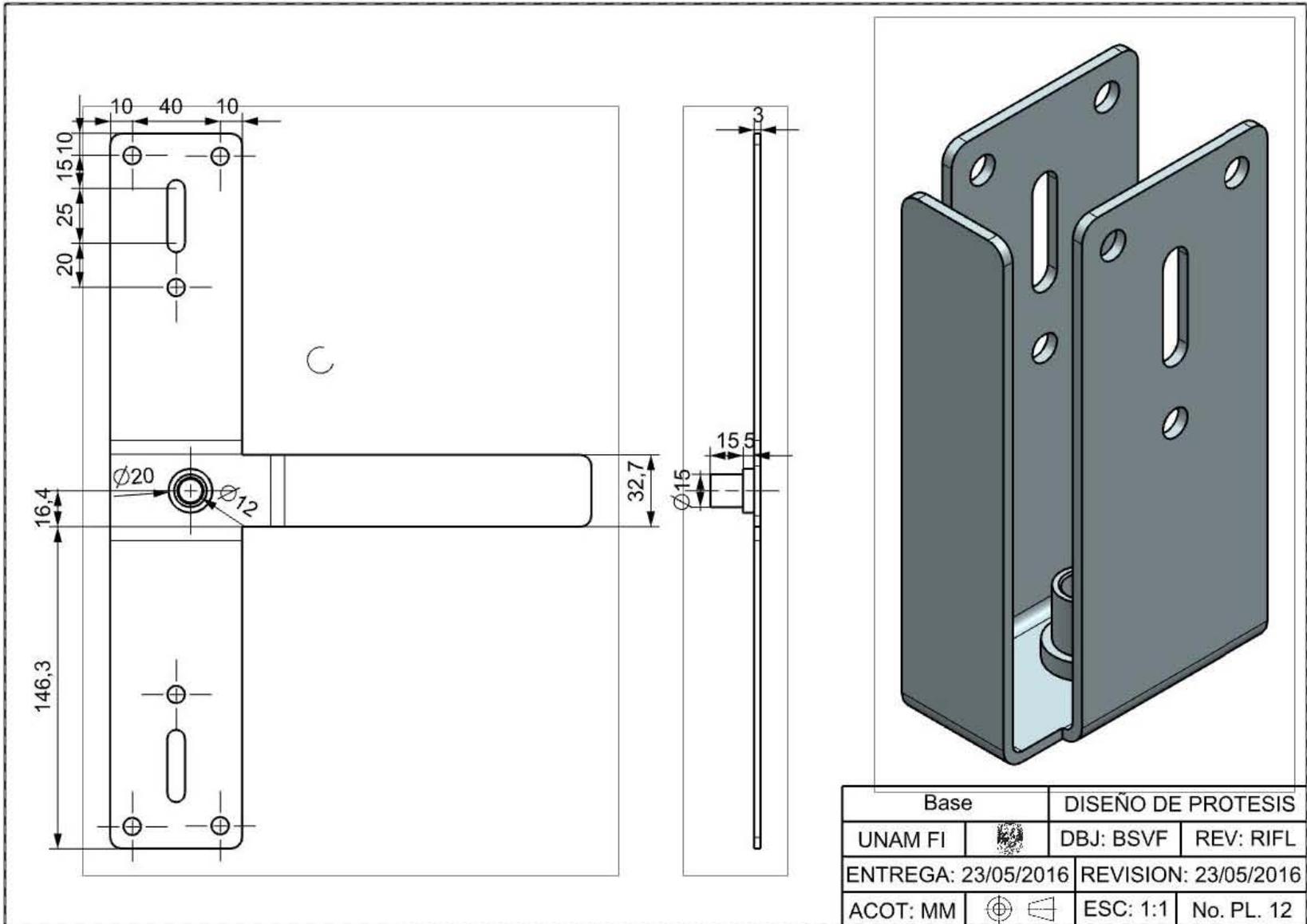
Dedo Pulgar		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 8

