



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO DE PRÓTESIS MECATRÓNICA DE MANO

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERA MECÁNICA**

PRESENTAN:

ROSA ITZEL FLORES LUNA

ANA MARISSA JUÁREZ MENDOZA

DIRECTOR DE TESIS:

DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ



MÉXICO D.F.

ABRIL DE 2007



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Dedico esta tesis:

A mi madre, por su amor y por su ejemplo; por haberme enseñado todos los valores necesarios para buscar comportarme en la vida de una forma correcta.

A mi padre, por quererme tanto.

A Sergio, por su amor y su fuerza.

A Antares, por su amor y sus cuidados.

A mis tías Vicky y Mayra, por todo lo que me han dado.

Agradezco al Dr. Dorador y a Soco, por su invaluable dirección y apoyo para el desarrollo de esta tesis.

Agradezco al Ing. Mariano García, por su asesoramiento y paciencia.

A todos y cada uno de mis compañeros del Centro de Diseño y Manufactura

Al personal de los talleres de Mecánica de la Facultad de Ingeniería.

Y muy especialmente, agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México el haberme brindado la gran oportunidad de tener una formación integral orientada al desarrollo tecnológico para el beneficio humano.

Rosa Itzel Flores Luna

Dedicatoria

A mi familia:

A mis padres por haberme enseñado cada día la importancia de la vida, porque sin ellos no sería la persona que soy.

A mis hermanas y hermano por su gran apoyo y por ser un ejemplo constante en mi vida.

A mi esposo por su incondicional amor, paciencia, ayuda y amistad.

A mi hijo por mantener viva en mí la esperanza de ser un mejor ser humano cada día.

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México, en especial a su Facultad de Ingeniería, así como a todos los profesores que fueron para mí un gran ejemplo en mi formación.

Al Dr. Jesús Manuel Dorador González por la instrucción y asesoría brindada en el desarrollo de este proyecto, por su confianza, paciencia, apoyo y sobre todo por su amistad.

Al Ing. Mariano García del Gallego por la asesoría y apoyos brindados en el desarrollo de este proyecto.

A Itzel Flores Luna por desarrollar un increíble trabajo aquí presentado, por compartir todos los momentos de frustración en el desarrollo de esta tesis, pero sobre todo por ser una gran amiga y apoyarme en los momentos difíciles de mi vida.

A todos y cada uno de las personas que participaron directa e indirectamente en el proyecto: Jorge Nájera, Adriana López, Irving Álvarez, Jorge Bueno, Serafín Castañeda.

A todos mis amigos de la facultad, en especial a: Armando López, Heidi Escobedo, Antonio Hernández, Elizabeth Pastrana, Jorge Nájera, Itzel Flores y a Humberto Mancilla, por todos los momentos felices vividos a lo largo de la carrera.

A Evangelina Jiménez por su gran apoyo durante estos últimos años, por cuidar de mí y de lo más preciado para mí.

CONTENIDO

GLOSARIO	2
INTRODUCCIÓN	3
OBJETIVO	3
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES Y CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS PROTÉSICOS	4
1.1 HISTORIA DE LAS PRÓTESIS	4
1.2 LA FUNCIÓN DE LA MANO	9
1.3 SISTEMAS PROTÉSICOS	11
1.4 NIVELES DE AMPUTACIÓN	17
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	20
2.1 ANATOMÍA DE LA MANO	20
2.2 BIOMECÁNICA DE LA MANO	29
CAPÍTULO 3. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO DEL PROTOTIPO, DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN	32
3.1 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO	32
3.2 DISEÑO CONCEPTUAL	35
3.3 SELECCIÓN DE CONCEPTOS	52
3.4 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN	57
CAPÍTULO 4. DISEÑO DE DETALLE	61
4.1 DISEÑO DE LA MANO	61
4.2 DISEÑO DE LOS DEDOS	64
4.3 DISEÑO DE LA PALMA	85
4.4 SISTEMA ELECTRÓNICO	91
CAPÍTULO 5. FABRICACIÓN, PRUEBAS Y RESULTADOS DEL PROTOTIPO	96
5.1 CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO	96
5.2 PRUEBAS EN EL PROTOTIPO Y RESULTADOS	99
CONCLUSIONES	104
RECOMENDACIONES	105
TRABAJO A FUTURO	106
Apéndice A ARTROLOGÍA DE LA MANO	108
A.1 ARTROLOGÍA	109
A.2 TIPOS DE ARTICULACIONES SINOVIALES	109
Apéndice B POLÍMEROS ELECTROACTIVOS	114
B.1 POLÍMEROS ELECTROACTIVOS	115
Apéndice C CÓDIGOS FUENTE	122
C.1 CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA QUE RESUELVE EL MECANISMO MANIVELA-CORREDERA	123
C.2 CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA QUE RESUELVE EL MECANISMO DE CUATRO BARRAS	124
C.3 CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA QUE CONTROLA LOS TIPOS DE PRENSIÓN DEL PROTOTIPO	126
Apéndice D PLANOS DE FABRICACIÓN Y CROQUIS DEL PROTOTIPO	136
D.1 CROQUIS DEL PROTOTIPO	137
D.2 PLANOS DEL PROTOTIPO	142
REFERENCIAS	152
MESOGRAFÍA	153

INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia de la humanidad, el hombre ha tratado de suplir el miembro perdido por otro artificial. 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.

Actualmente las prótesis de miembro superior se controlan mediante impulsos eléctricos obtenidos del miembro residual, sin embargo, el diseño de la unidad terminal (mano) cuenta con movilidad limitada ya que sólo otorga prensión en gancho y los movimientos que realiza son de manera hósca. Se han buscado nuevos diseños en el mundo para mejorar la movilidad y la apariencia de la unidad terminal, entre los diseños más importantes se encuentran la mano de Toronto [7], la mano de Southampton [8] y la mano Cyberhand [9], mostradas en la figura 1.8.

En el año 2003, en el Centro de Diseño y Manufactura (CDM), conscientes de que en México el número de discapacitados censados por el INEGI en el año 2000, fue de 1'795,300 personas, independientemente del tipo de discapacidad y que 813 mil padecen alguna discapacidad motriz, se inició el proceso de diseño de una prótesis de miembro superior mioeléctrica, con la cual se pretenden reducir los costos de adquisición para los pacientes y mejorar la funcionalidad de la prótesis.

A lo largo de estos años se han desarrollado cinco prototipos, los cuales han proporcionado la experiencia necesaria para acercarse cada vez más a un diseño final de prótesis de miembro superior.

En el trabajo aquí expuesto se muestra el proceso de diseño para un prototipo de prótesis de miembro superior. En el primer capítulo se da una breve descripción de la evolución de las prótesis hasta nuestros días, así como una clasificación de los tipos de prótesis de miembro superior existentes.

En el segundo capítulo se desarrolla el marco teórico, el cual contiene la anatomía y fisiología de la mano, tipos de amputaciones y biomecánica de la mano humana.

En el tercer capítulo se muestran las especificaciones de diseño de la prótesis como son; funcionamiento, tiempo de vida, mantenimiento etc. Además del diseño conceptual y de configuración del prototipo.

En el cuarto capítulo se describe y se plantea el diseño de detalle del prototipo.

En el quinto capítulo se presenta el proceso de fabricación del prototipo, las pruebas y resultados, así como las conclusiones y recomendaciones.

En los apéndices se encuentra la información que fue necesaria para el diseño de la prótesis.

OBJETIVO

El objetivo de esta tesis es diseñar un prototipo de prótesis de mano que pueda realizar flexión y extensión de los dedos y la rotación del pulgar de manera activa, además de realizar la flexión del pulgar de manera pasiva.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES Y CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS PROTÉSICOS

1.1 HISTORIA DE LAS PRÓTESIS

La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia; la prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo.

Posteriormente, con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano *Marcus Sergius* que, durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.), mandó a que se le fabricara una mano de hierro con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro registrada. En la búsqueda de mejoras en el año de 1400 se fabricó la mano de *Alt-Ruppin* construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente; éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca movable. El empleo del hierro para la fabricación de manos era tan recurrente, que hasta *Goethe* da nombre a una de sus obras inspirado en el caballero germano *Götz von Berlichingen*, por su mano de hierro, mostrada en la figura 1.1, [1].



Figura 1.1 Mano de Hierro de Götz von Berlichingen [2]

No es sino hasta el siglo XVI, que el diseño del mecanismo de las prótesis de miembro superior se ve mejorado considerablemente, gracias al médico militar francés *Ambroise Paré*, quien desarrolló el primer brazo artificial móvil a nivel de codo llamado "*Le petit Loraine*", ver figura 1.2. El mecanismo era relativamente sencillo, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca por medio de la cual el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo. *Paré* también diseñó la primera mano estética de cuero, con lo que da un nuevo giro a la utilización de materiales para el diseño de prótesis de miembro superior.

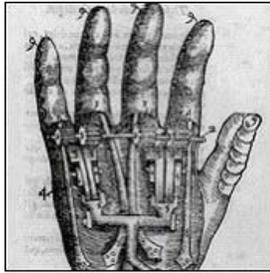


Figura 1. 2 "Le Petite Loraine" [3]

En el siglo XIX se emplearon el cuero, los polímeros naturales y la madera en la fabricación de prótesis; los resortes contribuyeron también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de fuerza y para la sujeción. Entre las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán *Peter Beil*. El diseño de la mano cumplía con el cierre y la apertura de los dedos, era controlada por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas. Otra modificación importante en el diseño de prótesis de miembro superior, fue la del escultor holandés *Van Petersen*, que logró el movimiento de flexo-extensión a nivel de codo con el sistema de autopropulsión. Más tarde el Conde *Beafort* dió a conocer un brazo con flexión del codo activado al presionar una palanca contra el tórax, aprovechando también el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. La mano constaba de un pulgar móvil utilizando un gancho dividido sagitalmente, parecido a los actuales ganchos *Hook* , ver figura 1.3.

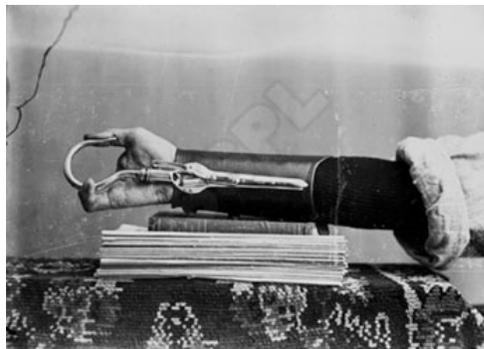


Figura 1.3 Brazo del tipo Conde Beafort [2]

Diseño de prótesis en el siglo XX

Para el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a su vida laboral fue alcanzado gracias a los esfuerzos del médico francés *Gripoulleau*, quien realizó diferentes accesorios que podían ser usados como unidad terminal, ver figura 1.4, tales como anillos, ganchos y diversos instrumentos metálicos que brindaron la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión.



Figura 1.4 Accesorios para la prótesis[2]

En el año de 1912 en Estados Unidos, Dorrance desarrolló el **Hook**, que era una unidad terminal que abría activamente mediante movimientos de la cintura escapular y además se cerraba pasivamente por la acción de un tirante de goma. Casi al mismo tiempo fue desarrollado en Alemania el gancho **Fischer** cuya ventaja principal era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos. Cinco años más tarde en Estados Unidos se fundó la “*American Limb Makers Association*”, lo que produjo una revolución en los materiales empleados para la construcción de prótesis, volviéndose estos más ligeros y dúctiles. En esta época se generalizó la utilización de fibras sintéticas, polímeros y aleaciones de aluminio.

Después, en 1918 tras la Primera Guerra Mundial, aumentó considerablemente la cantidad de amputados y el empleo de prótesis solucionó rápida y eficazmente el problema ya que estas manos eran intercambiables según las diferentes ocupaciones del paciente.

El origen de las prótesis mioeléctricas se dio en Alemania gracias a *Sauerbruch*, quien logró idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacían pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular.

Fue hasta 1946 cuando se crearon sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo. Uno de los sistemas protésicos de propulsión asistida es el neumático, el cual fue empleado de manera recurrente durante la crisis de dismelia en Alemania en 1962 [3], debido a que éste brindaba la opción de que el paciente mantuviera la función táctil activa gracias a las prótesis de terminal abierta, el cual es un sistema de fijación en el que el muñón asoma por el final de la prótesis.

Las prótesis con control mioeléctrico comenzaron a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica funciona con pequeñas diferencias de potencial extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de la misma. En sus inicios, este tipo de prótesis solo era colocada para amputados de antebrazo, logrando una fuerza prensora de dos kilogramos.

En 1962 surgieron las prótesis de esqueleto cilíndrico, las cuales poseían un armazón formado por tubos metálicos o de diferentes materiales sintéticos, cubiertos de una sustancia

esponjosa, logrando así una apariencia más cercana a la de un brazo sano. Esta prótesis se desarrolló en la Universidad de Münster, Alemania.

También se buscó el desarrollo de una prótesis accionada por variaciones de campos electromagnéticos, cuya fuente motora fueron los relieves musculares que aparecían durante la contracción de los mismos. La fuerza de prensión dependía de las contracciones, variando éstas desde violentas a pequeñas según el resultado esperado.

Simultáneamente se construyó un brazo artificial accionado fonoacústicamente, éste brinda la ventaja de que el paciente no depende de músculos supletorios o de cualquier otra ayuda. Las órdenes son transmitidas por medio de un micrófono incorporado a la prótesis con movimientos predeterminados por la programación.

El interés en el diseño de prótesis se globalizó para la los años 60's; en Austria e Italia se crean centros de investigación orientados al desarrollo y perfeccionamiento de las prótesis de antebrazo con mando eléctrico.

El avance tecnológico creció rápidamente desde los años 60's, propiciando que las prótesis de miembro superior se pudieran adaptar a casi cualquier nivel de amputación, incluyendo desarticulado de hombro, para todas las opciones protésicas.

Investigaciones recientes en diseño de manos

La mano de *Canterbury* [Dunlop, 2003] utiliza eslabones mecánicos movidos directamente para actuar los dedos en forma similar a la mano humana. El movimiento directo de los eslabones se utiliza para reducir los problemas que presentan otros diseños de manos. Cada dedo de esta mano tiene 2.25 grados de libertad, la parte fraccionaria se debe al mecanismo para extender los dedos que es compartido por cuatro dedos. Los motores de corriente directa tienen una reducción por engranes 16:1 e incluyen un encoder incremental en la parte trasera del motor, su tamaño es de 65 mm de largo y 12 mm de diámetro, ver figura 1.5.

Los dedos cuentan con sensores de presión en cada articulación y en la punta de los dedos, lo que hace que cada dedo tenga cuatro sensores de presión, dos motores de corriente directa, dos encoders y un sensor de efecto Hall. El pulgar tiene sólo un motor y tres sensores de fuerza, mientras que la palma tiene las funciones de abrir todos los dedos y la rotación del pulgar, lo cual implica dos motores, dos encoders, dos sensores de efecto Hall y tres sensores de fuerza. Todo esto da un total de 91 cables, por lo que se requirió un sistema de control distribuido utilizando un PsoC de Semiconductores Cypress. Este microprocesador solo es capaz de controlar la posición y velocidad, mientras que la cinemática y comandos complejos se calculan en una computadora [4].

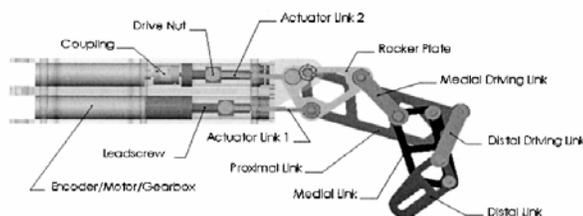


Fig. 1.5 Mano de Canterbury [4]

El manipulador desarrollado en la Universidad de Reading, Inglaterra [Harris, Kyberd, 2003] propone el uso de cable Bowden (chicotes) dirigido a cada unión como el medio para

actuar los dedos. Este diseño simplificó el control de la mano al eliminar el acoplamiento entre juntas y permitió la traslación directa y precisa entre las juntas y los motores que mueven los cables. La cinemática de los dedos se simuló con mayor precisión al permitir dos grados de libertad con el mismo centro de rotación en el nudillo más grande de la mano. Esta mano incluye sensores en las yemas de los dedos para incrementar la precisión en la sujeción. En la figura 1.4 se muestra el prototipo de esta mano [5].

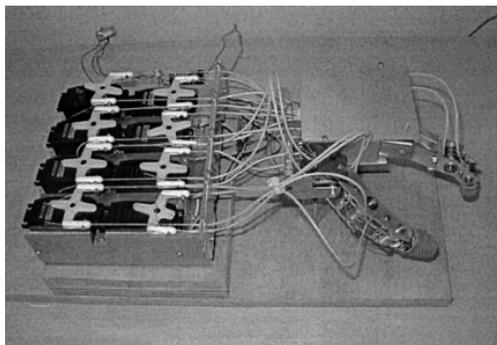


Figura 1.4 Prototipo de la Universidad de Reading [5]

El manipulador antropomórfico teleoperado (MAT II) diseñado en el departamento de ingeniería mecatrónica de la Facultad de Ingeniería cuenta con once grados de libertad, de los cuales cuatro están en el pulgar y tres en cada uno de sus otros tres dedos. Esta mano fue diseñada para teleoperación y no para una prótesis, pero los principios utilizados se pueden extender al diseño de prótesis. La actuación de cada uno de los grados de libertad se realizan por medio de cables que funcionan como tendones, conectados a servomotores que no están montados sobre la mano, sino en un banco de actuadores. Para la instrumentación de este manipulador se utilizó un control proporcional integral derivativo (PID). El MAT II se muestra en la figura 1.7 [6].

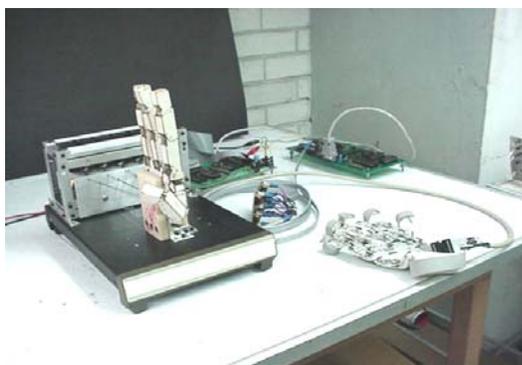


Fig. 1.7 Manipulador antropomórfico teleoperado II, diseñado en la UNAM

En el diseño de prótesis de miembro superior se ha conseguido controlar éstas mediante impulsos eléctricos obtenidos del miembro residual, sin embargo, el diseño de la unidad terminal (mano) cuenta con movilidad limitada ya que sólo otorga prensión en gancho y los movimientos que realiza son de manera hosca, no obstante se han buscado nuevos diseños en el mundo para mejorar la movilidad y la apariencia de la unidad terminal.

Entre los diseños más importantes de prototipos de prótesis de mano se encuentran la mano de Toronto [7], la mano de Southampton [8] y la mano Cyberhand [9], mostradas en la figura 1.8. Estos prototipos tienen movimiento independiente en los dedos y el pulgar, además de tener un diseño antropomórfico.

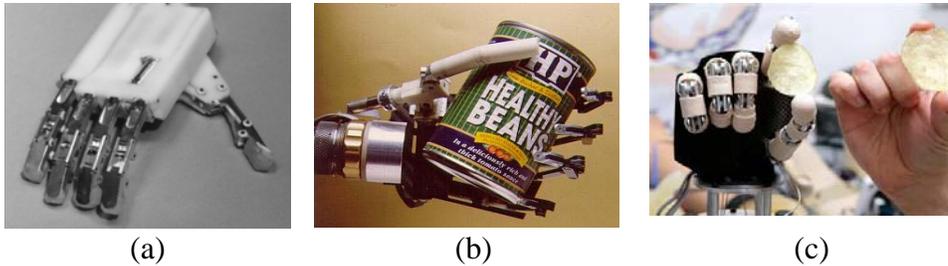


Figura 1.8 Prototipos de prótesis. a) mano de Toronto, b) mano Southampton, c) mano Cyberhand [7][8][9]

Entre los países con mayor avance tecnológico e investigación sobre prótesis, se encuentran Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra. En nuestro país las prótesis más sofisticadas de miembro superior son de difícil acceso, ya que son de importación, lo cual genera la elevación de su costo.

1.2 LA FUNCIÓN DE LA MANO

La mano realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir ideas en formas, la mano otorga además expresión a las palabras, tal es el caso del escultor o el sordomudo, entre otros. El sentido del tacto desarrolla totalmente la capacidad de la mano, sin éste nos sería imposible medir la fuerza prensora.

Cuando la mano es supervisada por la vista, ésta es llamada mano de trabajo [3]. Si la mano no es supervisada por la vista, sino al control táctil, entonces es llamada mano auxiliar. La mano protésica inicia como mano auxiliar, pero al faltarle el sentido del tacto es controlada por la vista, convirtiéndose en ese momento en mano de trabajo, con lo que la mano sana adquiere la función de la mano auxiliar.

Conocer los principales tipos de prensión de la mano es de suma importancia, ya que la prótesis deberá ser diseñada para cumplirlos. A continuación se muestran cuatro formas básicas de prensión de la mano, que combinadas cumplen con todos los movimientos realizados por la mano, los cuales se muestran a continuación.

Prensión en pinza fina, con la punta de los dedos

Esta forma prensil se efectúa dependiendo de la acción conjunta del pulpejo de los dedos pulgar, índice y medio, o pulgar e índice solamente. Se utiliza sobre todo para sujetar objetos pequeños, tales como una aguja o una moneda, ver figura 1.9.

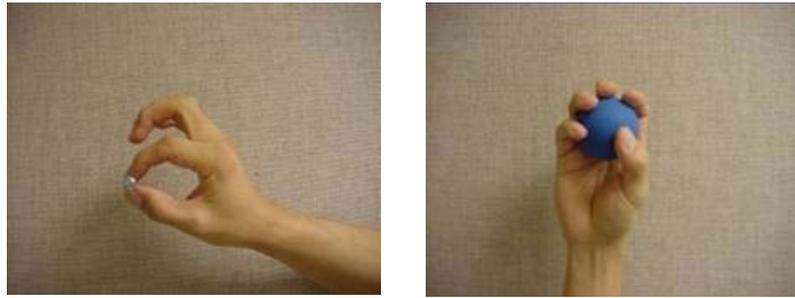


Figura 1.9 Prensión en pinza, a) prensión en pinza fina, b) con la punta de los dedos [12]

Prensión en puño, gruesa o en superficie

La prensión en puño o en superficie se realiza introduciendo los cuatro dedos triarticulados en la palma de la mano, utilizamos la palma de la mano como plano prensil y el dedo pulgar como punto de apoyo. Además si es realizada con la articulación de la muñeca en ligera extensión dorsal, es la más potente. Este tipo de prensión se usa para coger un martillo u otra herramienta que requiera potencia, se muestra en la figura 1.10



Figura 1.10 Prensión gruesa [12]

Prensión en gancho

En este tipo de prensión el brazo se encuentra colgando, los cuatro dedos triarticulados en flexión y el dedo pulgar no actúa en absoluto. La mano en esta posición actúa como instrumento portador, ver figura 1.11.



Figura 1.11 Prensión en gancho [12]

Presión en llave

En este tipo de presión, el pulpejo del pulgar se coloca sobre la cara radial de la segunda falange del dedo índice. Se nombra así a este tipo de presión por su estrecha relación con el tipo de movimiento de rotación del antebrazo y mano que se efectúa al hacer uso de una llave, ver figura 1.12.

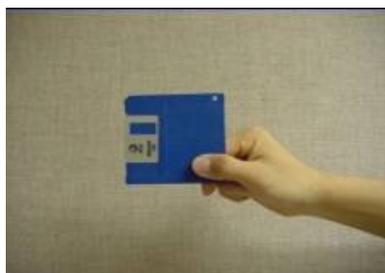


Figura 1.12 Presión en llave [12]

Es importante mencionar que el dedo pulgar representa el miembro más importante de la mano, sin el dedo pulgar la capacidad de la mano se reduce hasta en un 40%.

1.3 SISTEMAS PROTÉSICOS

Toda prótesis artificial activa necesita: una fuente de energía de donde tomar su fuerza, un sistema de transmisión de esta fuerza, un sistema de mando o acción y un dispositivo prensor.

En la elección de las prótesis a utilizar, desempeña un papel trascendental el nivel de amputación o el tipo de displasia de que se trate. La fuente de energía más sencilla de aprovechar es la que otorga la propia fuerza corporal, por su absoluta independencia de elementos extraños.

Las prótesis se clasifican tomando en cuenta dos aspectos importantes, si estas son activas o pasivas. Las prótesis cosméticas se consideran como pasivas. Las prótesis activas se clasifican dependiendo de su sistema de alimentación energética para su propulsión, siendo ésta muscular o asistida.

Las prótesis de propulsión asistida se utilizan cuando el paciente no tiene la fuerza necesaria para manejar una prótesis de propulsión muscular o cuando la energía necesaria para su manejo no guarde relación con la función desempeñada por la prótesis.

Prótesis cosmética

Son denominadas también prótesis pasivas, dado que sólo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre, ver figura 1.13. Para las prótesis cosméticas 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.

El látex es el material más comúnmente utilizado para las restauraciones cosméticas, es usualmente un material delgado que viene en tamaños predeterminados llamados guantes para adaptarse sobre la mayoría de las manos protésicas disponibles.



Figura 1.13 Prótesis cosmética [13]

Prótesis Mecánicas

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, ver figura 1.14. 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 sólo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y tener una fuerza de presión ó pellizco. 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 agarrar objetos pequeños [3].

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. Dado que estas prótesis son accionadas por el cuerpo, es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de:

- Expansión del pecho
- Depresión y elevación del hombro
- Abducción y aducción escapular
- Flexión glenohumeral

El usuario tiene que cumplir con ciertos requisitos para poder controlar la prótesis:

- Suficiente fuerza muscular
- Suficiente alcance de los movimientos
- Suficiente longitud de la extremidad residual

Gracias al sencillo diseño de esta opción protésica no se presentan problemas en ambientes hostiles como la humedad o el polvo. Algunos pacientes que usan este tipo de prótesis llegan a tener un control mayor gracias a un fenómeno llamado propiocepción.



Figura 1.14 Prótesis mecánica [13]

El mantenimiento de estas prótesis es sencillo y de bajo costo debido a que las reparaciones consisten únicamente en cambiar ligas, el reemplazo de arneses y realineación de dispositivos terminales. Sin embargo también presentan desventajas, por ejemplo el arnés de control es muy incómodo para el usuario y deja muy restringido en el rango de movimientos así como el espacio funcional.

Prótesis Eléctricas

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable, ver figura 1.15. Se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan estas 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. Es más costosa su adquisición y reparación, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis [13][14].



Figura 1.15 Prótesis eléctrica[13]

Prótesis neumáticas

Las prótesis neumáticas son accionadas por ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía, aunque también presenta como inconveniente la complicación de sus accesorios. La energía se transmite con pérdidas mínimas, a través de un sistema de tubos. Con un muñón corto, las fuerzas corporales alcanzan justo lo suficiente para accionar una prótesis de propulsión artificial, tal como la neumática, aunque con frecuencia presenta dificultades para realizar diferentes funciones con satisfacción y seguridad necesaria [3].

En las prótesis neumáticas se consideran activos los movimientos efectuados por medio del manejo de las válvulas; las funciones más importantes que deberá tener una prótesis serán: la prensión activa o rotación activa del órgano prensor a nivel de la muñeca y, la flexo-extensión también activa de la articulación de codo, con su bloqueo automático en cada una de las posiciones deseadas.

De las funciones más importantes que debe cumplir la prótesis, solo una o dos se pueden realizar con propulsión muscular, permitiendo que el amputado haga combinaciones de las propulsiones muscular y artificial, para este caso la propulsión que brinda la prótesis neumática.

Cada válvula se ordena de manera especial, dependiendo de la amputación o tipo de muñón que presente el paciente. Cada cambio de la configuración de las válvulas a la prótesis deberá ser asistido y acordado por el fisioterapeuta, el terapeuta ocupacional y el médico, así como el reinicio del aprendizaje del uso y costumbre de la prótesis.

Para una correcta colocación y mayor aprovechamiento de la prótesis se sugiere tomar en cuenta los siguientes pasos:

La válvula de la pinza *Hook* se acciona mejor con la función corporal que tenga sensibilidad más diferenciada. Para la prono-supinación es necesaria también para una buena capacidad dosificación o precisión del movimiento. En caso de que no sea posible debido a la amputación o cualquier otra causa, entonces se debe ceder el control a una válvula de pinza *Hook* y de la prono-supinación.

Prótesis Mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico, estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. La configuración básica se muestra en la figura 16. Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación [3].

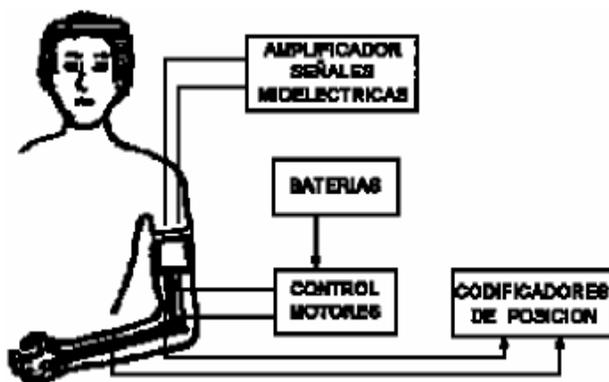


Figura1.16 Diagrama de prótesis mioeléctrica [15]

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 que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20 μV) Un micro-voltio es una millonésima parte de un voltio. Para poner esto en perspectiva, una bombilla eléctrica típica usa 110 a 120 volts, de forma que esta señal es un millón de veces más pequeña que la electricidad requerida para alimentar una bombilla eléctrica [10].

El uso de sensores llamados electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar la señal electromiográfica (EMG). Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad.

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 el movimiento general del cuerpo, ver figura 1.17. Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de suspensión usando una de las dos siguientes técnicas de suspensión: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga, descarga, desecharla y reemplazarla eventualmente. Debido al peso del sistema de batería y de los motores eléctricos, las prótesis accionadas por electricidad tienden a ser más pesadas que otras opciones protésicas. Una prótesis accionada por electricidad proporciona un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo.



Figura 1.17 Prótesis mioeléctrica [13]

Prótesis Híbridas

Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis, ver figura 1.18. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transhumerales (arriba del codo) Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica (gancho o mano) Las prótesis híbridas ofrecen varias ventajas excepcionales. La más importante es la capacidad de controlar simultáneamente la flexión y la extensión del codo al abrir o cerrar la mano/ganchos eléctricos o mientras se gira la muñeca. Las otras opciones protésicas generalmente exigen que el

usuario controle una sola función a la vez (flexionar el codo, bloquear el codo, abrir o cerrar el dispositivo terminal) [14].

La prótesis híbrida pesa menos y es menos costosa que una prótesis similar con un codo y una mano accionados por electricidad.



Figura 1.18 Prótesis híbrida [13]

1.4 NIVELES DE AMPUTACIÓN

A continuación se presenta una clasificación de los niveles de amputación para miembro superior [10]:

1. Amputación interescápulo-torácica o de clavícula
2. Desarticulación del hombro
3. Amputación transhumeral o por encima del codo
4. Desarticulación del codo
5. Amputación transradial o por debajo del codo
6. Desarticulación de la mano y la muñeca
7. Amputación transcarpal o de mano parcial
8. Amputación de dedos

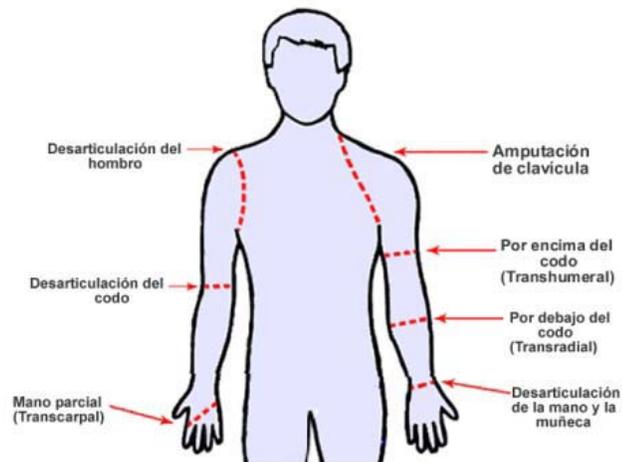
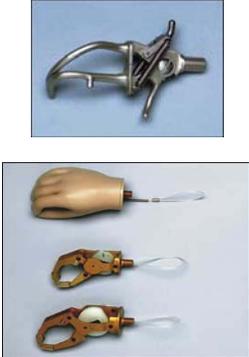


Figura 1.19 Niveles de amputación de miembro superior [10]

En la tabla 1.1 se muestran los diferentes tipos de opciones protésicas, dependiendo del nivel de amputación del paciente.

Tabla 1.1 Opciones protésicas, según nivel de amputación

NIVEL DE AMPUTACIÓN	OPCIÓN PROTÉSICA	ESQUEMA			
		Cosmética	Mecánica	Mioeléctrica	Híbrida
Desarticulado de muñeca	1.Cosmética 2.-Mecánica de gancho 3.-Mecánica de mano 4.-Mioeléctrica				No funcional
Desarticulado de codo	1.Cosmética 2.-Mecánica, con unidad terminal de gancho 3.-Mecánica, con unidad terminal de mano 4.-Mioeléctrica				
Desarticulado de hombro	1.Cosmética 2.-Híbrida 3.-Mecánica	No funcional			

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1 ANATOMÍA DE LA MANO

El avance en el diseño de prótesis se ha debido en gran medida al conocimiento que se tiene de la anatomía, fisiología y biomecánica del cuerpo humano; por lo que es importante estudiar estos tres aspectos fundamentales para el desarrollo de una prótesis de miembro superior. En este capítulo se describirán a grandes rasgos la anatomía, fisiología y biomecánica del antebrazo, muñeca y mano [16].

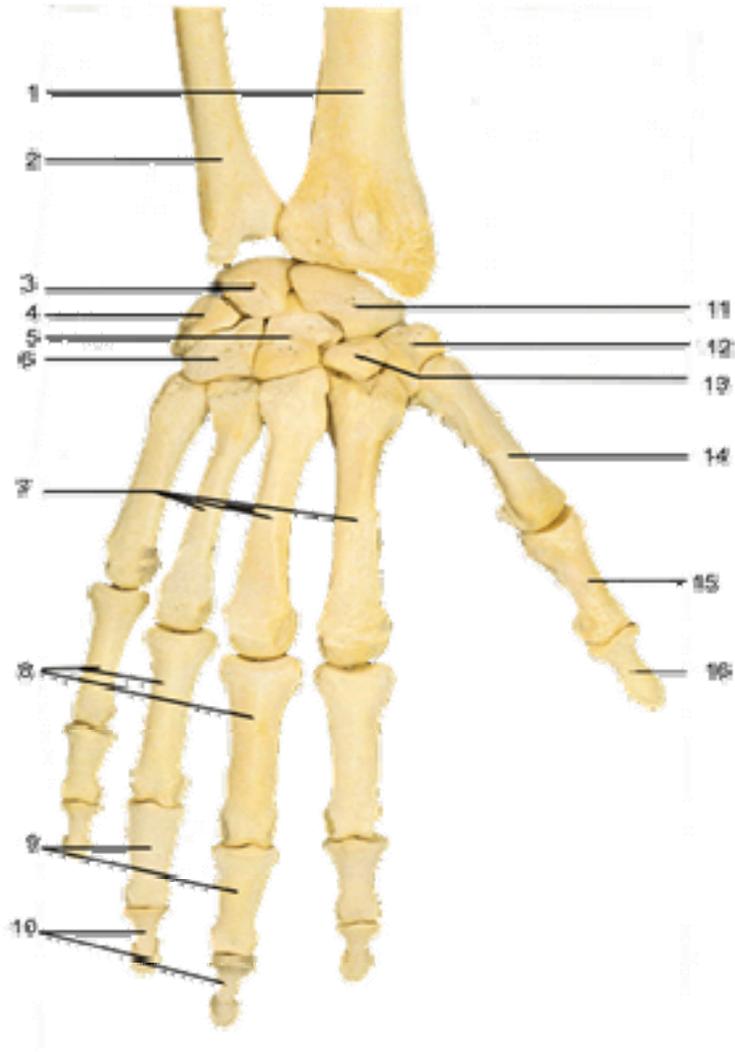
A lo largo de la evolución el ser humano dejó de utilizar las manos como apoyo al andar, ya que se volvió bípedo y como las manos quedaban libres empleó éstas para sujetar objetos, lo que llevó a la evolución de la mano con la oposición del pulgar. La mano es una ordenación de 29 huesos, de más de 25 articulaciones y de más de 30 músculos, 15 de los cuales son intrínsecos (tanto el origen como la inserción se encuentran dentro de la mano).

OSTEOLOGÍA DE LA MANO

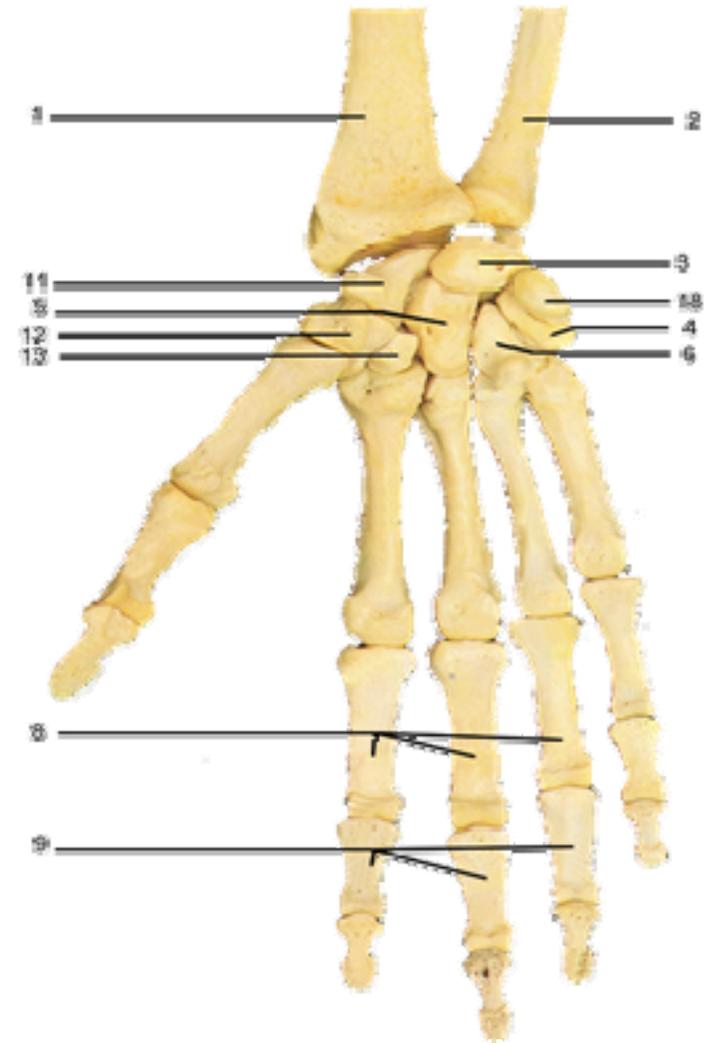
La muñeca y la mano están formadas por 29 huesos, incluyendo el radio y el cúbito; ocho huesos carpianos divididos en dos filas de cuatro huesos cada una forman la muñeca. Cinco huesos metacarpianos, numerados desde el pulgar hasta el meñique, articulan los huesos de la muñeca. Hay catorce falanges, tres por cada dedo excepto el pulgar, que sólo posee dos. Se diferencian con los nombres de proximal, medial o intermedias y distal desde los metacarpianos, el pulgar solo cuenta con proximal y distal.

En la figura 2.1 se muestra la configuración ósea de la mano y el antebrazo, en su porción distal, derechos [17].

1. Radio
 2. Ulna o cúbito
 3. Semilunar
 4. Piramidal
 5. Hueso grande
 6. Ganchoso
 7. Metacarpiano
 8. Falanges proximales
 9. Falanges intermedias
 10. Falanges distales
 11. Escafoides
 12. Trapecio
 13. Trapezoides
 17. Pisciforme
 14. Primer metacarpiano
 15. Falange proximal del pulgar
 16. Falange distal del pulgar
-
- Huesos del carpo
- Huesos del carpo



Cara dorsal



Cara palmar

Fig. 2.1 Configuración ósea de la mano y antebrazo derechos, cara dorsal y palmar [17]

ARTROLOGÍA DE LA MANO

El cuerpo humano consta de una amplia gama de articulaciones capaces de brindar o no movimiento al mismo. Se define como articulación el conjunto de elementos mediante los cuales los huesos se unen entre sí.

Las articulaciones se clasifican según su movilidad en [18]:

- **Continuas o sinartrosis**, se caracterizan por no tener movimiento y se encuentran principalmente en el cráneo.
- **Anfiartrosis**, se caracterizan por tener un movimiento mínimo. Son articulaciones de choque, con una función de amortiguación.
- **Discontinuas, sinoviales o diartrosis**, se caracterizan por brindar movimiento, éstas a su vez se subdividen en: plana o artrodia, trocoide, de bisagra (tróclea, condílea), silla de montar, esferoidea o enartrosis. *Ver apéndice A*

Articulaciones del antebrazo y mano

En el antebrazo y la mano se encuentran las siguientes articulaciones:

- Antebrazo: radiocubital proximal y distal: trocoides
- Muñeca: radiocarpiana y metacarpofalángicas: condilartrosis
- Huesos del carpo entre sí: artrodias
- Falanges entre sí: trocleares
- Trapecio y el metacarpo: encaje recíproco.

En el antebrazo la articulación radiocubital se clasifica como tipo trocoide o de tipo pivote, la cabeza del radio se mantiene en su articulación por el ligamento anular mientras rota sobre su mismo eje encajándose en el cúbito proximal. Esta articulación sólo puede realizar pronosupinación

La muñeca tiene una articulación del tipo cóndilo, permite flexo-extensión y abducción-aducción. Los movimientos de la muñeca son producidos por la interacción de la fila carpiana proximal, las estructuras dentro del espacio cubitocarpiano y los metacarpianos. La articulación radiocarpiana está formada por el escafoides, el semilunar y el piramidal con la parte distal del radio. Los huesos del carpo, entre sí, forman articulaciones tipo artrodia. Entre las filas proximal y distal de los huesos carpianos se encuentra la articulación mediocarpiana y entre los huesos adyacentes de estas filas se hallan las articulaciones intercarpianas.

Los componentes básicos de la mano son los dedos y el pulgar, siendo este último al que se relaciona con la mayor evolución de la mano. Se denomina hilera digital a la cadena formada por un metacarpiano y tres falanges, a excepción del pulgar que consta de dos falanges, éstas se numeran del lado radial al cubital: I-pulgar, II-índice, III-medio, IV-anular y V-meñique. Cada hilera digital tiene su origen en una articulación carpometacarpiana de tipo artrodia (CMC), la cual une los carpos con los metacarpos, para el pulgar esta unión es la articulación de tipo silla de montar, formada por el trapecio y el metacarpo; la siguiente articulación es la metacarpofalángica (MCF) que une el hueso metacarpiano con la falange proximal. Entre cada falange de la hilera se encuentran dos articulaciones interfalángicas de tipo tróclea,

denominadas articulaciones interfalángicas proximal (IFP) y distal (IFD), el pulgar sólo consta de una articulación interfalángica (IF).

En la tabla 2.1 se muestran los ángulos que cumple cada una de las articulaciones descritas anteriormente.

Tabla 2.1 Articulaciones de la mano y muñeca

Zona	Tipo de Articulación	Flexión/ Extensión	Pronación / Supinación	Abducción / Aducción
Radiocubital	Trocoide o pivote	-	70-90 / 80-90	-
Muñeca	Cóndilo	70-90 / 65-85°	-	15-25/25-40°
Mano	Dedo, metacarpo-falangianas	Cóndilo	85-100 / 0-40°	-
	Dedo, interfalángicas proximales	Tróclea	90-120 / completa	-
	Dedo, Interfalángicas distales	Tróclea	80-90 / completa	-
	Pulgar, metacarpofalángica	Tróclea	40-90 / completa	-
	Pulgar, interfalángica	Tróclea	80-90 / completa	-
	Pulgar, carpometacarpiana	Silla de montar	15-45/0-20	-

MIOLOGÍA DE LA MANO

Para que la mano funcione son necesarios alrededor de 30 músculos que puedan impulsar y sostener los movimientos de posicionamiento, de prensión, flexión, extensión etc., Estos músculos son extrínsecos e intrínsecos a la mano, es decir, son extrínsecos los músculos que se originan fuera de la mano y terminan dentro de ésta y son músculos intrínsecos los que se originan y terminan dentro de la mano. A continuación se mencionarán algunos de los músculos extrínsecos de la mano y la función que desempeñan.

Músculo flexor superficial de los dedos

El músculo flexor superficial de los dedos permite realizar la flexión de los dedos, flexión de la muñeca y débil flexión del codo; tiene su origen en el epicóndilo medial del húmero; porción cubital: apófisis coronoidea medial, porción radial: área de la tuberosidad radial, justo en la parte distal sobre la zona anterior del radio, en la inserción cada tendón se separa y se une a los lados de las falanges medias de cuatro dedos, en la superficie palmar. El músculo se divide en cuatro tendones sobre la cara palmar de la muñeca y la mano para insertarse en cada uno de los cuatro dedos, exceptuando el pulgar, este músculo junto con el flexor profundo de los dedos son los únicos músculos implicados en la flexión de los dedos y se emplean en las actividades de prensión.