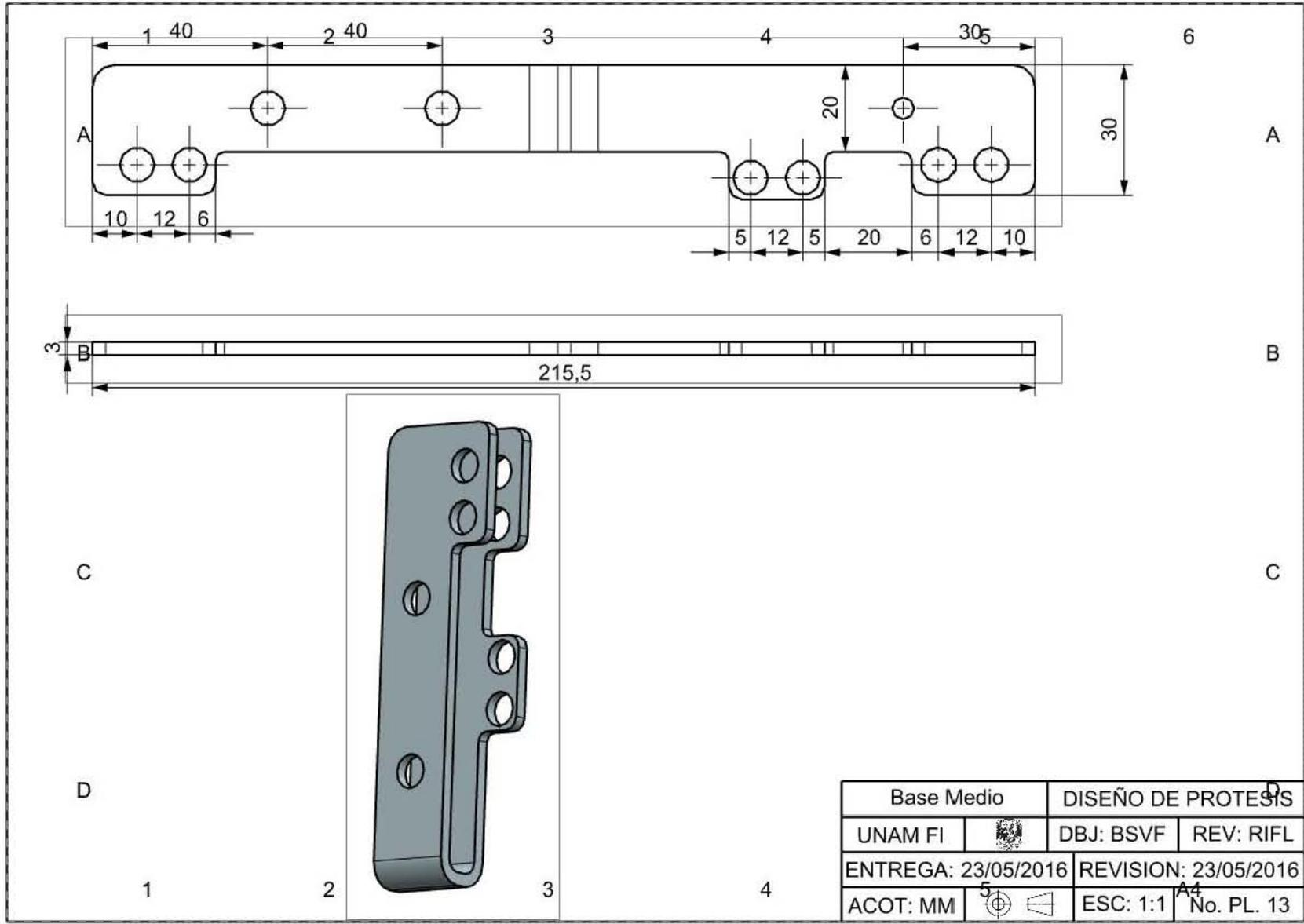


Dedo Medio		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 9









1

2

3

4

6

A

B

C

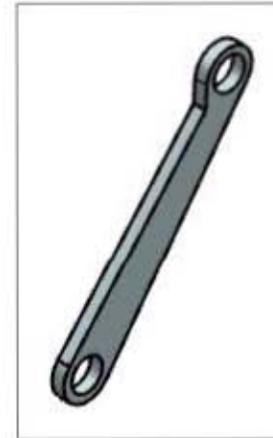
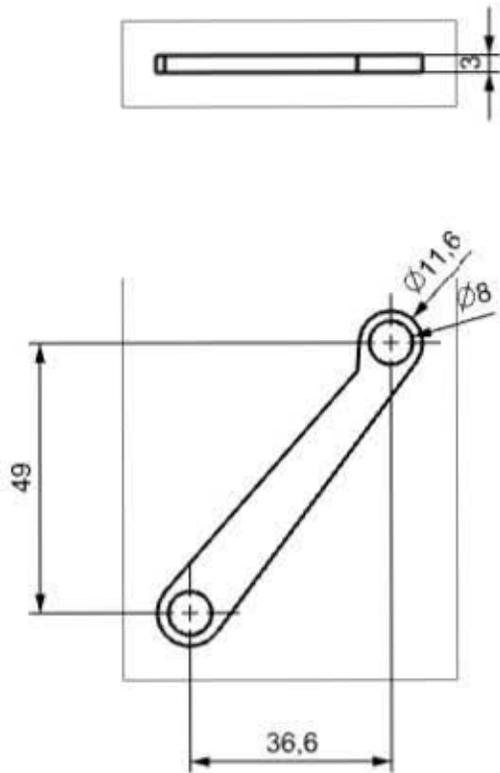
A