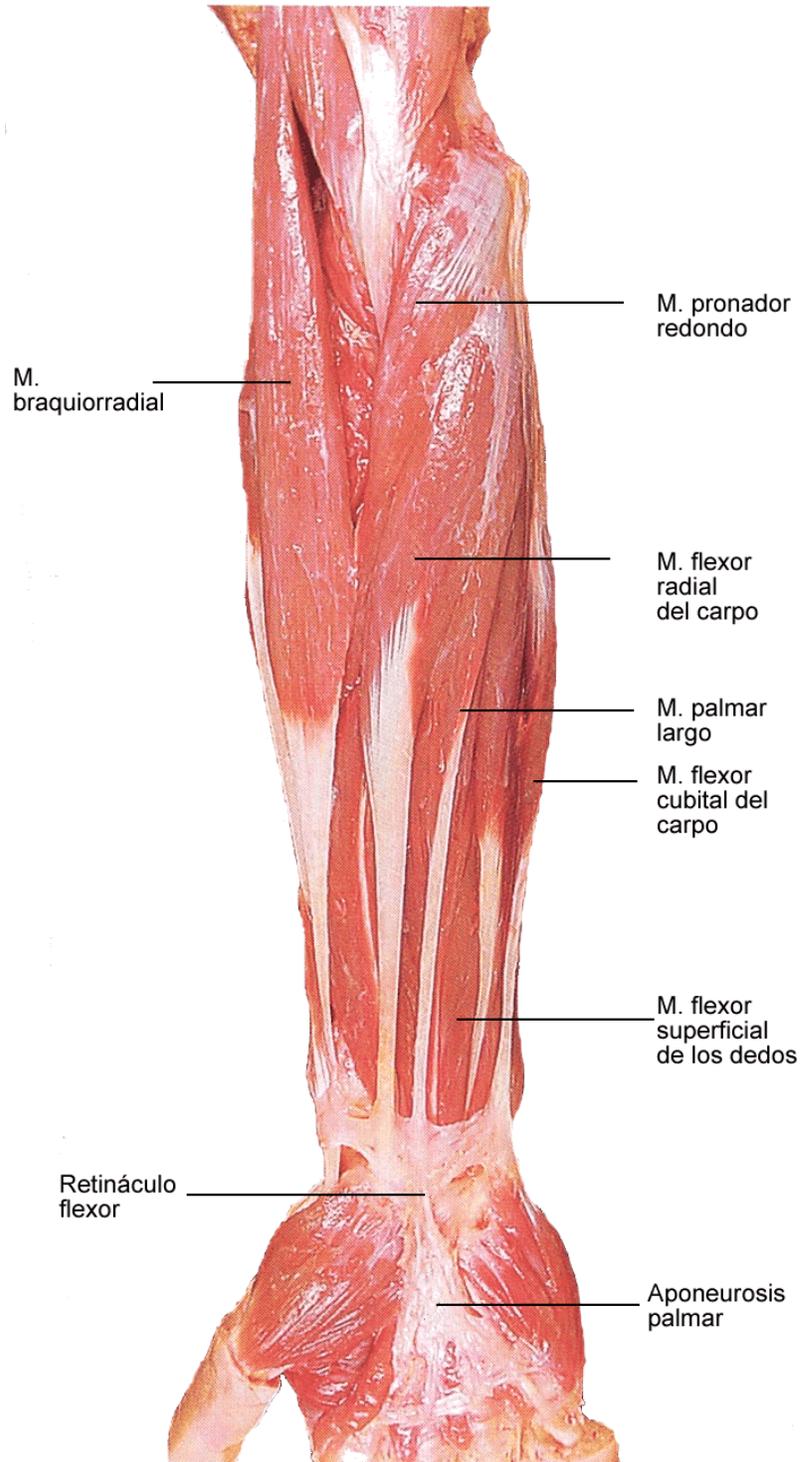


Figura 2.4 Músculos extrínsecos de la mano [17]

Músculo flexor profundo de los dedos

El Músculo flexor profundo de los dedos permite realizar la flexión de los cuatro dedos en la articulación interfalángica distal y flexión de la muñeca; tiene su origen en el proximal a las tres cuartas partes de la zona anteromedial del cúbito y su inserción en la base de las falanges distales de los cuatro dedos. Realiza actividad conjunta con el flexor superficial de los dedos para cualquier actividad de prensión o cierre de las manos, además de participar en la flexión de la muñeca.

Músculo flexor largo del pulgar

Músculo flexor largo del pulgar permite realizar flexión del pulgar y flexión de la muñeca; tiene su origen en la superficie anteromedial del radio y, su inserción en la base de la falange distal del pulgar, en la superficie palmar. Este músculo realiza la flexión del pulgar como función principal, también proporciona una pequeña ayuda para la flexión de la muñeca.

Músculo extensor de los dedos

El músculo extensor de los dedos permite realizar extensión de la segunda, tercera, cuarta y quinta falanges en articulaciones metacarpofalángicas, extensión de muñeca y extensión del brazo; tiene su origen en el epicóndilo lateral del húmero y su inserción como cuatro tendones de las bases de la segunda y tercera falanges los cuatro dedos exceptuando el pulgar, en la superficie dorsal. También se le llama músculo extensor de común de los dedos; exceptuando el pulgar es el único implicado en la extensión de los dedos, se separa en cuatro tendones sobre el dorso de la muñeca, para unirse a cada uno de los dedos. Llega a colaborar con la extensión de la muñeca.

Músculo extensor del índice

El músculo extensor del índice puede realizar la extensión del dedo índice en la articulación metacarpofalángica y una débil extensión de la muñeca; tiene su origen en la zona intermedia en el tercio distal de la cara posterior del cúbito y su inserción en la aponeurosis dorsal de los dedos, exceptuando el pulgar. Este es un músculo puntual, responsable de la extensión del dedo índice, aún más si los otros dedos están flexionados.

Músculo extensor del meñique

El músculo extensor del meñique puede realizar la extensión del dedo meñique en la articulación metacarpofalángica además de una débil extensión de la muñeca; tiene su origen en el epicóndilo lateral del húmero y su inserción en la falange proximal de la quinta falange en la superficie dorsal. Su función principal es ayudar al extensor de los dedos en la extensión del dedo meñique.

Músculo extensor largo del pulgar

El músculo extensor largo del pulgar puede realizar la extensión de la muñeca y la extensión del pulgar, tiene su origen en la superficie superior, posterior y lateral del cúbito, su inserción en la base de la falange distal del pulgar, en la superficie dorsal.

Músculo extensor corto del pulgar

El músculo extensor corto del pulgar puede realizar la extensión del pulgar en la articulación metacarpofalángica y una débil extensión de la muñeca; tiene su origen en la superficie posterior de la zona inferior e intermedia del radio y su inserción en la base de la falange proximal del pulgar en la superficie dorsal. Conjuntamente con el extensor largo del pulgar, colabora con la extensión del pulgar.

Músculo abductor largo del pulgar

El músculo abductor largo del pulgar puede realizar la abducción del pulgar en la articulación carpometacarpiana y la aducción de la muñeca; tiene su origen en la cara posterior del radio y cuello del cúbito, su inserción en la base del primer metacarpiano, en la superficie dorsal.

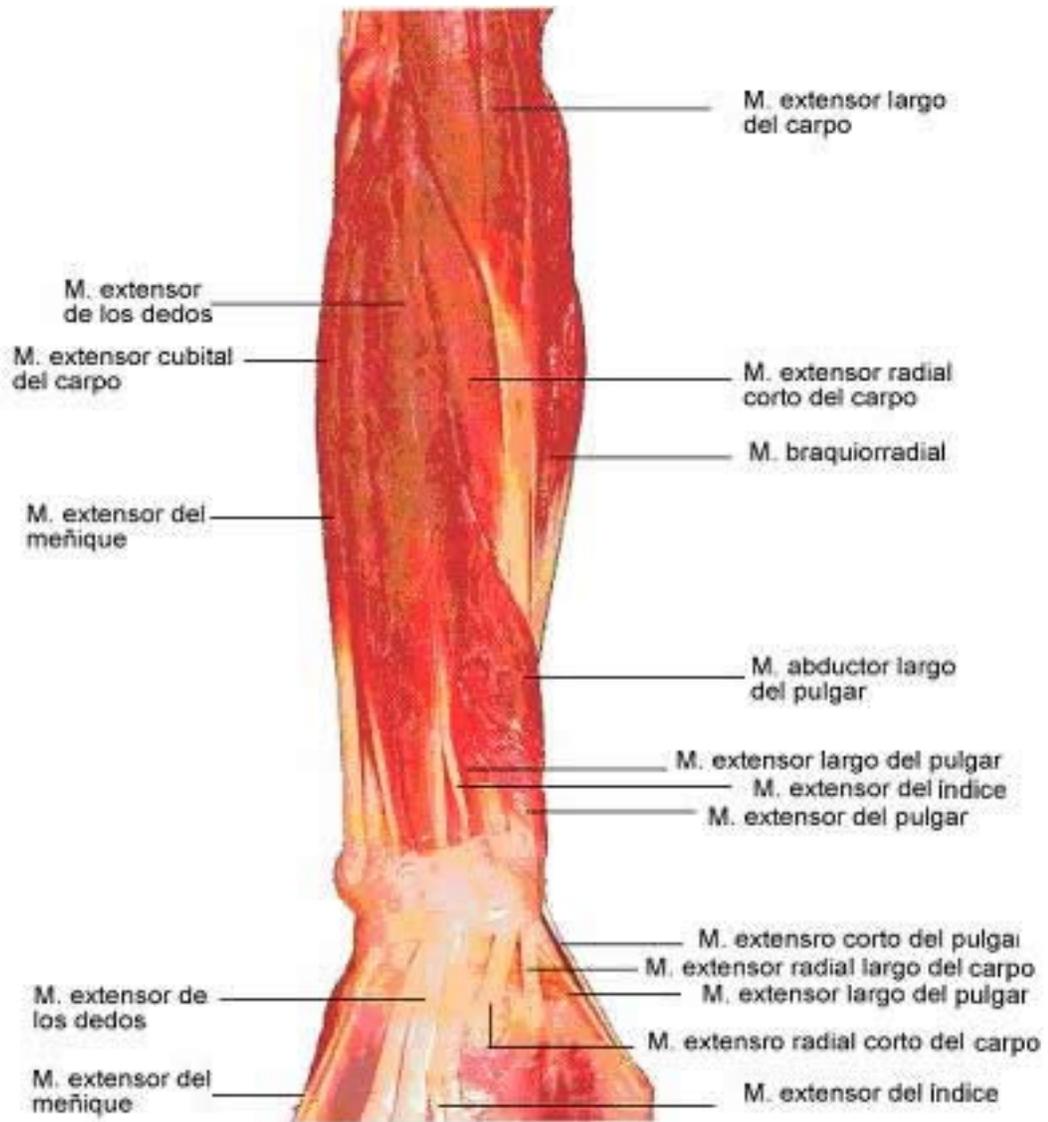


Figura 2.3 Músculos extensores de la mano [17]

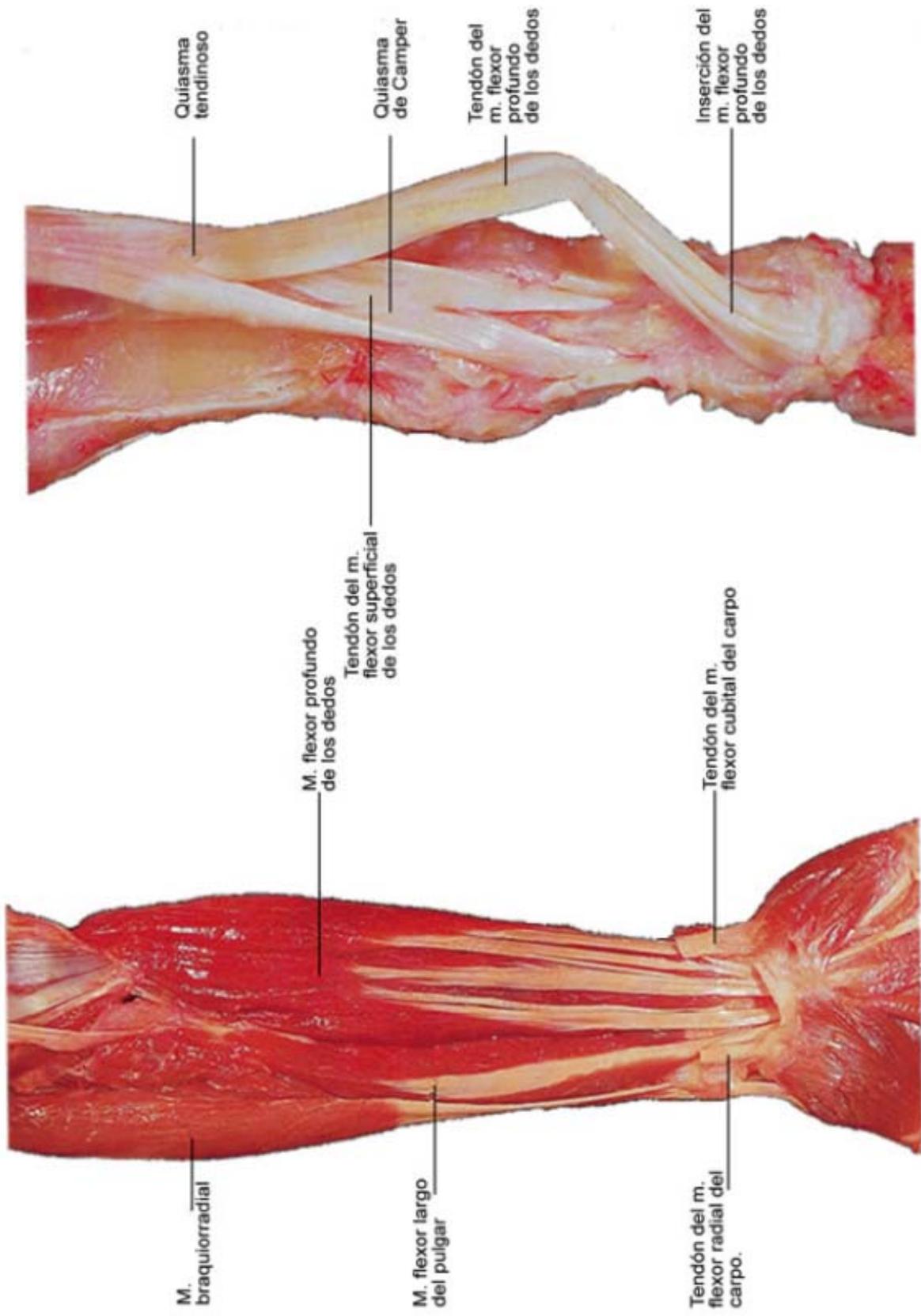


Figura 2.4 Músculos flexores de la mano[17]

En la tabla 2.2 se incluyen algunos de los músculos intrínsecos y extrínsecos de la mano así como su función [19].

Tabla 2.2 Músculos intrínsecos y extrínsecos de la mano

Nombre	Función
Abductor del meñique	Abducción del dedo meñique
Abductor largo del pulgar	Abducción del dedo pulgar
Aductor del pulgar	Aducción del dedo pulgar
Extensor corto del pulgar	Extensión de la falange I del dedo pulgar
Extensor de los dedos	Extensión de los dedos, la mano y el antebrazo
Extensor del índice	Extensión de los dedos
Extensor largo del pulgar	Extensión del dedo pulgar
Flexor corto del pulgar	Aducción y flexión del dedo pulgar
Flexor del meñique	Flexión el meñique
Flexor profundo de los dedos	Flexión de la tercera falange
Flexor superficial de los dedos	Flexor de los dedos sobre la mano
Interóseos	Flexor de la primera falange y extensor de la segunda y tercera falanges
Lubricales	Flexores de la primera falange y extensores de las otras dos falanges
Oponente del meñique	Jala el 5° hueso metacarpiano y lo lleva en oposición al pulgar
Oponente del pulgar	Opone el pulgar
Palmar largo	Flexión de la mano; tensor de la aponeurosis palmar

2.2 BIOMECÁNICA DE LA MANO

La biomecánica estudia todos los fenómenos biológicos, en especial el cuerpo humano, la mecánica posee métodos propios que pueden aplicarse al estudio de los seres vivos, de esta manera, la biomecánica aporta un enfoque útil en el estudio y solución de los problemas que afectan al hombre.

La mano humana desde un punto de vista biomecánico se puede considerar como un sistema compuesto de segmentos óseos equilibrados por fuerzas tendinosas y musculares y con restricciones articulares.

La mano puede adecuarse a la forma de los objetos que sujeta, gracias a su movilidad, la cual es debida a la disposición y dimensiones de las estructuras óseas de que está conformada.

Cada dedo está conformado por tres falanges, un metacarpiano y tres articulaciones, formando una cadena de segmentos articulados, la cual se estabiliza y controla por medio de una compleja distribución de músculos intrínsecos y extrínsecos.

Existe una forma sencilla de calcular las longitudes de las falanges y metacarpianos de cada dedo, para una persona en particular, consiste en usar la serie de *Fibonacci*, de manera que la longitud de cada hueso, desde el distal hasta el proximal, es la suma de la longitud de los dos anteriores (1,2,3,5,8,...). Esta relación matemática es útil cuando se desconoce la longitud correcta de una falange o metacarpiano de algún dedo, ya que si se conoce la longitud de otro hueso largo del mismo dedo se puede determinar la longitud correcta.

El término cadena cinemática se puede aplicar al conjunto de huesos y articulaciones que conforman cada uno de los dedos [20]. El dedo índice y el dedo pulgar forman una cadena cinemática cerrada cuando juntan sus yemas en un pellizco, con los huesos metacarpianos y del carpo cerrando la cadena. Estas cadenas se pueden estudiar de forma cinemática o dinámica, sin embargo debido a que los movimientos de las manos y los dedos son lentos, los efectos inerciales son normalmente despreciables, lo que permite que se analicen de manera estática.

A continuación se comentarán algunos ejemplos de biomecánica de la mano, sin entrar en razonamientos matemáticos ya que en este capítulo sólo se hablará a grandes rasgos de la biomecánica de la mano, para mayor información consulte las referencias citadas

Las articulaciones interfalángicas se pueden estudiar como una analogía a una polea, en donde la polea está representada por la cabeza de la falange medial y la cuerda que desliza por la misma corresponde al tendón flexor base de la falange distal, ver figura 2.5, claro está que la comparación no es exacta pero se aproxima bastante. Santos et al (1968) [21] estudiaron dicha analogía.

Dentro de la gama de movimientos, las articulaciones interfalángicas (IF) se pueden considerar como articulaciones tipo bisagra que brindan movimientos de flexión y extensión. En la mano cada articulación interfalángica tiene por lo menos 90° de movimiento. Las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) se consideran articulaciones universales, ya que no sólo ejecuta

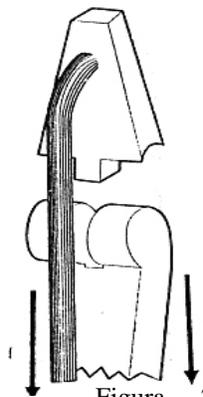


Figura 2.5 Articulación interfalángica, analizada como una polea [20]

movimiento de flexo-extensión con un rango de 90°, sino que también de abducción aducción, con un rango de movimiento de 20°-30° cuando los dedos están extendidos.

Si se estudian en conjunto los movimientos de las articulaciones anteriores durante el movimiento de flexo-extensión, se puede ver que las articulaciones MCF e IF consiguen que el dedo describa una trayectoria. El estudio del recorrido de flexo-extensión revela que está dividido en dos fases diferentes [20]:

1. La fase metacarpofalángica, que supone un 77% del rango de movimiento.
2. La fase interfalángica, que supone un 23% del rango de movimiento. Ver figura 2.6

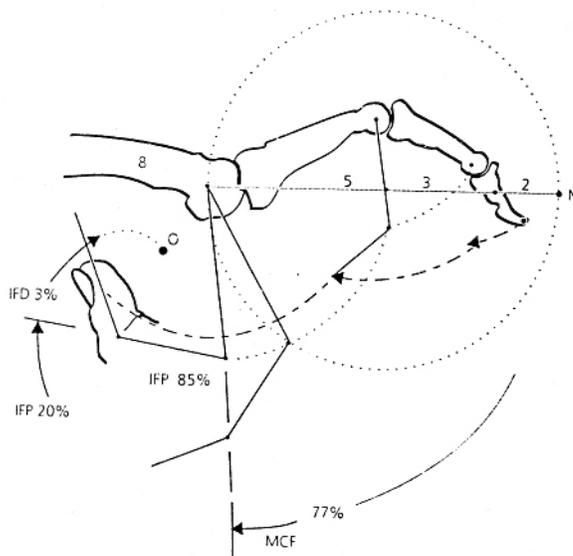


Figura 2.6 Rangos de movimiento de las falanges [20]

La articulación IFP contribuye en un 85% a obtener el movimiento total, mientras que la articulación IFD aporta un 15%, por tanto es más funcional la articulación IFP y es ésta la que se deberá de preservar íntegra.

Para conocer la cinemática entre las distintas falanges de los dedos es necesario conocer la relación existente entre la localización de los segmentos óseos y los desplazamientos sufridos por los tendones que actúan en el dedo. Buchner et al (1988) [21] plantearon un modelo analítico plano en donde relacionan los giros entre las diferentes articulaciones del dedo con los desplazamientos de los principales tendones que trabajan en el plano sagital durante la flexión.

CAPÍTULO 3. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO DEL PROTOTIPO, DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN

3.1 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Las especificaciones del prototipo de prótesis de mano, deben enfocarse en satisfacer las necesidades del paciente. Debido a que para la realización de este prototipo no se contó con ningún paciente, entonces las especificaciones de diseño que se mencionan a continuación, se establecieron tomando en cuenta las necesidades que se creyeron importantes de mejorar, (funcionamiento, costo, etc.) con respecto a otros tipos de prótesis existentes en el mundo.

A continuación se presentan las especificaciones del prototipo, las cuales debe cumplir la prótesis. Cabe señalar que dichas especificaciones se hicieron sin tener conocimiento de las restricciones que la tecnología de prótesis pueda lograr y de los costos en producción.

Funcionamiento

El prototipo de prótesis de mano tiene como propósito realizar algunos de los movimientos de la mano humana, teniendo como prioridad la precisión y no la fuerza de los mismos. El prototipo reemplazará una mano derecha y contará con cinco dedos; tres dedos se moverán de manera independiente y los dos restantes (anular y meñique) se moverán como uno solo.

Los movimientos que podrá realizar el prototipo son los siguientes:

- La mano se encontrará normalmente abierta y podrá cerrarse hasta alcanzar las posiciones deseadas.
- El prototipo de mano realizará prensión en punta fina (figura 3.1a), con la punta de los dedos (figura 3.1b) y prensión en gancho (figura 3.1c).

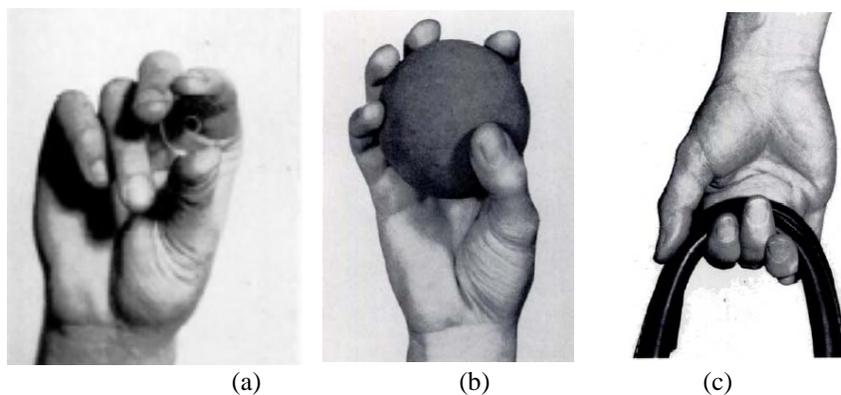


Figura 3.1 La figura 3.1 muestra tres de las cinco prensiones de la mano. a) Prensión de punta fina, b) prensión en punta con los dedos, c) prensión en gancho [22]

Los dedos realizarán los movimientos siguientes: los dedos índice e índice medio podrán flexionarse y extenderse simulando el movimiento natural de los dedos, los dedos anular y meñique se moverán simultáneamente; el dedo pulgar cumplirá con el movimiento de oposición similar al de la mano.

En el prototipo de prótesis se podrán obtener diferentes posiciones preestablecidas al combinarse los movimientos independientes, centrandó su funcionalidad en el movimiento del pulgar.

El prototipo utilizará baterías recargables y contará con una alarma que avisará al usuario cuando necesiten recargarse.

Ambiente

La prótesis será diseñada para un hombre adulto de edad promedio (35 años de edad), amputado de antebrazo derecho y con un nivel de amputación a 2/3 por debajo del codo y será funcional bajo las siguientes condiciones y restricciones:

- Los rangos de temperatura, presión y humedad bajo los que trabajará la prótesis serán los estándares de la Ciudad de México, es decir, una temperatura de 23 °C, una presión atmosférica de 78 kPa y una humedad relativa del 65%.
- No podrá, por ningún motivo, ser sumergida ni expuesta a ningún líquido.
- Deberá resistir pequeños impactos ocasionados por contacto accidental, así mismo deberá soportar vibraciones suaves, y no podrá ser utilizada como herramienta de golpeo.
- Podrá ser utilizada en actividades sencillas de la vida cotidiana que no requieran grandes esfuerzos, tales como comer y escribir.

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.

Instalación y mantenimiento

Para su instalación y mantenimiento no se requerirán herramientas especiales. El mantenimiento será de naturaleza preventiva, sencilla y se realizará para el sistema mecánico, el electrónico y el de control.

Se realizará un mantenimiento correctivo cuando la prótesis lo requiera, es decir, cuando algún elemento de ésta se halla dañado. Se diseñará una configuración que facilite el acceso y reemplazo de los componentes dañados, además se utilizarán piezas que sean fáciles de adquirir o fabricar.

Costo del producto

Se busca que el costo de la prótesis sea menor al costo de las prótesis mioeléctricas existentes.

Competencia

Existen diversas compañías en el mundo dedicadas al diseño y venta de prótesis de miembro superior; *Ottobock*, *Hosmer* y *Dorrance* son algunas de las empresas líderes en cuanto a calidad y diseño. A nivel nacional se han desarrollado algunos diseños de prótesis eléctricas y mioeléctricas de miembro superior, principalmente en instituciones educativas,

como la UNAM, IPN, UAM, UDLA entre otras, y en diversas casas distribuidoras de prótesis como prótesis Márquez y Ortiz.

El prototipo competirá con las prótesis eléctricas y mioeléctricas existentes en el mercado, se buscará que esta prótesis las supere en economía y funcionalidad, ya que tendrá mayor movilidad en la unidad terminal, mayor tiempo de vida, y será más fácil su mantenimiento.

Facilidad de manufactura

La prótesis deberá ser de fácil manufactura, para lograrlo se utilizarán materiales con buenas propiedades mecánicas y se emplearán geometrías sencillas en la estructura de la prótesis.

El circuito electrónico contará con piezas comerciales de fácil reemplazo, así mismo se busca que los elementos de actuación sean lo más económicos y que consuman la menor cantidad de energía.

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 busca que el peso de la mano sea menor o, cuando menos, igual al de las utilizadas en las prótesis mioeléctricas existentes, teniendo como límite el peso de 800 [g].

Estética y apariencia final

El prototipo estará diseñado para que se le pueda colocar un guante que lo recubrirá dándole una apariencia más natural. En el antebrazo llevará un recubrimiento de plástico rígido para aislar los elementos electrónicos del medio ambiente.

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.

Calidad y confiabilidad

Debido al tipo de producto y el uso al que está destinado, es importante que el producto cumpla con alta calidad y confiabilidad del mismo.

Seguridad

La prótesis no se debe mojar ni tener contacto con el agua, los dispositivos electrónicos sólo deben ser manejados por un técnico capacitado previamente.

Niveles de Ruido

Se considera que la prótesis deberá trabajar de manera silenciosa, algunos autores consideran deseable que trabaje en un rango de 60 a 75 [db], los autores no especifican a que distancia.

3.2 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 como 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.

Para facilitar la generación de conceptos y el análisis de funcionamiento del prototipo de prótesis, a continuación se muestra un diagrama de funcionamiento de los sistemas y subsistemas que lo conforman.

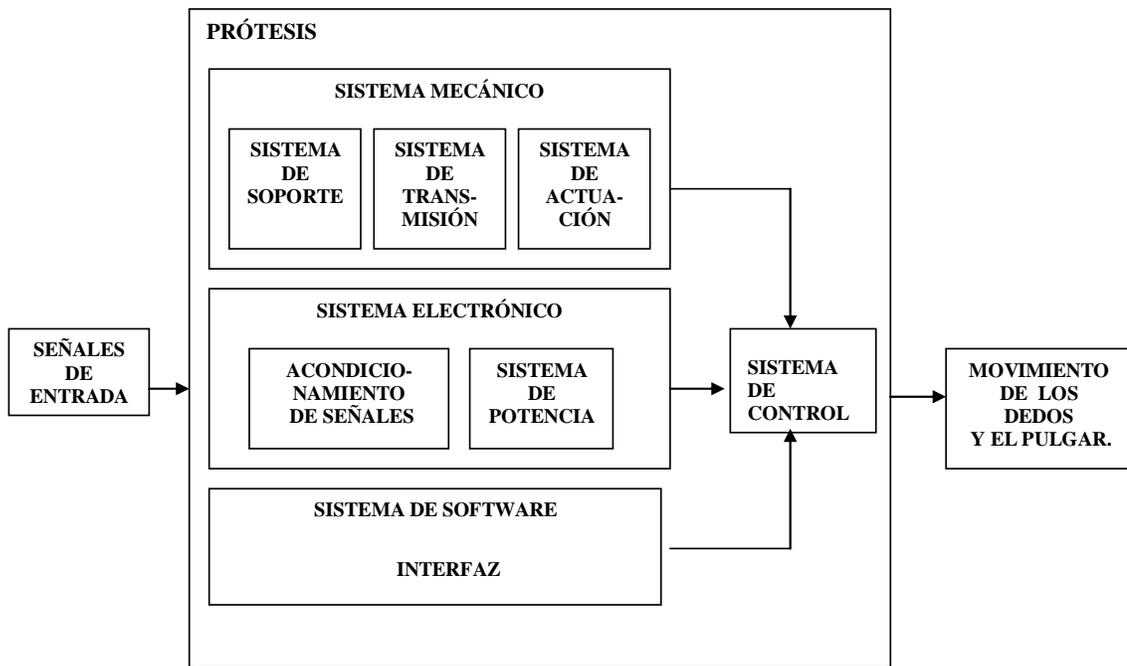


Figura 3.2 Diagrama de funciones del prototipo de prótesis

3.2.1 SISTEMA MECÁNICO

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

SISTEMA DE SOPORTE

El sistema de soporte del prototipo sirve para dar forma al diseño y estructura, además de proteger los sistemas mecánicos y de control. El prototipo de prótesis debe ser ligero y resistente como se mencionó en las especificaciones de diseño, por ello el material a emplearse debe de tener buenas propiedades mecánicas como son: alta resistencia, facilidad de

manufactura, baja densidad, etc.

Algunos de los materiales seleccionados para el sistema de soporte pueden ser: Aluminio, Fibra de Carbono, Titanio, Nylamid y Polímero ABS. Muchos de estos materiales son empleados hoy en día para la fabricación de prótesis debido a su baja densidad y buena resistencia.

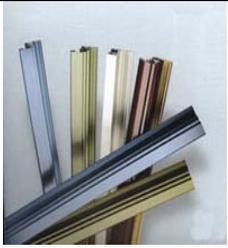
A continuación se da una breve descripción de los materiales citados anteriormente.

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 [23].

Tabla 3.1 Propiedades mecánicas del Aluminio

	ALUMINIO	
	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 celoron, 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 celoron 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 [23].

Tabla 3.2 Propiedades mecánicas del Nylamid SL

	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

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 [23].

Tabla 3.3 Propiedades mecánicas de la fibra de carbono

FIBRA DE CARBONO	
Resistencia última a la tensión [<i>GPa</i>]	3.8
Modulo de Elasticidad [<i>GPa</i>]	228
Densidad [<i>g/cm³</i>]	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 [23].

Tabla 3.4 Propiedades mecánicas del Titanio

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

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 [23].

Tabla 3.5 Propiedades mecánicas del ABS

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

SISTEMA DE TRANSMISIÓN

El sistema de transmisión tiene la función de transmitir el movimiento que producen los actuadores, 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 y el pulgar.

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.

Tabla 3.6 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.

Un tren de engranes es una sucesión de dos o más engranes conectados. El tren de tipo simple (figura 3.3a) es aquel en el que cada eje tiene sólo un engrane, y se le llama tren de engranes de tipo compuesto (figura 3.3b) cuando al menos un eje tiene más de un engrane [24].

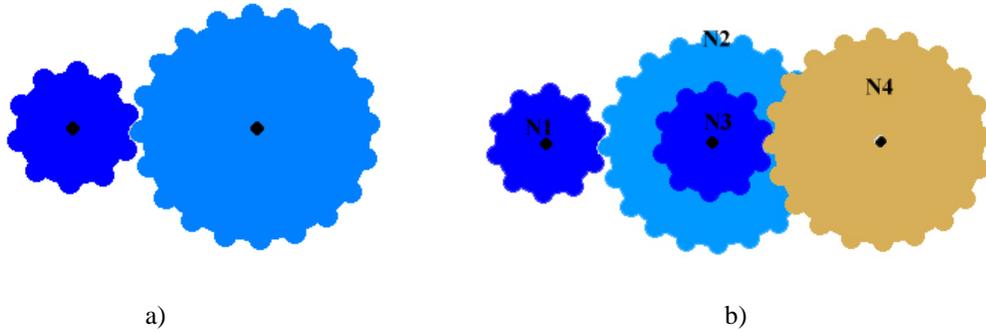


Figura 3.3 Trenes de engranes. a) tren de engranes simple, b) tren de engranes de tipo compuesto [24]

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.

La banda plana (ver figura 3.4a) es la más simple, casi siempre se fabrica de piel o de tela recubierta con hule. La superficie de la polea acanalada también es plana y lisa, por consiguiente la fuerza impulsora está por la fricción entre la banda y la polea. Algunos diseñadores prefieren bandas planas para máquinas delicadas porque la banda se deslizará si el par de torsión tiende a incrementarse a un nivel lo suficiente alto para dañar la máquina.

Las bandas dentadas (ver figura 3.4b), a veces se les da el nombre de bandas de temporización o sincronizadas, se desplazan sobre poleas provistas de ranuras con las que enlazan los dientes en el asiento de la banda. Este es un impulsor más positivo, sólo se ve limitado por la tensión por esfuerzo de tracción que se genera en la banda y la resistencia al esfuerzo de corte de los dientes de la banda [25].

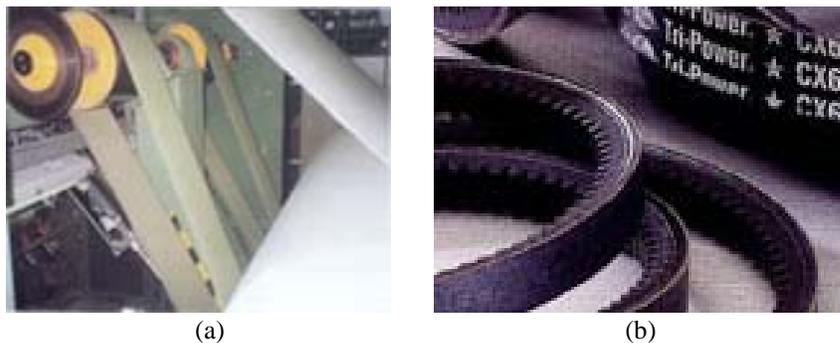


Figura 3.4 Bandas y poleas. a) Banda Plana, b) banda dentada [25]

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.

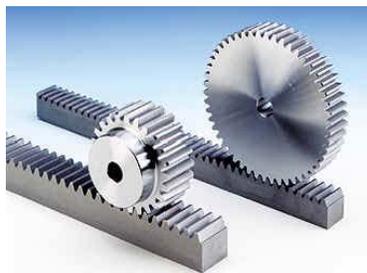


Figura 3.5 Arreglo piñón-cremallera

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, (ver figura 3.7) 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

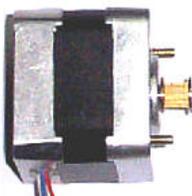


Figura 3.6 Mecanismos de cuatro barras

SISTEMA DE ACTUACIÓN O MOVIMIENTO

Este sistema tiene la función de producir el movimiento en el prototipo, los elementos que producen el movimiento tienen el nombre de actuadores. Existen ciertas limitaciones en las especificaciones de diseño como son: potencia requerida, tamaño, peso, precisión, niveles de ruido y costo, que hacen necesario elegir adecuadamente los actuadores que brinden estas características para asegurar el adecuado funcionamiento del prototipo. Algunos de los actuadores que podrían cumplir estos requerimientos se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 3.7. Tipos de actuadores

	Polímeros Electroactivos
	Motores a pasos
	Servomotores

Polímeros Electroactivos (EAP)

Son materiales que pueden ser deformados repetidamente mediante la aplicación de un voltaje externo y pueden recobrar rápidamente su forma al invertir la polaridad del voltaje aplicado (ver figura 3.7). Los EAP tienen un corto tiempo de respuesta, y una deformación casi linear con respecto al voltaje aplicado.

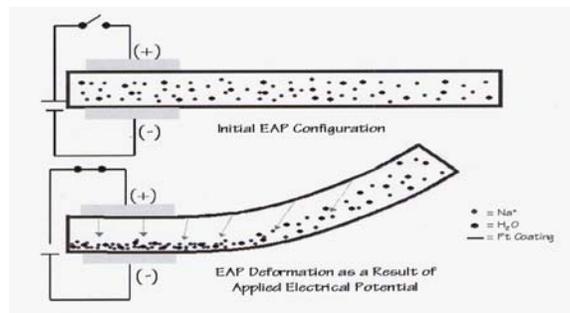


Figura 3.7 Polímero electroactivo [26]

Existe un tipo de polímeros que son utilizados para simular las articulaciones de los dedos que son los PIEP (compuestos de intercambio de iones de membrana de platino perfluorinado). Una de las aplicaciones de los PIEP es como músculo actuador en robótica [26] (ver figura 3.8). Con base en esto, se hicieron pruebas de laboratorio para crear los polímeros electroactivos y utilizarlos como actuadores de los dedos de la prótesis, dicho experimento se describe en el Apéndice B.



Figura 3.8 Músculo actuador usado en robótica [26]

Dentro de una gran gama de polímeros electroactivos existentes, se pueden clasificar en dos tipos principalmente:

Los EAP electrónicos.

- Polímeros ferro-eléctricos
- EAP Dieléctricos
- Injertos de elastómeros electrostivos
- Elastómero electro-visco elástico
- Materiales de cristales líquidos de elastómeros (LCE)

Los EAP iónicos

- Gel iónico polimérico
- Compuestos de polímeros metálicos ionoméricos
- Polímeros conductivos
- Nanotubos de carbón (CNT)

En la siguiente tabla se enlistan las ventajas y desventajas de los tipos de polímeros clasificados anteriormente.

Tabla 3.8 Características de los polímeros electroactivos

POLÍMEROS ELECTROACTIVOS	VENTAJAS	DESVENTAJAS
EAP electrónicos	Pueden operar en lugares cerrados por largos períodos de tiempo. Tiempo de respuesta rápido Pueden mantener su tensión o fuerza bajo activación en DC. Induce fuerzas de activación relativamente grandes.	Requieren altos voltajes (alrededor de 150 [MV/m]) Requieren una interacción entre tensión y fuerza. La temperatura de transición de su estado cristalino es inadecuado para bajas temperaturas de actuación u operación.
EAP iónicos	Requieren bajo voltaje Proveen predominantemente deformación del material Proporciona grandes deformaciones	Excepto para los polímeros conductivos, los EAP iónicos no mantienen su fuerza de tensión bajo voltaje en DC. Tiempo de respuesta lento (fracción de segundo). Excepto para polímeros conductivos y nanotubos de carbón, es difícil producir un material consistente. En sistemas acuosos, el material mantiene hidrólisis a voltajes mayores de 1.23 [V]

Debido a las características que los polímeros electroactivos ofrecen se planteó el siguiente concepto de funcionamiento del prototipo de mano (figura 3.9), utilizando polímeros como actuadores.

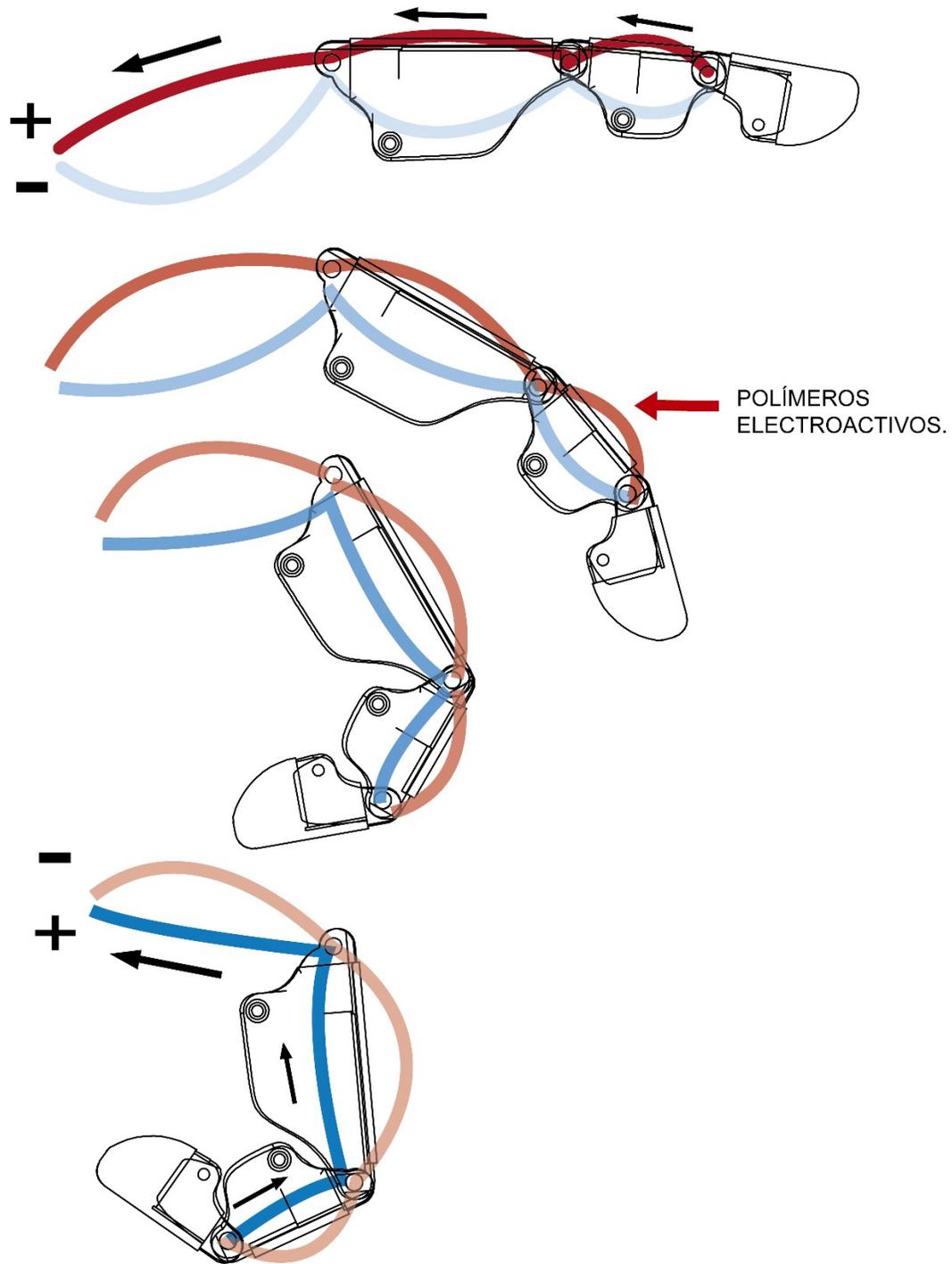


Figura 3.9 Concepto de funcionamiento

Para mantener extendido el dedo se le aplica una diferencia de voltaje al polímero rojo, lo que hace que se contraiga dicho polímero y se mantenga extendido el dedo, por otra parte, para lograr un movimiento antagónico se invierte la polaridad dejando actuar al polímero en azul.

Motores a pasos

Los motores paso a paso (ver figura 3.10) son ideales para la construcción de mecanismos en donde se requieren movimientos muy precisos. La característica principal de estos motores es el hecho de poder moverlos un paso a la vez por cada pulso que se le aplique. Este paso puede variar desde 90° hasta pequeños movimientos de tan solo 1.8° ; es decir, que se necesitan cuatro pasos en el primer caso (90°) y 200 para el segundo caso (1.8°), para completar un giro completo de 360° [27].



Figura 3.10 Motor paso a paso [27]

Estos motores poseen la habilidad de poder quedar enclavados en una posición o bien totalmente libres. Si una o más de sus bobinas están energizadas, el motor estará enclavado en la posición correspondiente y por el contrario quedará completamente libre si no circula corriente por ninguna de sus bobinas.

Existen tres tipos de motores paso a paso:

1. De imanes permanentes
2. De reluctancia variable
3. Híbridos

En los primeros, de imanes permanentes, el rotor, que posee una polarización magnética constante, gira para orientar sus polos de acuerdo al campo magnético creado por las fases del estator, este tipo de motores son los más usados en robótica. En los motores de reluctancia variable, el rotor está formado por un material ferro-magnético que tiende a orientarse de modo que facilite el camino de las líneas de fuerza del campo magnético generado por las bobinas de estator. Los motores híbridos combinan el modo de funcionamiento de los dos anteriores.

En los motores paso a paso la señal de control son trenes de pulsos que van actuando rotativamente sobre una serie de electroimanes dispuestos en el estator. Por cada pulso recibido, el rotor del motor gira un determinado número discreto de grados. Las inercias propias del arranque y parada (aumentadas por las fuerzas magnéticas en equilibrio que se dan cuando está parado) impiden que el rotor alcance la velocidad nominal instantáneamente, por tanto la frecuencia de los pulsos que la fija debe ser aumentada progresivamente.

Para simplificar el control de estos motores existen circuitos especializados que a partir de tres señales (tren de pulsos, sentido de giro e inhibición) generan, a través de una etapa lógica, las secuencias de pulsos que un circuito de conmutación distribuye a cada fase.

Existen dos tipos de motores paso a paso de imán permanente:

1. El bipolar, tiene generalmente cuatro cables de salida (ver figura 3.11a). Necesitan ciertos ajustes para ser controlados, debido a que requieren del cambio de dirección del

flujo de corriente a través de las bobinas en la secuencia apropiada para realizar un movimiento.

2. El unipolar, suele tener 6 ó 5 cables de salida, dependiendo de su conexionado interno (ver figura 3.11b). Este tipo de motor se caracteriza por ser más sencillo de controlar.

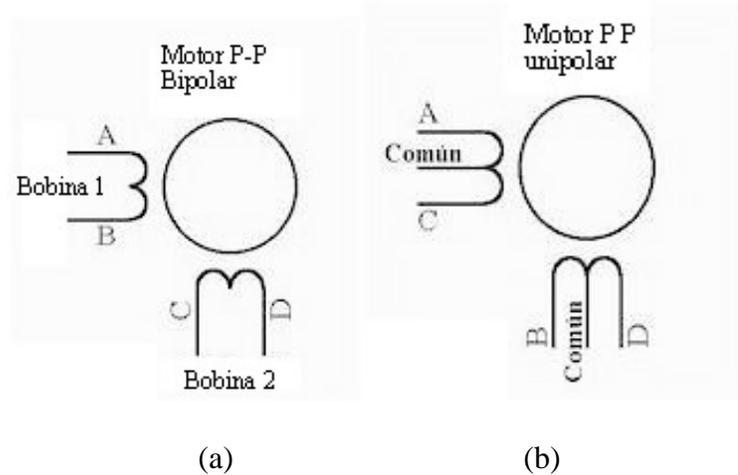


Figura 3.11. a) Motor P-P Bipolar, b) motor P-P Unipolar

Servomotores

Los servos son un tipo especial de motor de cd (ver figura 3.12) que se caracterizan por su capacidad para posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su intervalo de operación. Para ello, el servomotor espera un tren de pulsos que tiene una correspondencia con el movimiento a realizar. Están generalmente formados por un amplificador, un motor, un sistema reductor formado por ruedas dentadas y un circuito de realimentación, todo en una misma caja de pequeñas dimensiones. El resultado es un servo de posición con un margen de operación de 0° a 180° aproximadamente [28].

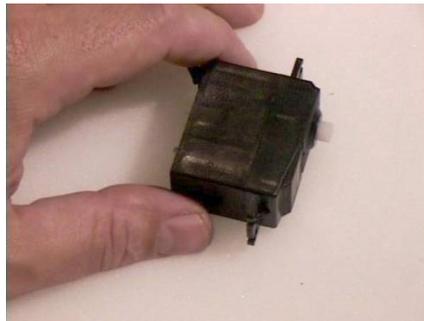


Figura 3.12 Servomotor de modelismo [28]

Se dice que el servo es un dispositivo con un eje de rendimiento controlado ya que puede ser llevado a posiciones angulares específicas al enviar una señal codificada, con tal de que exista una señal codificada en la línea de entrada, el servo mantendrá la posición angular del engranaje; cuando la señal codificada cambia, la posición angular de los piñones cambia. En la práctica, se usan servos para posicionar elementos de control como palancas, pequeños ascensores y timones; también se usan en radio-control, marionetas y, por supuesto, en robots.