B

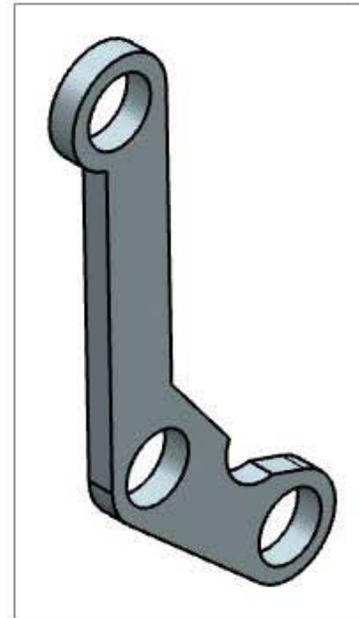
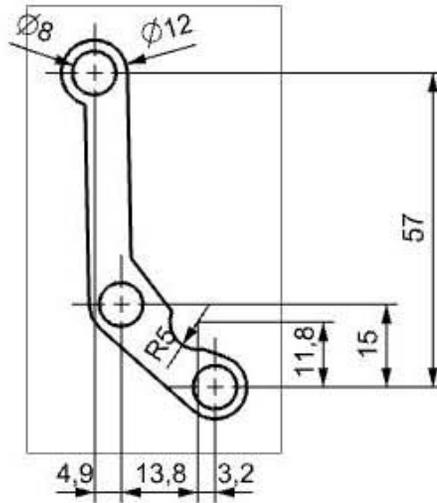
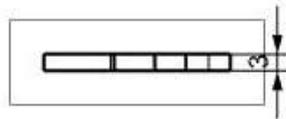
C

D

D



Conector Der I		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 14



Dedo Medio		DISEÑO DE PROTESIS	
UNAM FI		DBJ: BSVF	REV: RIFL
ENTREGA: 23/05/2016		REVISION: 23/05/2016	
ACOT: MM		ESC: 1:1	No. PL. 9

Bibliografía

- [1] G. e. I. Instituto Nacional de Estadística, «Clasificación de Tipo de Discapacidad,» INEGI, Mexico, DF.
- [2] S. d. T. y. P. Social, «Información sobre Accidentes y Enfermedades de Trabajo Nacional 2002 - 2011,» STPS, Mexico.
- [3] I. F. Luna, «La mano,» Mexico DF.
- [4] Q. Oscar, «ORTODONCIA, WS,» 2007. [En línea]. Available: <http://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2007/art6.asp>.
- [5] «Doctissimo,» [En línea]. Available: <http://salud.doctissimo.es/atlas-del-cuerpo-humano/sistema-muscular/musculos-de-la-mano.html>.
- [6] C. A. Q. Burgos, DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO FUNCIONAL ADAPTADA A VARIOS AGARRES, Popayán, 2010.
- [7] UNAM, «La robótica aplicada al ser humano: biónica,» <http://www.revista.unam.mx/>, [En línea]. Available: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1.htm>.
- [8] H. L. Consulting, «amputee coalition,» The Art of Making Artificial Limbs Look Lifelike, 2005. [En línea]. Available: <http://www.amputee-coalition.org/>. [Último acceso: Febrero 2015].
- [9] «Ortopedia Moderna,» [En línea]. Available: http://www.ortopediamoderna.net/vt_protesis/mano_mecanica.htm.
- [10] «Medical Expo,» [En línea]. Available: <http://www.medicalexpo.es/cat/ortopedia-inmovilizacion/protesis-miembros-superiores-A-1158.html>. [Último acceso: 02 2015].
- [11] [En línea]. Available: <http://vroddon.sdf-eu.org/emg/emg.html>. [Último acceso: 2015].
- [12] A. M. J. M. ROSA ITZEL FLORES LUNA, DISEÑO DE PRÓTESIS MECATRÓNICA DE MANO, Mexico D.F.: UNAM, 2007.
- [13] P. D. T. Martínez, Diseño de ortoprótesis para mano, Mexico D.F: UNAM, 2012.
- [14] D. C. A. G., «ARCE'S SOFTWARE 2015,» enero 2005. [En línea]. Available: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>. [Último acceso: 2015].
- [15] G. H. Martin, Kinematics and Dynamics of Machines, McGraw-Hill..
- [16] G. H. Martin, Kinematics and Dynamics of Machines, Tokyo, kogakusha: McGraw-Hill., 1969.

[17] «Taringa,» [En línea]. Available: <http://www.taringa.net/posts/imagenes/9581923/Avances-en-Robots.html>. [Último acceso: 02 2015].