Los servos son sumamente útiles en robótica ya ofrecen gran precisión, dimensiones pequeñas comparadas con otro tipo de motores con el mismo torque y un bajo consumo de energía. En la figura en la imagen superior se muestra un motorreductor, que en su interior tiene un servomotor posee internamente una circuitería de control y es sumamente potente para su tamaño. La corriente que requiere depende del tamaño del servo, normalmente el fabricante indica cual es la corriente que consume.

Composición del servo

En la figura 3.13 se muestra la composición interna de un servomotor. Se puede observar el motor, la circuitería de control, un juego de piñones, y la caja. También se pueden ver los 3 cables de conexión externa:

- Rojo: es para alimentación, Vcc (+5volts)
- Negro: para conexión a tierra (GND)
- Blanco o amarillo: es la línea de control por la que se le envía la señal codificada para comunicar el ángulo en el que se debe posicionar.

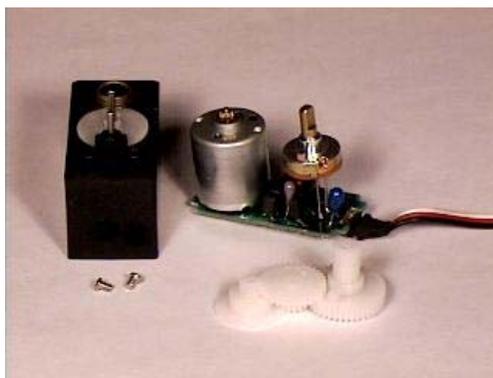


Figura 13.13 Servomotor desmontado [27]

El motor del servo tiene algunos circuitos de control y un potenciómetro conectado al eje central del motor. Este potenciómetro permite a la circuitería de control, supervisar el ángulo actual del servo motor. Si el eje está en el ángulo correcto, entonces el motor está apagado. Si el circuito mide que el ángulo no es correcto, el motor volverá a la dirección correcta, hasta llegar al ángulo que es correcto.

Un servo normal se usa para controlar un movimiento angular de entre 0 y 180 grados, y no es mecánicamente capaz de retornar a su lugar, si hay un mayor peso que el sugerido por las especificaciones del fabricante.

3.2.2 SISTEMA ELECTRÓNICO

El sistema electrónico está compuesto de los subsistemas de control y de potencia.

SISTEMA DE CONTROL

Como se mostró en el diagrama de funcionamiento del prototipo de prótesis, el conjunto de sistemas y subsistemas que lo integran deberán trabajar de forma coordinada para obtener un buen funcionamiento del prototipo, de tal forma que el sistema electrónico de control estará a cargo de monitorear dichos sistemas y proporcionar una interfaz al usuario.

Existen diversos tipos de control empleados en prótesis, algunos de ellos son: el control

mioeléctrico [10], el control por tarjeta de reconocimiento de voz [10], control por medio de *push botons* y recientemente se ha empezado a desarrollar el control por medio de una interfaz cerebro máquina [29].

Para poder utilizar cualquiera de los tipos de control antes mencionados es necesario saber cuantos grados de libertad tiene la mano protésica a la que se va a implementar el control, entiéndase por grado de libertad como el número de entradas que se necesita proporcionar con la finalidad de crear una salida predecible, ya que limitaría el tipo de control a utilizar. Por ejemplo las señales obtenidas por un músculo (mioeléctricas) son tres, si se tiene una mano con cinco grados de libertad, no se podría adaptar este tipo de control o difícilmente se lograría utilizando dos músculos diferentes, es por eso que para este prototipo de prótesis se propuso utilizar la misma programación del microcontrolador que se utilizó en la primera etapa del proyecto [8], debido entre otras cosas a que los elementos de actuación son los mismos servomotores, la única diferencia es que se propone usar mini *push botons* como señales de control, por comodidad.

SISTEMA DE POTENCIA

Al sistema de potencia lo forman todos los elementos que están interrelacionados con el fin de lograr realizar un trabajo en función del tiempo.

Baterías

Dado que la prótesis es un equipo portátil que requiere energía y al mismo tiempo debe ser lo más ligero posible, la selección de las pilas es muy importante. Existen dos clases de pilas: la primaria, cuya carga no puede renovarse cuando se agota, excepto reponiendo las sustancias químicas de que está compuesta; y la secundaria, que sí es susceptible de reactivarse sometiéndola al paso más o menos prolongado de una corriente eléctrica continua, en sentido inverso a aquél en que la corriente de la pila fluye normalmente.

Por obvias razones las prótesis necesitan utilizar baterías que se puedan recargar y que además sean ligeras y de alta duración [30].

Las baterías de Níquel-Cadmio son las que se han usado tradicionalmente en la industria protésica, porque son seguras, recargables, intercambiables y de bajo costo. Las baterías de Litio Ion y las de Níquel-Metal hidruro son relativamente nuevas en este campo, sin embargo tienen algunas ventajas con respecto a las anteriores ya que son más ligeras, recargables, tienen mayor voltaje, mayor durabilidad y son mejores para el medio ambiente.

El tipo de batería a elegir dependerá de las necesidades del usuario, del número y tipo de prótesis que se tengan, de las especificaciones de peso y talla, del nivel de actividad del usuario, y del costo. Una vez que se tengan conocidos estos parámetros se podrá elegir adecuadamente la batería a utilizar.

Baterías de Litio Ión

Esta tecnología proporciona ventajas y desventajas con respecto a las baterías de níquel cadmio, Una de las ventajas que ofrece es que tiene mayor duración, valores más altos de voltaje y es más ligera. Por decir un ejemplo, la batería más popular pesa 68 [g] y tiene una duración de 270 [mAh]. La batería de Li-ión pesa 51.4 [g] y dura casi el doble, 560 [mAh]. La desventaja de este tipo de batería es su voltaje variable, que es de 8.4 [V] cuando esta completamente cargada y la necesidad de usar un circuito de protección contra cargas y descargas. LTI, que es la empresa encargada de manufacturar este tipo de pilas proporciona un

circuito único de protección, y un dispositivo capaz de indicar cuando la pila cuenta con el 30% de su capacidad y necesita recargarse [30].

Tabla 3.9 Tipos de baterías de litio ión

	<p>Batería <i>Compact-5 Li-Ion</i>, 5 [V] 500 [mAHr]</p>
	<p>Batería <i>Built-in Li-Ion</i>, 5 [V], 500 [mAHr]</p>
	<p>Batería <i>Built-in Li-Ion</i>, 5 [V], 720 [mAHr]</p>

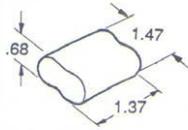
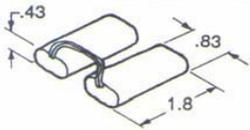
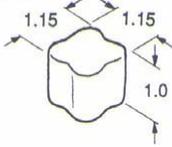
Baterías níquel-cadmio (Ni-Cd)

La naturaleza de la tecnología de este tipo de baterías provee gran durabilidad y una excelente habilidad para conducir la corriente. Hace algunos años estas baterías se utilizaron significativamente, sin embargo ahora están siendo suplidas por otras con mayor capacidad y menos contaminantes. Este tipo de pilas duran 1000 recargas, una de sus desventajas es su poca memoria y que no cuentan con un circuito para prevenir una sobrecarga o una descarga. LTI ha modificado algunas de estas pilas, mejorando su memoria y proporcionando un circuito de carga y descarga, lo que hace que este tipo de pilas siga siendo una opción viable en la actualidad, se pueden encontrar pilas de 4.8 [V], 6 [V] y 8.4 [V] [30].

Baterías de níquel-metal hidruro (Ni-MH)

Este tipo de baterías ofrecen gran durabilidad y bajo consumo de corriente. Además las baterías de Ni-MH presentan como ventaja el ser menos contaminantes que sus predecesoras las baterías de Ni-Cd. En Europa, se discontinuará el uso de las baterías Ni-Cd en los próximos cinco o seis años debido al daño que éstas producen al medio ambiente. Seguramente en el resto del mundo sucederá lo mismo y las baterías de Ni-MH gradualmente irán sustituyendo a las baterías Ni-Cd [30].

Tabla 3.10 Tipos de baterías Níquel-Cadmio

	 <p>BP17S 225 mAh 57 g</p>	<p><i>Ni-Cd Mini Built-in</i>, 4.8 [V], 225 [mAh] Pequeña, peso ligero para las manos Otto Bock 2000</p>
	 <p>BP60S 250 mAh 54 g</p>	<p><i>Ni-Cd MicroBattery</i>, 4.8 [V], 250 [mAh] Pequeño, ligeras para las manos Otto Bock 2000 con restricciones de espacio</p>
	 <p>BP124S 260 mAh 56 g</p>	<p><i>Ni-Cd Short Battery</i>, 4.8 [V], 260 [mAh] Para las manos Otto Bock 2000 Se ajusta a una muñeca de diámetro de 1.33</p>

3.3 SELECCIÓN DE CONCEPTOS

Matrices de decisión

En las matrices de decisión se califican los conceptos generados en el punto 3.2, respecto a su cumplimiento con las especificaciones de diseño.

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 a cada especificación y posteriormente, 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 ganador, es decir el más adecuado para ser utilizado en el prototipo.

Tabla 3.11 Matriz de decisión de actuadores

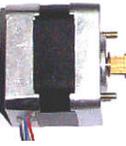
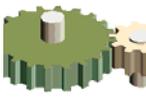
ACTUADORES	REPETIBILIDAD 10%		BAJO CONSUMO DE ENERGÍA (máx. 250 mA) 17%		FACILIDAD DE ADQUISICIÓN 10%		COSTO 10%		TAMAÑO 17%		PESO 10%		TORQUE 17%		CONFIABILIDAD 10%		FACILIDAD DE CONTROL 5%		NIVEL DE RUIDO BAJO 4%		PUNTAJÓN TOTAL 100%	RANGO
	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	Puntuación ponderada	
 POLÍMERO ELECTROACTIVO	3	0.3	9	1.53	3	0.3	3	0.3	9	1.53	9	0.9	3	0.51	3	0.3	3	0.15	9	0.36	6.18	3
 SERVOMOTOR	9	0.9	9	1.53	6	0.6	6	0.6	9	1.53	9	0.9	9	1.53	9	0.9	6	0.3	3	0.12	8.91	1
 MOTOR P-P	9	0.9	6	1.02	9	0.9	9	0.9	3	0.51	3	0.3	9	1.53	9	0.9	9	0.45	6	0.24	7.65	2

Tabla 3.12 Matriz de decisión de material

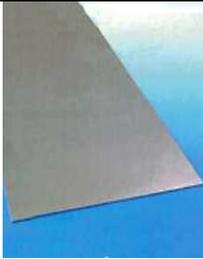
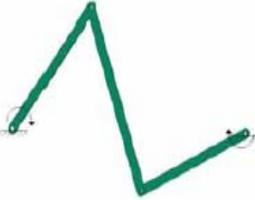
MATERIAL	RESISTENCIA MECÁNICA 20%		FACILIDAD DE MANUFACTURA 20%		VIDA ÚTIL 15%		BAJO COSTO 15%		BAJA DENSIDAD 30%		PUNTUACIÓN TOTAL 100%	RANGO
	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.		
 NYLAMID SL	<i>6</i>	<i>1.2</i>	<i>6</i>	<i>1.2</i>	<i>6</i>	<i>0.9</i>	<i>6</i>	<i>0.9</i>	<i>9</i>	<i>2.7</i>	<i>6.9</i>	<i>3</i>
 ALUMINIO	<i>9</i>	<i>1.8</i>	<i>9</i>	<i>1.8</i>	<i>9</i>	<i>1.35</i>	<i>9</i>	<i>1.35</i>	<i>6</i>	<i>1.8</i>	<i>8.1</i>	<i>1</i>
 FIBRA DE CARBONO	<i>9</i>	<i>1.8</i>	<i>3</i>	<i>0.6</i>	<i>6</i>	<i>0.9</i>	<i>3</i>	<i>0.45</i>	<i>6</i>	<i>1.8</i>	<i>5.55</i>	<i>4</i>
 POLIMERO ABS	<i>6</i>	<i>1.2</i>	<i>9</i>	<i>1.8</i>	<i>3</i>	<i>0.45</i>	<i>6</i>	<i>0.9</i>	<i>9</i>	<i>2.7</i>	<i>7.05</i>	<i>2</i>
 TITANIO	<i>9</i>	<i>1.8</i>	<i>3</i>	<i>0.6</i>	<i>9</i>	<i>1.35</i>	<i>3</i>	<i>0.45</i>	<i>6</i>	<i>0.9</i>	<i>5.1</i>	<i>5</i>

Tabla 3.13 Matriz de decisión elementos de transmisión

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%		PUNTAJACIÓN TOTAL 100%	RANGO
	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.	calif.	p.p.		
 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	3
 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	3
 POLEAS CON CHICOTES	3	0.3	3	0.6	6	0.6	9	0.9	6	1.2	9	0.9	3	0.3	3	0.3	5.1	4
 ARREGLO PINÓN CREMALLERA	9	0.9	9	1.8	6	0.6	3	0.3	9	1.8	3	0.3	6	0.6	9	0.9	7.2	1
 MECANISMOS DE CUATRO BARRAS	9	0.9	9	1.8	6	0.6	6	0.6	6	1.2	6	0.6	3	0.3	9	0.9	6.9	2

La siguiente tabla muestra los conceptos que obtuvieron el mayor puntaje de las matrices de decisión y por ende, 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 el arreglo piñón cremallera.

Tabla 3.14 Conceptos ganadores de las matrices de decisión

<p>Materiales</p>	 <p>Aluminio</p>
<p>Actuadores</p>	 <p>Servomotores</p>
<p>Elementos de transmisión para los dedos</p>	 <p>Mecanismos de cuatro barras</p>
<p>Elementos de transmisión para la palma</p>	 <p>Arreglo piñón cremallera</p>

3.4 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN

El siguiente paso es el diseño de configuración del prototipo de prótesis, con lo que se complementa la primera etapa de diseño.

Mediante el diseño de configuración se puede analizar y evaluar las distintas alternativas para la distribución de los sistemas que conforman la arquitectura del prototipo. Esta distribución puede ser representada mediante bosquejos, esquemas de dibujo, diagramas o en CAD; dichas representaciones establecerán las bases para el diseño de detalle, etapa en la cual se requerirá precisar con calidad y detalle la representación de la configuración y de los conceptos seleccionados.

A continuación se presentan tres propuestas de la configuración del prototipo, para facilitar la representación de todos los sistemas involucrados en el funcionamiento de la prótesis, se enumeraron del uno al seis como se muestra:

1. Actuadores de los dedos
 2. Mecanismos para flexión y extensión de los dedos mecánico
 3. Elementos de transmisión de los actuadores de los dedos
 4. Tarjeta electrónica de control
 5. Baterías
 6. Teclado
- } Sistema
- } Sistema electrónico

Configuración 1

En esta configuración se propone que el sistema mecánico se encuentre ubicado en el área de la mano y el sistema electrónico en el área del antebrazo, ver figura 3.14.

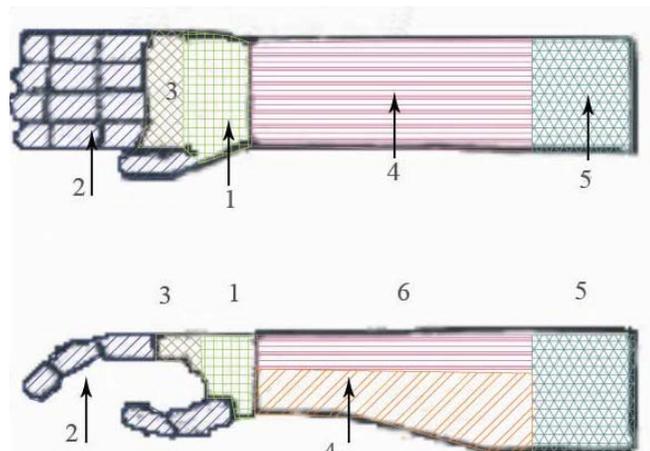


Figura 3.14 Configuración 1

Configuración 2

En la segunda configuración se plantea que el mecanismo para la flexo-extensión, junto con los elementos de transmisión de los dedos, se encuentren ubicados en el área de la palma y, tanto el sistema electrónico como los actuadores se encuentren en el antebrazo, ver figura 3.15.

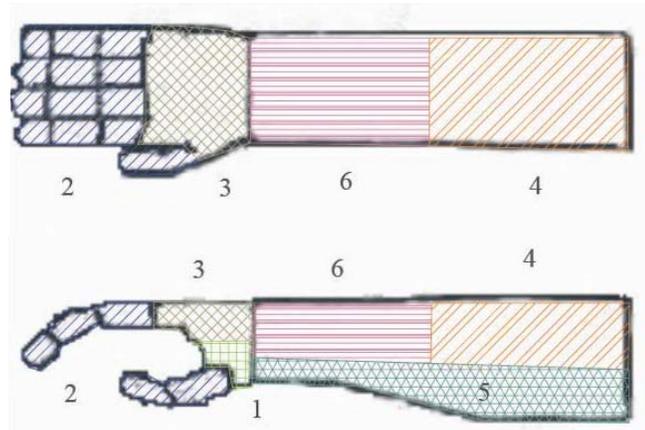


Figura 3.15 Configuración 2

Configuración 3

En la tercera configuración el sistema mecánico tiene la misma disposición que la segunda configuración, pero la disposición del sistema electrónico en el antebrazo sí cambia, en este caso las baterías se encuentran al final del prototipo, ver figura 3.16.

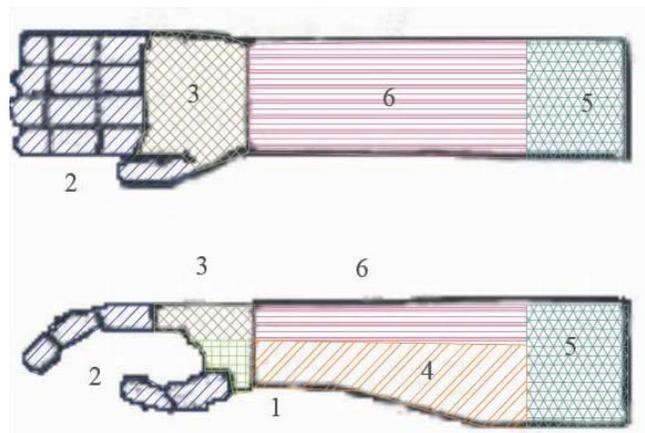
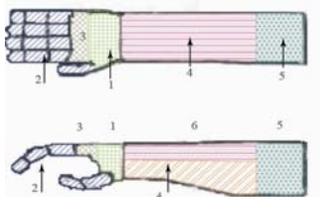
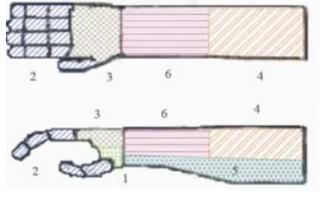
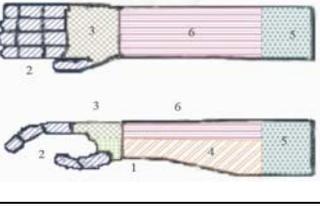


Figura 3.16 Configuración 3

Evaluación de las propuestas de configuración

La evaluación se llevó a cabo por medio de una matriz de decisión que se muestra a continuación.

Tabla 3.14 Matriz de decisión de configuración

CONFIGURACIÓN	BAJO PESO 15%	BAJO COSTO 20%	FACILIDAD DE ENSAMBLE 25%	FACILIDAD DE MANTENIMIENTO 20%	ESTÉTICA 5%	COMODIDAD 15%	PUNTUACIÓN TOTAL 100%	RANGO
	6	6	9	9	9	6	7.5	1
	6	6	6	3	9	6	6	3
	6	6	9	6	9	6	6.9	2

De la matriz de decisión obtenemos que la primera configuración es la más adecuada y la que se usará en el prototipo.

CAPÍTULO 4. DISEÑO DE DETALLE

4.1 DISEÑO DE LA MANO

Como se estableció en el capítulo anterior, el prototipo está diseñado para realizar algunos de los movimientos de la mano y tiene como prioridad la precisión de los movimientos y no la fuerza de los mismos, cuenta con cinco dedos, sustituye a una mano derecha y es para una persona adulta de sexo masculino.

Los dedos pulgar, índice y medio se mueven de manera independiente, mientras que los dos restantes (anular y meñique) se mueven como si fueran un mismo dedo, de esta manera trabajando en conjunto realizan prensión: en punta fina, con la punta de los dedos y prensión en gancho.

El prototipo no cuenta con una muñeca móvil por lo que no puede realizar los movimientos de flexo-extensión (figura 4.1) y prono-supinación (figura 4.2) de la mano. La porción correspondiente a la muñeca es únicamente estética.

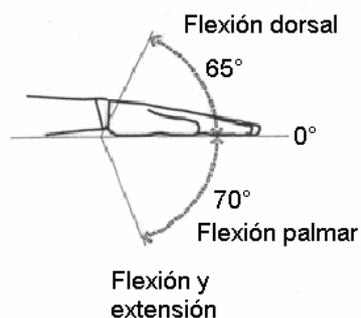


Figura 4.1 Flexo-extensión de la mano

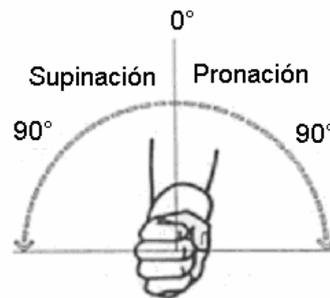


Figura 4.2 Prono-supinación de la mano

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA MANO

Para el diseño de una prótesis es necesario considerar la antropometría del tipo de población para la cual estará destinada. En el diseño de éste prototipo, se consultaron estudios antropométricos realizados en Latinoamérica [31] y México principalmente [32] [33], para conocer la antropometría de la población mexicana. Con base en estos estudios se seleccionaron para el prototipo las medidas del percentil 50, que se muestran en la tabla 4.1 y en la figura 4.3 La tabla y la figura corresponden a un estudio de ergonomía de la extremidad superior realizado en la UNAM [32]; los números de la tabla corresponden con la numeración empleada en el estudio antes mencionado.

Tabla 4.1 Medidas antropométricas de la mano [32]

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 de la mano

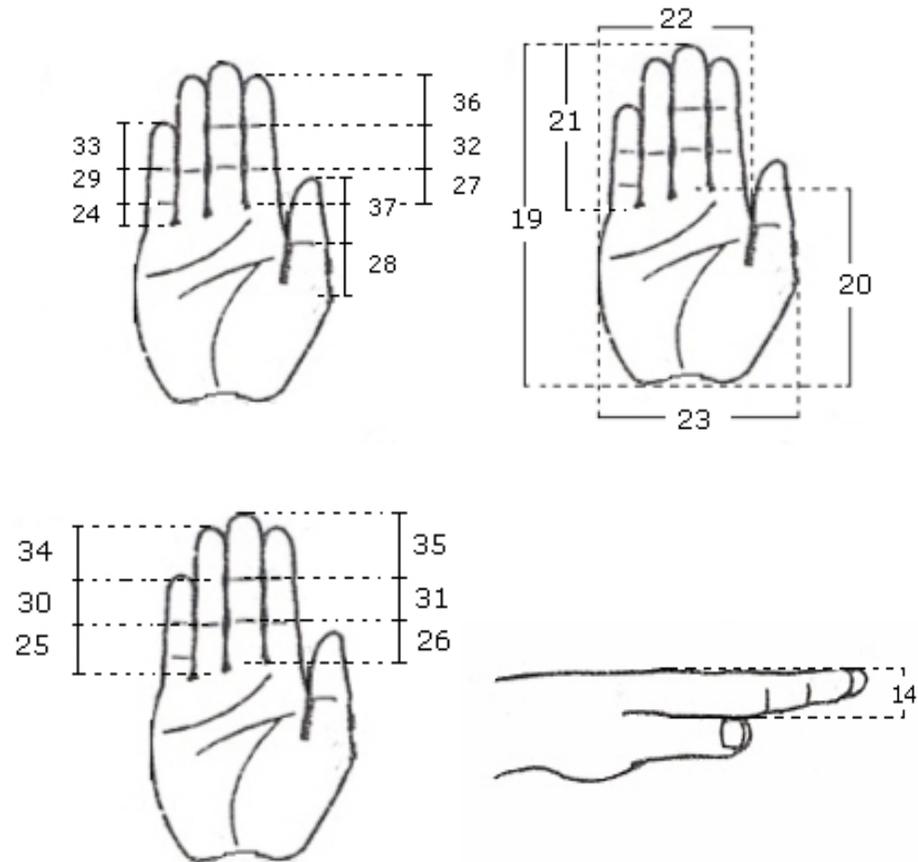


Figura 4.3 Medidas antropométricas de la mano [32]

Antropometría de los dedos

Fue Luca Pacioli en su libro "La divina proporción", quien retomó la serie de Fibonacci aplicándola a las medidas del hombre; Pacioli rescató de la antigua Grecia las teorías geométricas aplicadas al arte, enfocándolas sobre todo en el hombre, además estableció que la proporción áurea se cumple en la relación entre las falanges de los dedos [34].

Basándose en la serie de Fibonacci se pueden calcular las longitudes de las falanges y metacarpianos de cada dedo para cualquier persona. Consiste en usar la serie de tal forma que la longitud de cada hueso es la suma de la longitud de las dos anteriores, como se puede ver en la figura 4.4.

Esta relación matemática es útil cuando se desconoce la longitud anatómicamente correcta de una falange o metacarpiano de un dedo.

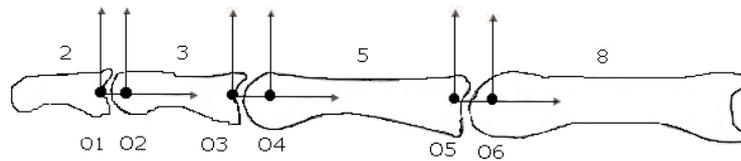


Figura 4.4 Serie de Fibonacci para las falanges de la mano [22]

Diseño de detalle del prototipo

El diseño de detalle de la mano se dividió en tres partes: diseño de los dedos, diseño de la palma y sistema electrónico, ver figura 4.5

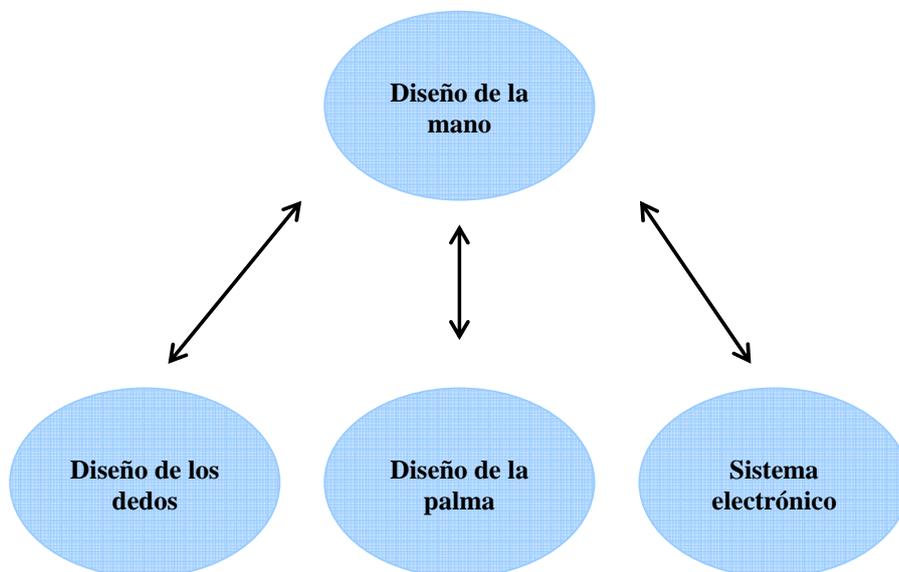


Figura 4.5 División del diseño de detalle del prototipo

4.2 DISEÑO DE LOS DEDOS

Debido a que el funcionamiento de la mano recae principalmente en los dedos para poder sujetar las cosas, es necesario que los dedos se puedan flexionar y extender en un rango de movimiento máximo de 90°, tomando como referencia la falange proximal. Para hacer ésto posible se necesita un adecuado sistema de transmisión de movimiento.

MECANISMO DE LOS DEDOS

Como se deseaba mantener el aspecto y movimiento natural de los dedos, se estableció que cada dedo tuviera tres falanges articuladas entre sí. Para ello se empleó como base el mecanismo de los dedos desarrollado por la Universidad de Toronto y la fundación *Bloorview MacMillan* (TBM) [7] en su prototipo. Este mecanismo brinda la posibilidad de tener tres falanges articuladas de la manera más sencilla, ya que elimina el empleo de motores en las articulaciones para dar movimiento a las falanges.

El mecanismo consta de seis eslabones unidos entre sí, los cuales conforman tres mecanismos de cuatro barras, el primero de ellos se encuentra en la base del dedo y es un mecanismo manivela-corredera. Por medio de la corredera se realiza la flexión de la falange proximal y como ésta se encuentra articulada a su vez con la falange medial y distal, se hace inherente la flexión del dedo al moverse la corredera, dicho mecanismo se muestra en la figura 4.6.

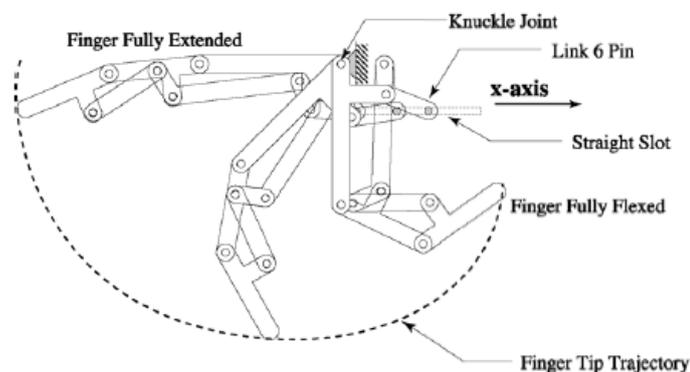


Figura 4.6 Mecanismo de TBM [7]

Análisis del mecanismo de Toronto

Para implementar el mecanismo de Toronto en el diseño del prototipo, se hizo el análisis de síntesis cinemática de dimensión. Se redibujó el mecanismo y se encontró que se podía dividir en triángulos como se ilustra en la figura 4.7.

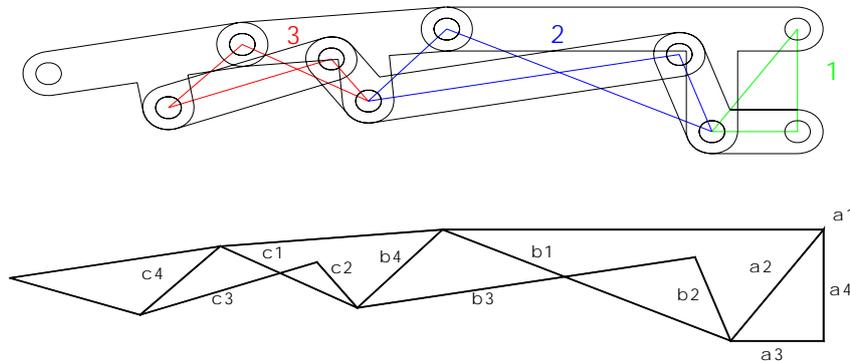


Figura 4.7 Diagrama de los tres mecanismos

En el prototipo realizado en Toronto, todos los dedos tienen el mismo tamaño, con la variante de que el dedo meñique está colocado un poco más abajo que los demás para darle forma a la mano, como se puede ver en la figura 4.8. Lo que significa que no consideraron variar el tamaño de los dedos.

Adaptar el mecanismo al tamaño de cualquier dedo, no sólo le brinda al prototipo una apariencia más natural sino que lo vuelve versátil.

Suponiendo que se llegase a utilizar el mecanismo en una prótesis para una persona adulta amputada unilateral, el tamaño de los dedos y el de toda la prótesis podría ser del mismo tamaño que el de su otra mano.

Por medio del análisis de síntesis es posible calcular las dimensiones propias de los mecanismos para cualquier tamaño de dedo, lo que permite que este diseño en conjunto se ajuste a casi cualquier tamaño de mano, siempre y cuando los actuadores que se elijan para mover las transmisiones tengan las dimensiones y el par apropiados.

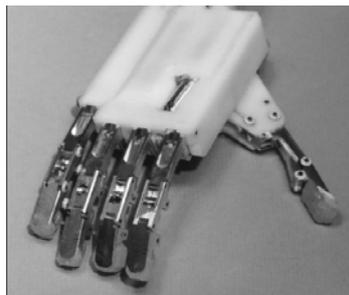


Figura 4.8 Prototipo de TBM [7]

Robert L. Norton [35] define: “*La síntesis dimensional de un eslabonamiento es la determinación de las dimensiones (longitudes) de los eslabones necesarios para realizar los movimientos deseados y puede ser una forma de síntesis cuantitativa si se define un algoritmo para el problema particular, pero también puede ser una forma de síntesis cualitativa si existen más variables que ecuaciones...*”

La síntesis cualitativa es la creación de soluciones potenciales en ausencia de un algoritmo bien definido que pronostique la solución. Muchas veces las soluciones encontradas están

apoyadas en dibujos; se dibujan a escala múltiples vistas del diseño, y se investigan los movimientos dibujando arcos, mostrando varias posiciones y usando cubiertas transparentes. Los sistemas de dibujo asistido por computadora (CAD) aceleran este proceso, sin embargo la forma más rápida de tener una idea del diseño es hacerlo a escala, en cartón y observar los movimientos directamente.

De los estudios de las medidas antropométricas [31][32][33], se determinó la altura de los dedos, con este dato y con ayuda del dibujo del mecanismo de Toronto se estableció que la altura de los dedos debía disminuir de la falange proximal a la distal. En el dibujo hecho en *Autocad*, se simuló cada falange como un triángulo, ver figura 4.7, la altura máxima del dedo está representada como a_4 .

Los mecanismos empleados en el prototipo TBM son tres, pero se pueden analizar como si fueran dos, debido a que dos de ellos son del mismo tipo con dimensiones diferentes, es decir: dos mecanismos de cuatro barras y un mecanismo manivela-corredera.

Para el análisis de los mecanismos se siguió el método planteado por Norton [35], quien utiliza el movimiento complejo, y los teoremas de Euler y Chasles para el análisis de mecanismos.

En el análisis de cualquier eslabonamiento con un grado de libertad (*GDL*), sólo se necesita un parámetro para definir completamente las posiciones de todos los eslabones. El parámetro utilizado en esta tesis es el ángulo del eslabón de entrada, marcado como θ_2 para el mecanismo manivela-corredera, b_2 para el primer mecanismo de cuatro barras y c_2 para el segundo mecanismo de cuatro barras.

El mecanismo que recibe el movimiento del actuador es el de manivela corredera, éste a su vez está conectado con el primer mecanismo de cuatro barras y éste al segundo mecanismo de cuatro barras, por lo que la salida del primero es la entrada del segundo. Esta condición es importante en el análisis para determinar las entradas y las salidas del mecanismo.

Se asume que el eslabón tierra en todos los mecanismos es el eslabón uno y es a partir de éste que se empiezan a medir los ángulos.

Como se mencionó anteriormente, la notación empleada para el análisis será de números complejos.

A continuación se muestra de manera general el análisis realizado para cada uno de los mecanismos del dedo, cabe mencionar que los valores propios para la síntesis se describirán en el siguiente apartado.

Análisis del mecanismo manivela-corredera

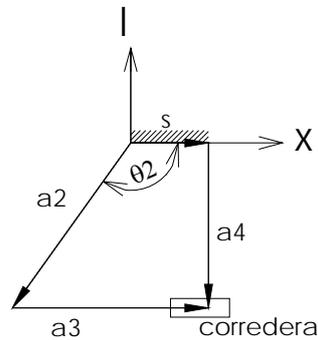


Figura 4.9 Mecanismo manivela-corredera

La ecuación de lazo para un eslabonamiento de manivela-corredera de cuatro barras es:

$$\mathbf{R}_2 + \mathbf{R}_3 - \mathbf{R}_4 - \mathbf{S} = \mathbf{0}$$

Reescribiendo la ecuación con sus equivalentes de números complejos tenemos:

$$a_2 e^{i\theta_2} + a_3 e^{i\theta_3} = s - ia_4$$

$$a_2 (\cos\theta_2 + i\text{sen}\theta_2) + a_3 (\cos\theta_3 + i\text{sen}\theta_3) = s - ia_4$$

Separando la parte real de la imaginaria de la ecuación anterior e igualando, se obtienen las siguientes dos ecuaciones:

$$a_2 \cos\theta_2 + a_3 \cos\theta_3 = s$$

$$a_2 \text{sen}\theta_2 + a_3 \text{sen}\theta_3 = -a_4$$

Despejando de ambas ecuaciones el término a_3 y elevando todo al cuadrado para reducir se obtiene que:

$$a_3 \cos\theta_3 = s - a_2 \cos\theta_2$$

$$a_3 \text{sen}\theta_3 = -a_4 - a_2 \text{sen}\theta_2$$

$$a_3^2 \cos^2\theta_3 = s^2 + a_2^2 \cos^2\theta_2 - 2sa_2 \cos\theta_2$$

$$a_3^2 \text{sen}^2\theta_3 = a_4^2 + a_2^2 \text{sen}^2\theta_2 + 2a_2 a_4 \text{sen}\theta_2$$

$$a_3^2 = s^2 + a_4^2 + a_2^2 + 2a_2(a_4 \text{sen}\theta_2 - s \cos\theta_2) \dots \dots \dots (1)$$

Análisis del primer mecanismo de cuatro barras

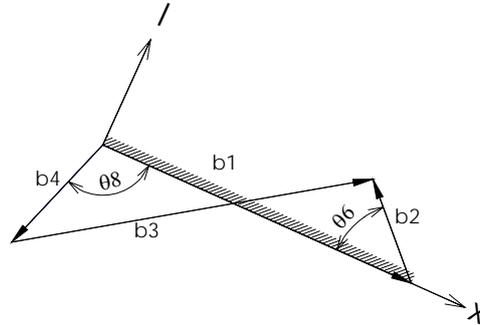


Figura 4.10 Mecanismo de cuatro barras

Del mismo modo que en el mecanismo manivela-corredera, se establece la ecuación de lazo para el mecanismo de cuatro barras.

$$\mathbf{R}_1 + \mathbf{R}_2 - \mathbf{R}_4 - \mathbf{R}_3 = \mathbf{0}$$

Rescribiendo la ecuación con sus equivalentes de números complejos tenemos:

$$b_4 e^{i\theta_8} + b_3 e^{i\theta_7} = b_1 + b_2 e^{i\theta_6}$$

$$b_4 (\cos \theta_8 + i \operatorname{sen} \theta_8) + b_3 (\cos \theta_7 + i \operatorname{sen} \theta_7) = b_1 + b_2 (\cos \theta_6 + i \operatorname{sen} \theta_6)$$

Separando la parte real de la imaginaria de la ecuación anterior e igualando, se obtienen las siguientes dos ecuaciones.

$$b_4 \cos \theta_8 + b_3 \cos \theta_7 = b_1 + b_2 \cos \theta_6$$

$$b_4 \operatorname{sen} \theta_8 + b_3 \operatorname{sen} \theta_7 = b_2 \operatorname{sen} \theta_6$$

Despejando de ambas ecuaciones el término b_3 y elevando todo al cuadrado para reducir se obtiene que:

$$b_3 \cos \theta_7 = b_1 + b_2 \cos \theta_6 - b_4 \cos \theta_8$$

$$b_3 \operatorname{sen} \theta_7 = b_2 \operatorname{sen} \theta_6 - b_4 \operatorname{sen} \theta_8$$

$$b_3^2 \cos^2 \theta_7 = b_1^2 + b_2^2 \cos^2 \theta_6 + b_4^2 \cos^2 \theta_8 + 2b_1 b_2 \cos \theta_6 - 2b_1 b_4 \cos \theta_8 - 2b_2 b_4 \cos \theta_6 \cos \theta_8$$

$$b_3^2 \operatorname{sen}^2 \theta_7 = b_2^2 \operatorname{sen}^2 \theta_6 + b_4^2 \operatorname{sen}^2 \theta_8 - 2b_2 b_4 \operatorname{sen} \theta_6 \operatorname{sen} \theta_8$$

$$b_3^2 = b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 + 2b_1 b_2 \cos \theta_6 - 2b_1 b_4 \cos \theta_8 - 2b_2 b_4 (\cos \theta_6 \cos \theta_8 + \operatorname{sen} \theta_6 \operatorname{sen} \theta_8) \dots (2)$$

Análisis del segundo mecanismo de cuatro barras

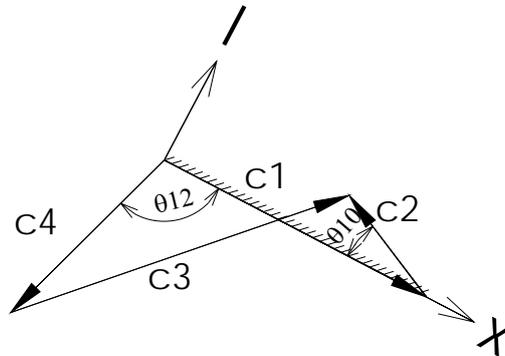


Figura 4.11 Mecanismo de cuatro barras

De la misma manera que en el mecanismo anterior, haciendo la suma de vectores se obtiene la siguiente ecuación.

$$c_4 e^{i\theta_{12}} + c_3 e^{i\theta_{11}} = c_1 + c_2 e^{i\theta_{10}}$$

$$c_4 (\cos \theta_{12} + i \operatorname{sen} \theta_{12}) + c_3 (\cos \theta_{11} + i \operatorname{sen} \theta_{11}) = c_1 + c_2 (\cos \theta_{10} + i \operatorname{sen} \theta_{10})$$

Separando la parte real de la imaginaria de la ecuación anterior e igualando, se obtienen las siguientes dos ecuaciones

$$c_4 \cos \theta_{12} + c_3 \cos \theta_{11} = c_1 + c_2 \cos \theta_{10}$$

$$c_4 \operatorname{sen} \theta_{12} + c_3 \operatorname{sen} \theta_{11} = c_2 \operatorname{sen} \theta_{10}$$

Despejando de ambas ecuaciones el término c_3 y elevando todo al cuadrado para reducir se obtiene que:

$$c_3 \cos \theta_{11} = c_1 + c_2 \cos \theta_{10} - c_4 \cos \theta_{12}$$

$$c_3 \operatorname{sen} \theta_{11} = c_2 \operatorname{sen} \theta_{10} - c_4 \operatorname{sen} \theta_{12}$$

$$c_3^2 \cos^2 \theta_{11} = c_1^2 + c_2^2 \cos^2 \theta_{10} + c_4^2 \cos^2 \theta_{12} + 2c_1 c_2 \cos \theta_{10} - 2c_1 c_4 \cos \theta_{12} - 2c_2 c_4 \cos \theta_{10} \cos \theta_{12}$$

$$c_3^2 \operatorname{sen}^2 \theta_{11} = c_2^2 \operatorname{sen}^2 \theta_{10} + c_4^2 \operatorname{sen}^2 \theta_{12} - 2c_2 c_4 \operatorname{sen} \theta_{10} \operatorname{sen} \theta_{12}$$

$$c_3^2 = c_1^2 + c_2^2 + c_4^2 + 2c_1 c_2 \cos \theta_{10} - 2c_1 c_4 \cos \theta_{12} - 2c_2 c_4 (\cos \theta_{10} \cos \theta_{12} + \operatorname{sen} \theta_{10} \operatorname{sen} \theta_{12}) \dots (3)$$

Se calcularon las magnitudes de las barras de los mecanismos para todos los dedos, sin embargo, para el dedo pulgar se modificó la forma de la corredera, debido a que este dedo flexiona de manera pasiva.

Cálculo de los mecanismos

Para adaptar el mecanismo de Toronto al prototipo de la presente tesis, se dividió el estudio en varias etapas: imitación del mecanismo de Toronto, mejoras al mecanismo, rediseño del mecanismo. Se trató de plantear otro mecanismo semejante que retomara la idea del mecanismo de Toronto, pero se encontró que la forma adecuada de mover el dedo era la propuesta en el mecanismo de Toronto.

Tomando las medidas de las longitudes de las falanges proximal, medial y distal del dedo índice de la tabla 4.1 y dibujándolas en *AutoCAD* se obtuvo un primer bosquejo del dedo, como se muestra en la figura 4.12. Como se mencionó anteriormente la altura del dedo va disminuyendo de la falange proximal hacia la distal. De este primer bosquejo se obtuvieron las magnitudes de los triángulos que definirían más tarde el dedo y el marco del mecanismo.

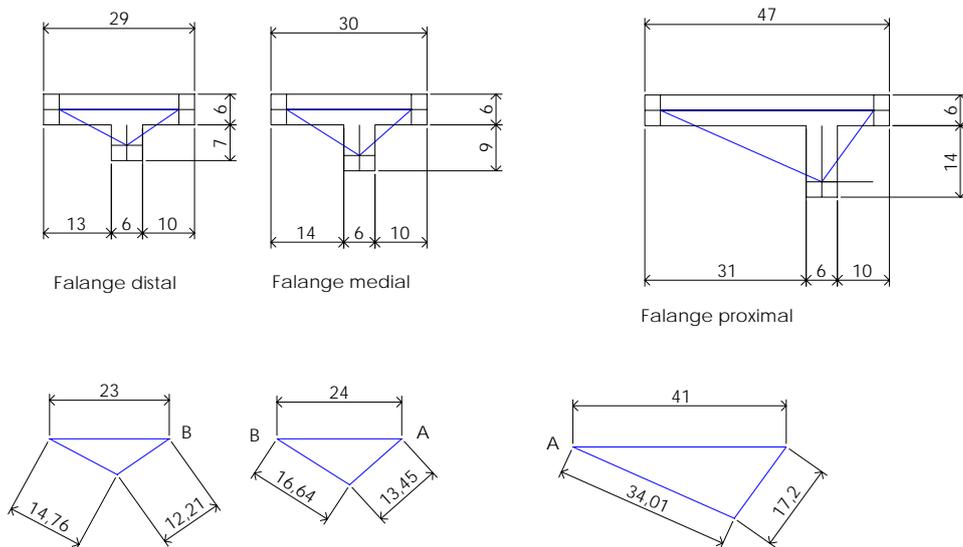


Figura 4.12 Bosquejo del dedo índice

Posteriormente se unieron las tres falanges, simuladas por tres triángulos, por los vértices A y B respectivamente. Para obtener una forma más natural del dedo se giró un ángulo de 5° a la falange medial con respecto a la línea horizontal y, un ángulo de 10° a la falange distal respecto a esta misma línea, como se ve en la figura 4.13.

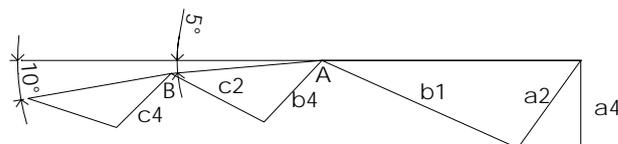


Figura 4.13 Bosquejo del dedo índice

De las medidas antropométricas se conocen las dimensiones de los eslabones a_2 , a_4 , b_1 , b_4 , c_1 y c_4 , para calcular las longitudes de los eslabones restantes es necesario hacer síntesis cinemática de dimensión, utilizando las ecuaciones (1), (2) y (3) del apartado anterior, y los ángulos de entrada y salida para cada mecanismo.

De manera gráfica y con ayuda de *AutoCAD* se simuló la flexión del dedo, de donde se obtuvieron los ángulos de entrada cuando el dedo estaba extendido y, los ángulos de salida cuando el dedo estaba completamente flexionado. Estos ángulos se propusieron de tal forma que cumplieran con la trayectoria del movimiento del dedo y además, que los eslabones encontrados no sobrepasaran la altura a_4 del dedo.

Tomando como base los resultados obtenidos para el dedo índice se determinaron los ángulos para los demás dedos. Una característica de los dedos del prototipo es que tienen un factor que relaciona sus ángulos de entrada y los de salida. En la tabla 4.2 se muestra la relación encontrada con síntesis grafica de los ángulos de entrada y salida.

Tabla 4.2. Relación de ángulos de entrada y salida

Relación entre ángulos	Factor (grados)
$\theta_{6e} - \theta_{6s}$	99
$\theta_{8e} - \theta_{8s}$	62
$\theta_{10e} - \theta_{10s}$	37
$\theta_{12e} - \theta_{12s}$	55

Los ángulos de entrada y de salida del mecanismo se muestran en la figura 4.14.

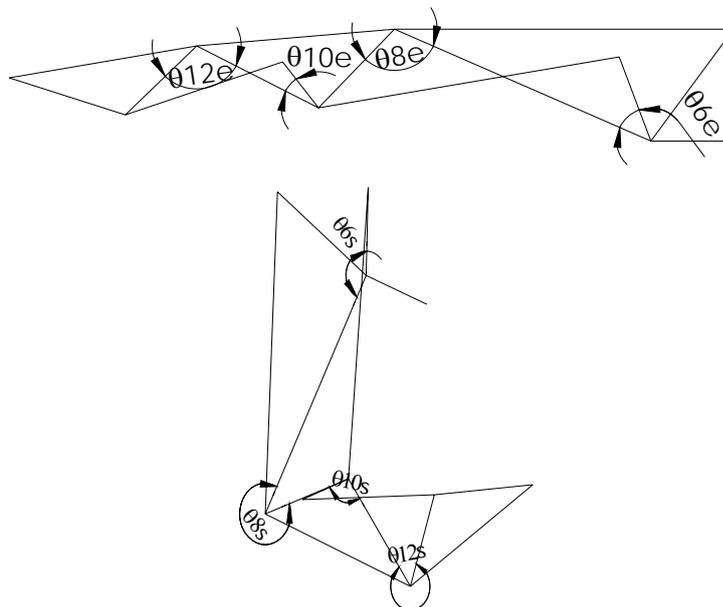


Figura 4.14 Ángulos de entrada y salida del mecanismo

Una vez obtenidos los ángulos de entrada y salida, para realizar la síntesis de mecanismos de una manera rápida y sencilla, se programaron en lenguaje C las ecuaciones que regían el movimiento de los mecanismos (manivela-corredera, mecanismo de cuatro barras). Sólo se hicieron dos programas, uno para manivela-corredera y otro para los mecanismos de cuatro barras. El código fuente de los dos programas se muestra en el Apéndice C.

El programa resuelve los sistemas de ecuaciones para las dos posiciones extremas de cada uno de los mecanismos. En la tabla 4.3 se muestran los resultados obtenidos para el dedo índice, las columnas sombreadas son los valores que se obtuvieron con el programa. La figura 4.15 muestra el mecanismo de seis barras del dedo índice con las dimensiones que se calcularon utilizando el programa.

Siguiendo este procedimiento, se calcularon las dimensiones de los mecanismos para todos los dedos incluyendo las falanges distal y proximal del dedo pulgar, estos valores se muestran en las tablas 4.4 y 4.5.

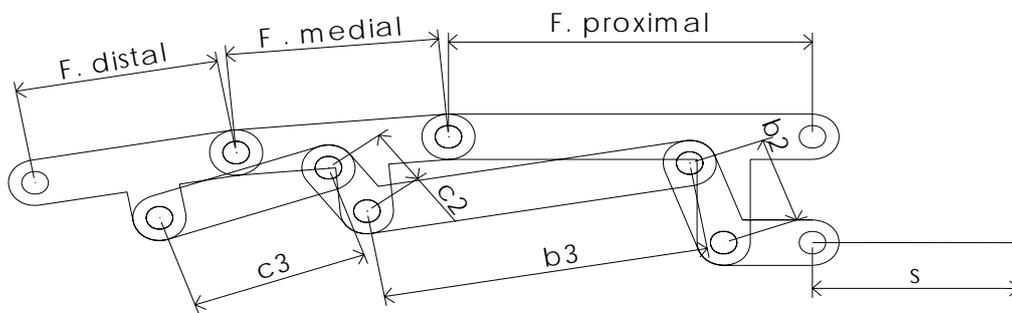


Figura 4.15 Dedo índice TBM

Tabla 4.3 Dimensiones de los mecanismos del dedo índice

DEDO	a3	a4	s	b1	b2	b3	b4	c1	c2	c3	c4	θ_{6e}	θ_{6s}	θ_{8e}	θ_{8s}	θ_{10e}	θ_{10s}	θ_{12e}	θ_{12s}
índice	10	14	23.2	34	11.2	37	13.5	16.6	7.2	20.1	12.2	134	35	251	313	155	118	253	308

Con los resultados obtenidos se simuló cada uno de los dedos en *Working Model*, la simulación permitió comprobar si las dimensiones obtenidas de los mecanismos eran correctas y visualizar como se flexionaba el dedo. En la figura 4.16 se muestra la imagen de la simulación del dedo índice utilizando *Working Model 2D*.

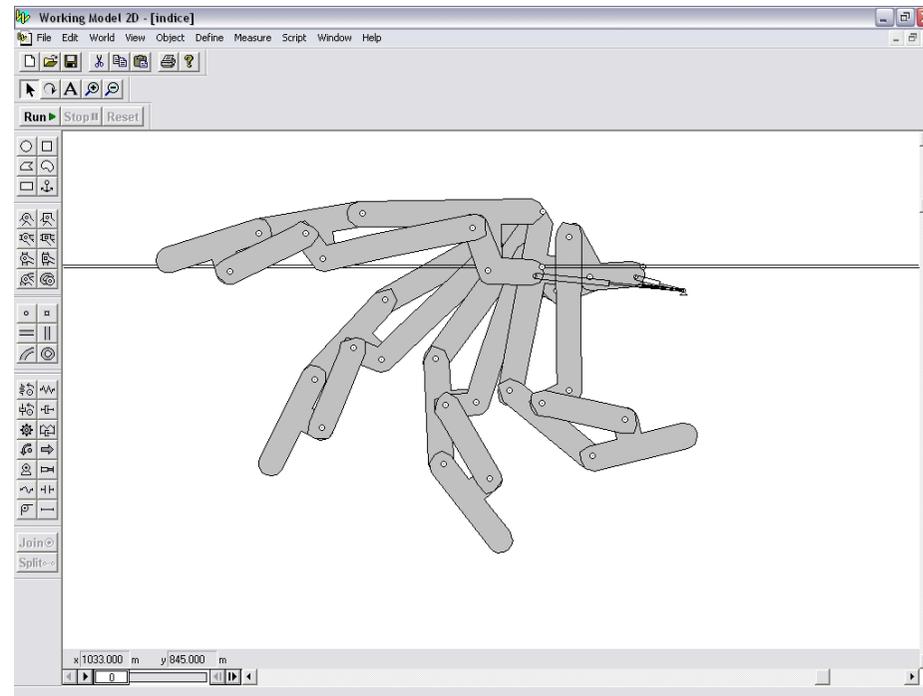


Figura 4.16 Simulación del dedo índice en *Working Model 2D* con la forma del mecanismo de Toronto

Finalmente en la tabla 4.4 se muestran las dimensiones de todos los mecanismos de los dedos del prototipo, así como las medidas que se utilizaron para los dedos (ver diseño de los dedos).

Tabla 4.4 Dimensiones de los mecanismos de los dedos

MECANISMO														b	d	a	c	b'	d'	a'	c'
DEDO	a3	a4	s	b1	b2	b3	b4	a4'	c1	c2	c3	c4	θ6e	θ6s	θ8e	θ8s	θ10e	θ10s	θ12e	θ12s	
índice	10	14	23.17	34	11.2	36.98	13.45	9.0	16.64	7.2	20.1	12.21	134	35	251	313	155	118	253	308	
medio	10	14	23.17	38.63	11.2	41.7	15.62	12.0	20	9.6	21.6	13.45	134	35	256	318	155	118	264	319	
anular	10	13	22.54	35.47	10.4	38.8	13.45	9.0	17.49	7.2	21.25	13.45	134	35	248	310	155	118	258	313	
meñique	10	11	20.95	26.4	8.8	31	12.81	8.0	12.81	6.4	17.19	11.66	134	35	248	310	155	118	255	310	
pulgar	10	15	23.6	28.3	12	30.67	18.03						136	37	281	343					

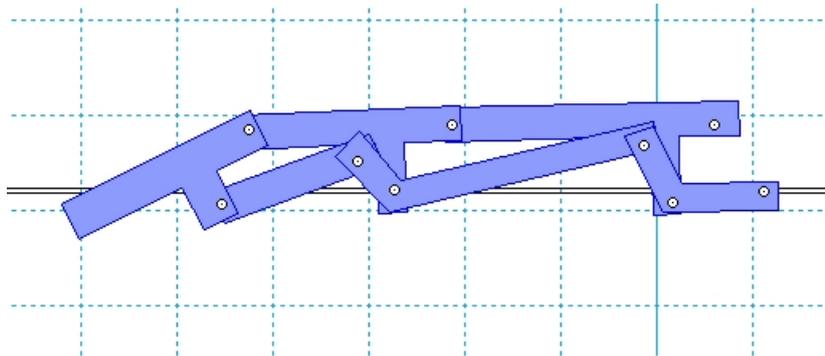
Tabla 4.5 Medidas de los dedos del prototipo

DEDOS	Largo			Alto			Ancho				
	proximal	medial	distal	proximal	medial	distal	proximal externa	medio unión	distal cuerpo	unión	cuerpo
índice	47.0	30.0	29.0	20.0	15.0	13.0	22.0	18.0	21.0	17.0	20.0
medio	52.0	32.0	32.0	20.0	18.0	15.0	22.0	18.0	21.0	17.0	20.0
anular	49.0	31.0	30.0	19.0	15.0	15.0	21.0	17.0	20.0	16.0	19.0
meñique	40.0	26.0	26.0	17.0	14.0	12.0	19.0	15.0	18.0	14.0	17.0
pulgar	47.0		40.0	21.0	-	18.0	25.0	21.0	24.0	20.0	23.0

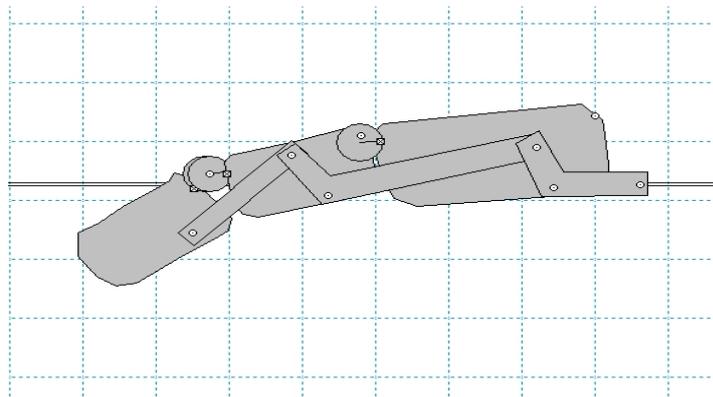
ANCHO DE LOS DEDOS POR FALANGE													
DEDO	PROXIMAL			MEDIAL					DISTAL				
	ancho			cuerpo	hueco	entrada perno	perno	ancho oreja	cuerpo	hueco	entrada perno	perno	ancho oreja
índice	22	16	18	21	15	17	18	15.9	20	14	16	17	14.9
medio	22.3	16.3	18.3	21.3	15.3	17.3	18.3	16.2	20.3	14.3	16.3	17.3	15.2
anular	21.0	15	17	20	14	16	17	14.9	19	13	15	16	13.9
meñique	19.0	13	15	18	12	14	15	12.9	17	11	13	14	11.9
pulgar	25.0	19	21	24	18	20	21	18.9	23	17	19	20	17.9

DISEÑO DE LA CARCASA

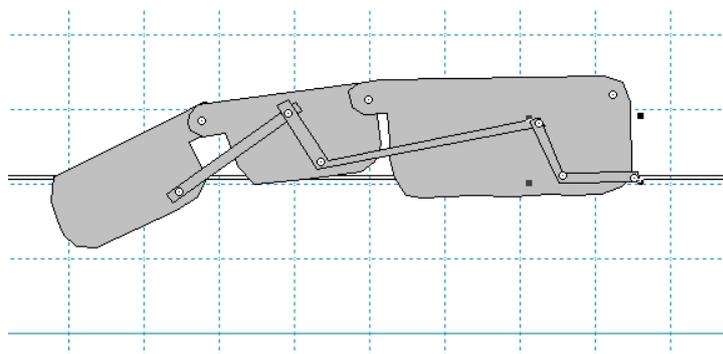
En el proceso de diseño de los dedos se consideró como una condición necesaria a cumplir conservar la forma natural de la mano, por lo que se buscaron varios diseños para cumplir con lo estipulado. Se modificó la geometría de los seis eslabones de los mecanismos para generar dedos con forma más natural que los que se tenían con la forma TBM. Este primer proceso de diseño se simuló en *Working Model (W.M.)*, ver figura 4.17.



Configuración original

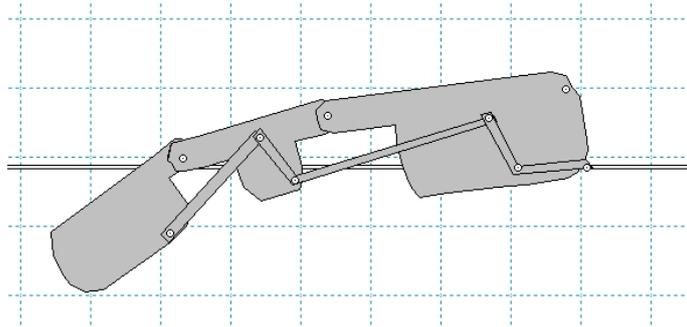


Diseño 1

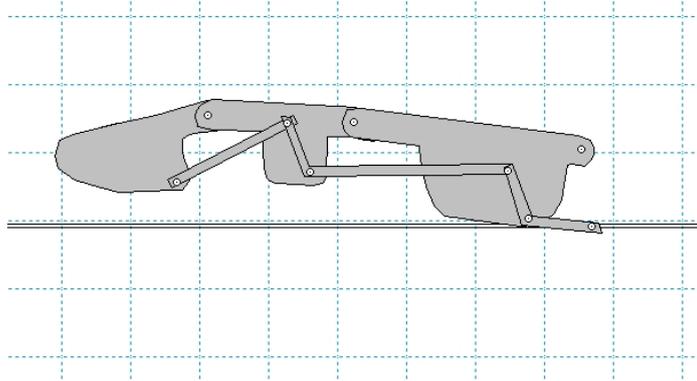


Diseño 2

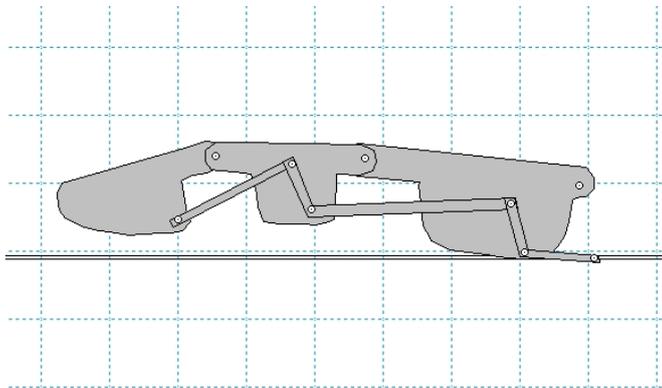
Figura 4.17 Proceso de diseño utilizando el paquete *Working Model*



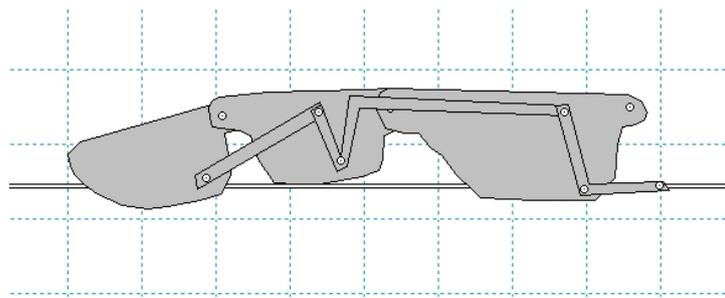
Diseño 3



Diseño 4

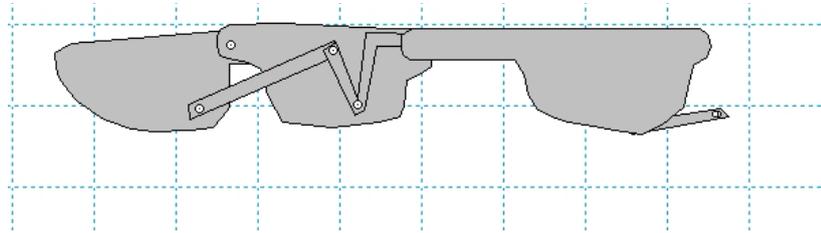


Diseño 5

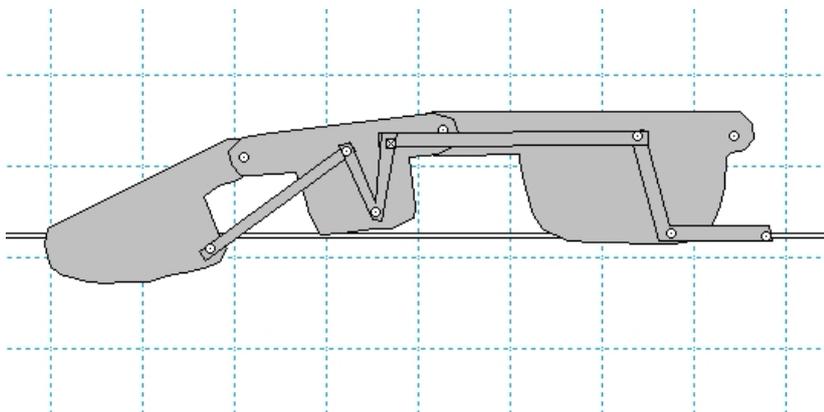


Diseño 6

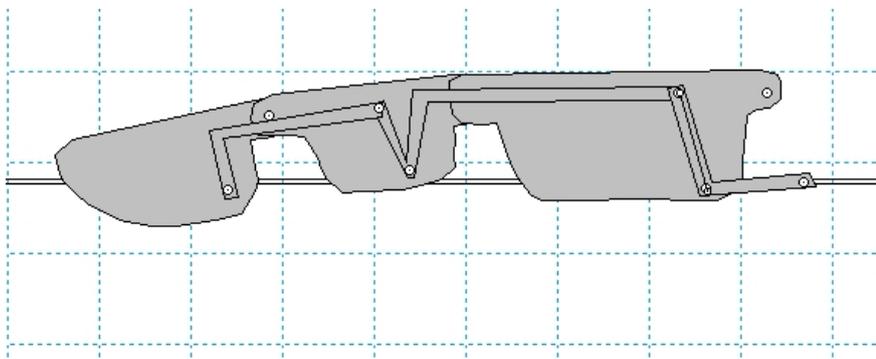
Figura 4.17 Continuación, proceso de diseño utilizando el paquete *W. M.*



Diseño 7



Diseño 8



Diseño 9

Figura 4.17 Continuación, proceso de diseño utilizando el paquete *W. M.*

Partiendo del diseño número nueve, se hizo una simulación del movimiento en *Working Model2D* para verificar que no existieran errores. En la simulación, el dedo se caracterizó con los parámetros del material del que iba a ser fabricado (aluminio), se ancló tal cual si estuviera sujeto a la palma y se halló que para un torque a la entrada de la corredera de 8 Nm , el dedo era capaz de sostener un objeto de 1 kg de fuerza (en la figura 4.18 se aprecia que el dedo no

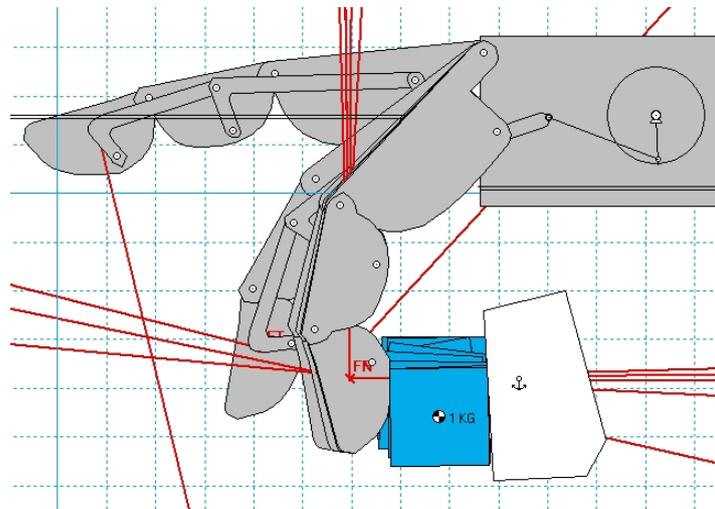


Figura 4.18 Simulación del dedo sujetando un objeto de 1kg de peso

deja caer el objeto), por lo que el siguiente paso fue diseñar el prototipo en 3D para su fabricación.

En el diseño del prototipo en 3D, se empleó como herramienta fundamental el programa de *CAD Solid Edge V18 (S.E.)*.

En esta etapa del proceso de diseño, lo primero que se definió fue la forma final del mecanismo, ya que en el diseño 9, del modelo en 2D hecho en *W.M.*, el mecanismo mostrado aún tiene deficiencias importantes, tal es el caso de la complejidad para su manufactura, y como las especificaciones marcan que el modelo debe ser de fácil manufactura, fue necesario rediseñar el mecanismo. El eslabón que une la falange proximal con la medial fue modificado para cumplir con los requerimientos de manufactura, ver figura 4.19.

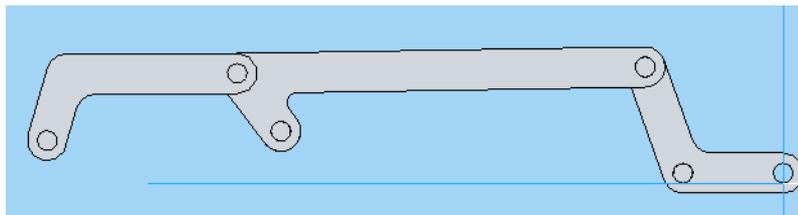


Figura 4.19 Diseño final del mecanismo

Del mismo modo y siguiendo el modelo propuesto en el diseño 9, la forma de lo que se denominó como carcasa del dedo a sabiendas que también es parte del mecanismo, se diseñó tratando de igualar los dedos.

Para el diseño de la carcasa se utilizaron las medidas antropométricas, descritas en el apartado 4.1 (ver tabla 4.1), para cada dedo; en el caso de las medidas faltantes necesarias en el diseño, se consideró que la altura del dedo disminuye de falange a falange.

Con estas consideraciones se hizo un primer bosquejo del perfil de los dedos, ver figura 4.20. Se estableció que la forma de unión entre falanges fuera semejante a la utilizada en las cajas de discos compactos, por lo que la parte proximal tiene un perno que sobresale y, en la parte distal de la falange una entrada para el perno. Se consideró que cada falange debía ser

hueca, para que el mecanismo pasara por en medio de ella. La tabla con todas las medidas para los dedos se anexó en el apartado de diseño del mecanismo. En la figura 4.20 se muestran las medidas utilizadas para el dedo índice, este bosquejo se hizo para cada uno de los dedos los cuales están incluidos en el Apéndice D.

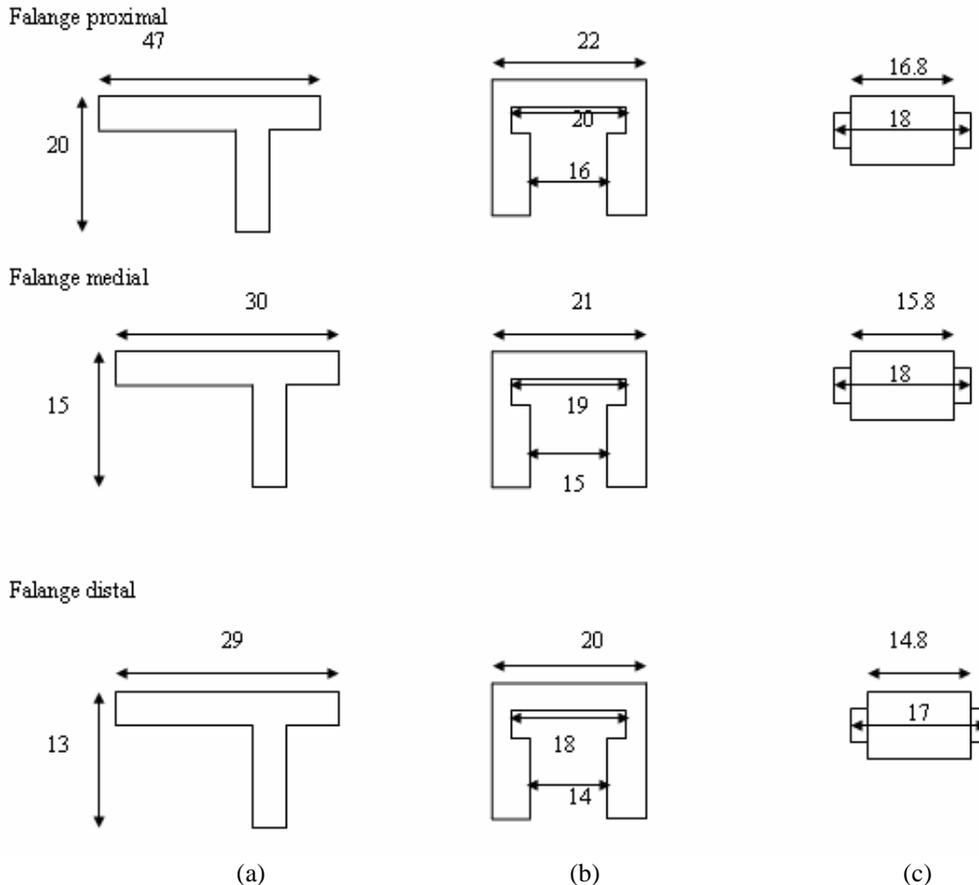


Figura 4.20 Primer bosquejo de las dimensiones de los dedos para las falanges proximal, medial y distal del dedo índice. a) Ancho y largo de los dedos, b) porción distal de la falange, c) porción proximal de la falange

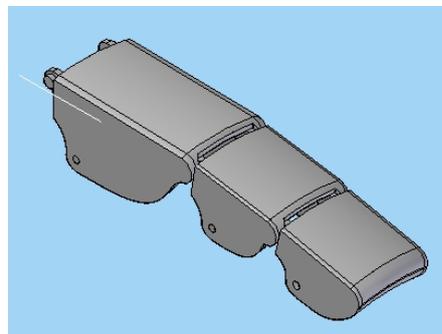
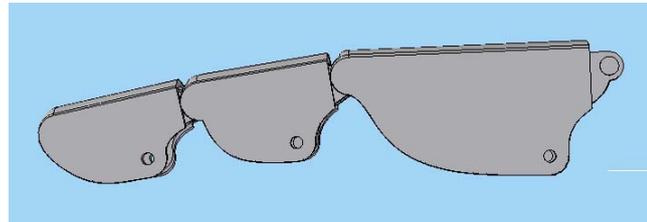
Los valores mostrados en la figura 4.20 son los establecidos en la tabla 4.5.

Teniendo los parámetros de diseño propios para cada dedo se hizo un primer diseño del dedo, esta primera aproximación fue hecha siguiendo solamente el perfil del dedo, se simuló su movimiento para verificar que no hubiera colisiones entre partes, además se fabricó un modelo funcional en la máquina de prototipos rápidos para tener una primera aproximación de lo que serían todos los dedos.

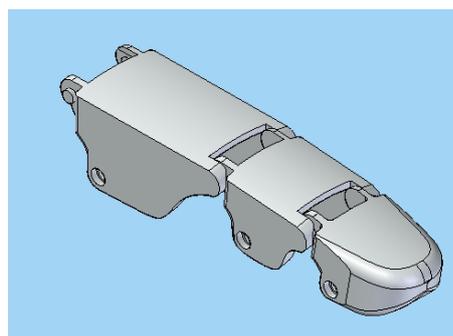
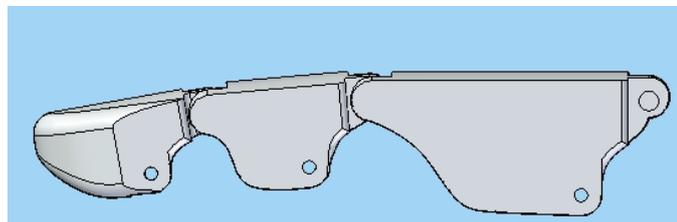
De la fabricación del modelo del primer dedo, se concluyó que no cumplía con la forma deseada del dedo porque quedaba muy cuadrado, por ello aunque se mejoraba en diseño al prototipo TBM, se hizo otro diseño.

El segundo diseño se basó en el primero, pero se redondearon los perfiles y lo que sería la yema de los dedos se rediseñó por completo, para que tuviera un aspecto más natural, ver figura 4.21.

Con el segundo diseño se cubrió la especificación de diseño antropomórfico, manteniendo aspecto y movilidad natural del dedo. El dedo modificado sigue teniendo seis eslabones, tres componen las falanges: proximal, medial y distal; las otras tres piezas son eslabones que quedan dentro de las falanges. Como se puede observar de la figura 4.22, el segundo diseño marcado como inciso *b* tiene grandes ventajas sobre el primero.



(a)



(b)

Figura 4.22 Forma de la carcasa del dedo. a) Primer diseño, b) diseño final

En el diseño final de los dedos, primero se diseñó el dedo índice, para después repetir el proceso de diseño en los demás dedos, en la figura 4.23 se muestra el diseño final del dedo índice.

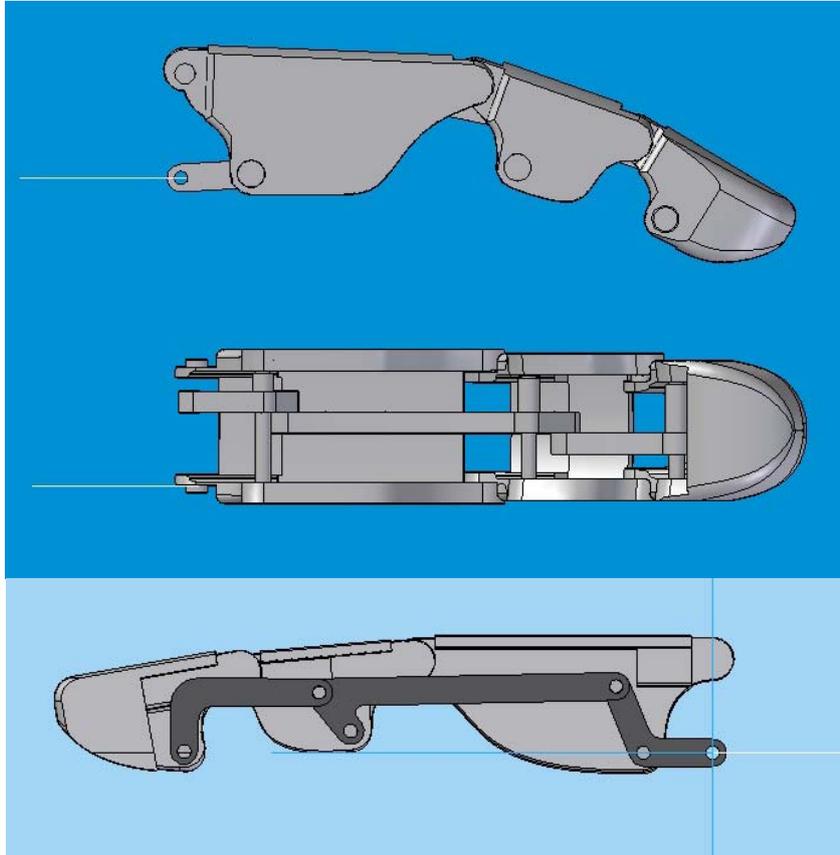


Figura 4.23 Dedo índice modificado, diseño final

Para cada dedo se utilizaron las medidas propias de los mismos y el proceso de dibujo se realizó de la misma manera en cada uno de ellos, sin embargo no existe una estandarización del método, ya que cada dedo se calcula de manera diferente. En esta etapa se obtuvieron los diseños para los dedos índice, medio, anular, meñique y las falanges medial y distal del dedo pulgar, como se muestra en la siguiente figura 4.24. En el Apéndice D se incluyen los planos del dedo anular, y se anexan las tablas con las medidas necesarias para rediseñar cada dedo.

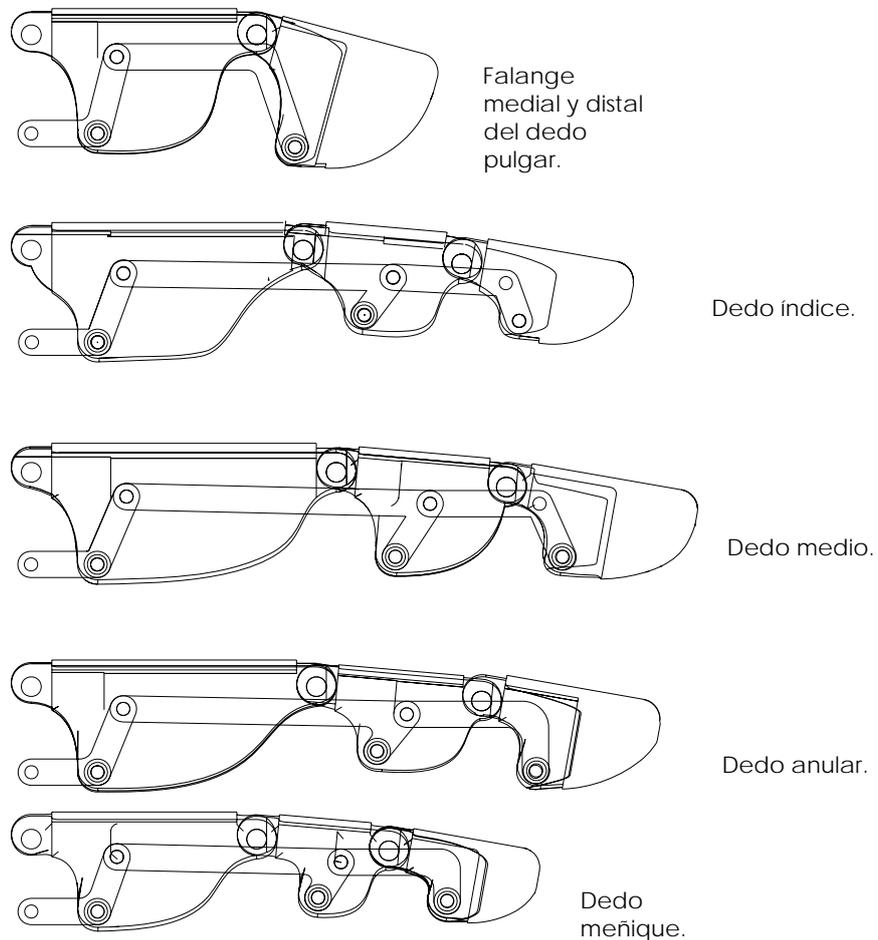


Fig. 4.24 Dedos del prototipo

Dedo pulgar

El dedo pulgar está compuesto por dos falanges y un metacarpiano (ver capítulo 2), en el proceso de diseño anterior no se estimó la longitud del metacarpiano del pulgar, puesto que no se considera para el mecanismo de flexión, sin embargo sin el metacarpiano es imposible hacer que el dedo pulgar tenga rotación, por lo que la longitud del metacarpiano se calculó por medio de la serie de Fibonacci (ver sección 4.1) utilizando las longitudes de la falange distal y medial del dedo.

Fue necesario darle al pulgar una forma preestablecida simulando la abducción para que pudiera rotar sin chocar con los demás dedos. Cabe mencionar que el pulgar del prototipo flexiona de manera pasiva y rota activamente, ver figura 4.25.

Como se mencionó anteriormente, la corredera del pulgar tuvo que ser modificada para poder realizar la flexión de manera pasiva, ver figura 4.26.



Figura 4.25 Dedo pulgar del prototipo

La flexión se hace por medio de un mecanismo de trinquete donde la corredera está diseñada para tres posiciones. El resorte utilizado para el mecanismo se muestra en la figura 4.27. En la figura 4.21 se muestra el sistema de transmisión del dedo pulgar.

Los planos de dedo pulgar se anexan en el Apéndice D.



Figura 4.26 Eslabón modificado

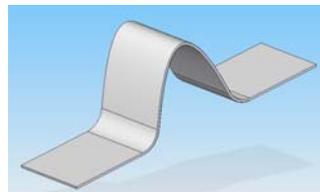


Figura 4.27 Resorte del pulgar

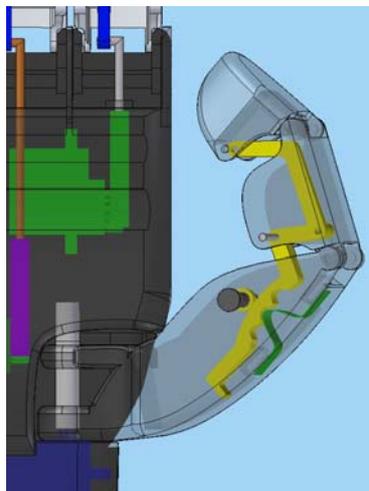


Figura 4.28 Sistema de transmisión del dedo pulgar.

Elementos de unión

En el desarrollo del mecanismo y los dedos, también fue necesario diseñar los elementos de unión entre el mecanismo y la carcasa del dedo, a estos elementos de unión se les denominó pernos. Se diseñaron tres tipos de pernos: el perno para unir el mecanismo, el perno para unir el mecanismo con la carcasa y el perno para unir las correderas a las cremalleras.

Se diseñaron 15 pernos, uno para cada articulación, el material del que se fabricaron fue de aluminio y su función principal es separar el mecanismo de la carcasa para evitar choques o fricciones al unir el mecanismo con la carcasa. Tomando todo esto en cuenta el perno está diseñado para ser torneado y tener un seguro truack, para evitar deslizamientos del mecanismo, ver figura 4.29.

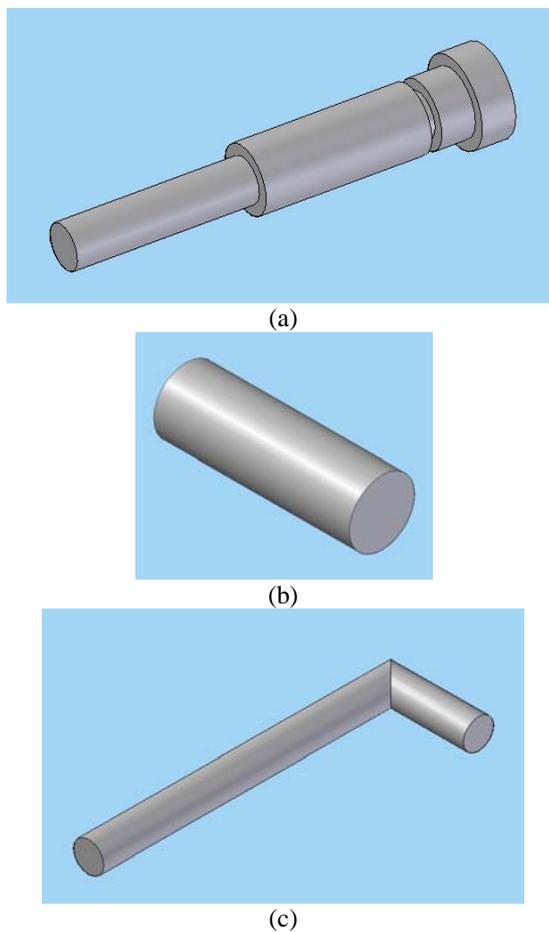


Figura 4.29 Pernos del dedo. a) Perno mecanismo-carcasa, b) perno intermecanismo. c) perno corredera-cremallera

4.3 DISEÑO DE LA PALMA

Para el diseño de la palma, primero se analizaron los elementos por medio de los cuales se iban a mover los dedos, estos elementos se seleccionaron en el capítulo 3. Se determinó que el motor que impulsaría al movimiento sería un servomotor, y que los elementos de transmisión serían el piñón y la cremallera. Por lo que el diseño de la palma depende de los actuadores y de los mecanismos de transmisión y con base en ellos se hizo una configuración para la palma.

Elementos de transmisión

Dentro de los elementos de transmisión del prototipo tenemos a los mecanismos de los dedos anteriormente citados y, al mecanismo piñón-cremallera utilizado para convertir el movimiento rotacional del motor en un movimiento de desplazamiento lineal para jalar el eslabón de la corredera. Para calcular el tipo de piñón y cremallera a usar se hizo lo siguiente:

Se determinó que el factor de servicio para los engranes fuera igual 1.0, lo que equivale a condiciones de operación moderadas, debido a que es un prototipo y no va a estar funcionando más de diez horas al día.

Se calculó la potencia de diseño mediante la fórmula:

$$Pot. \text{ Diseño} = \text{Carga aplicada} \times \text{factor de servicio}$$

donde la carga aplicada es la potencia del motor, los datos del motor se muestran en la tabla 4.6.

- La potencia del motor es:

$$P = 0.7 \text{ W} = 0.009 \text{ Hp}$$

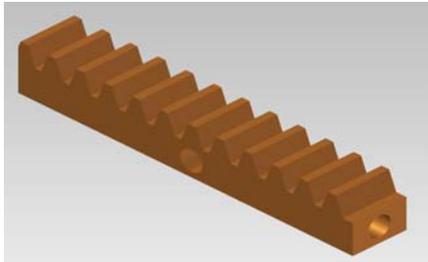
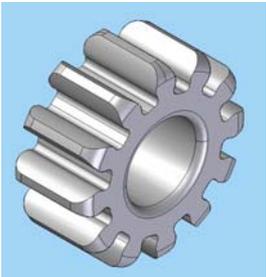
- El par de torsión del motor:

$$T = 4.25 \text{ Ncm} = 0.376 \text{ lbin}$$

Ambas medidas, tanto par de torsión como potencia del motor, son muy pequeñas y en las tablas del catálogo no existen referencias para estas medidas, por lo que eligió un engrane con una capacidad de potencia mayor.

El ángulo de presión del engrane es de 20° , y las características de los engranes seleccionados se muestran en la tabla 4.5. Se consultaron las páginas, 1A, 1B, 27, 35, 37 y 46 del catálogo de la empresa *Boston Gear* [36], en las cuales se indica el proceso de selección de los engranes.

Tabla 4.5 Características del arreglo piñón-cremallera

Elemento	Característica	
<p style="text-align: center;">CREMALLERA</p> 	Paso diametral	32
	Ancho de cara	0.188''
	Espesor general	0.188''
	Línea de paso para el retorno	0.156
	Longitud nominal (<i>feet</i>)	2
	Número de catálogo	Y32-2
	Número de parte	12704
<p style="text-align: center;">PIÑÓN</p> 	Número de dientes	12
	Diámetro de Paso	0.375
	Diámetro del eje	0.1562
	Diámetro ext. del cubo	0.28
	Largo del cubo (mamelón)	0.31
	Material	nylon
	Número de catálogo	YP3213
Número de parte	53982	
Paso diametral	32	

La cremallera es de bronce y el piñón es nylon. En la figura 4.30 se muestra el arreglo compuesto por el motor, el piñón y la cremallera. Como ya se mencionó en el apartado anterior, se utilizaron otros elementos de transmisión para unir los eslabones de los mecanismos con la cremallera, estos elementos de transmisión fueron pernos de acero, ver figura 4.30.

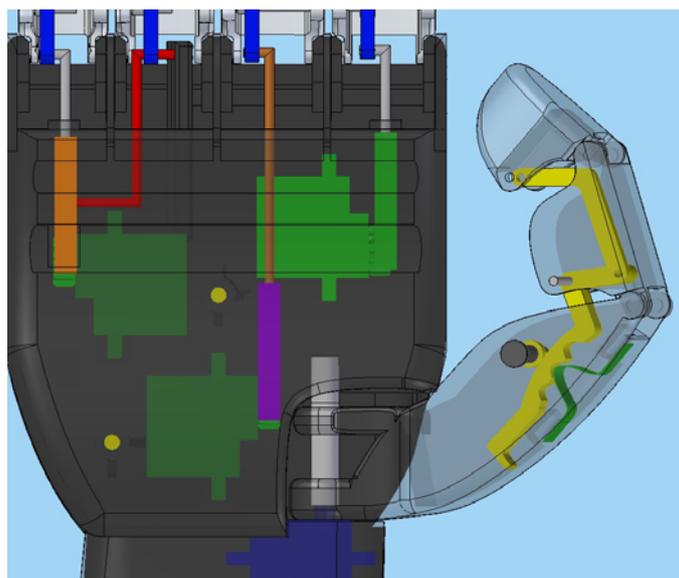


Figura 4.30 Sistema de transmisión del prototipo

Actuadores

Para generar los movimientos del prototipo se eligió utilizar servomotores de aeromodelismo, debido a las ventajas de peso y tamaño que estos ofrecen.

Se seleccionaron cuatro servomotores *CS-5* de *Hobbico* para actuar los dedos del prototipo, sin embargo no se utilizaron como tales, ya que se les hicieron modificaciones para que se adecuara al sistema de transmisión, puesto que con el rango de operación del servomotor que es de aproximadamente 180° no se logró realizar la flexión total de los dedos. Las modificaciones consistieron en quitar el control de posición del servo para aumentar el rango de operación del motor y utilizarlo como un motor de rotación continua.

El arreglo del actuador con la transmisión mostrado en la figura 4.31, consiste en lo siguiente: a la flecha del motor se conecta el piñón, que a su vez jala la cremallera; la cremallera está conectada con el eslabón del mecanismo corredera, al momento de deslizar la cremallera el dedo se flexiona o se extiende; para flexionarse completamente debe avanzar una distancia s , que es la carrera necesaria para girar 90° la falange proximal (ver tabla 4.6). Aunque no se utilizó el control de posición del servomotor, sí se usaron el sistema reductor de engranes, la carcasa y el motor.

Tabla 4.6 Características del motor modificado

Alimentación	4.8	6	V
Velocidad	200	180	Rpm
Torque de salida	4.25	4.5	Ncm
Peso	9.5		g

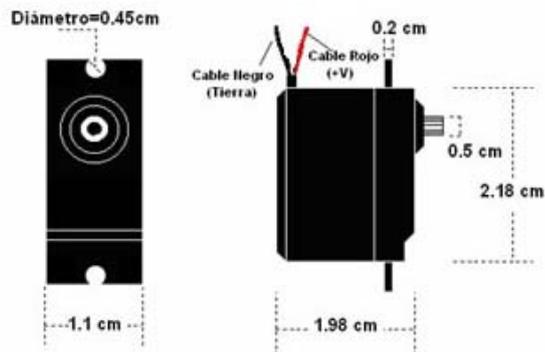


Figura 4.31 Motor modificado

Dibujo de la palma

La palma del prototipo está formada por dos piezas, dorso y palma. El diseño se hizo pensando en como ubicar los actuadores y los elementos de transmisión de la manera más sencilla, sin embargo es necesario resaltar que el objetivo de la palma es dar soporte para probar que los dedos y los elementos de transmisión son los más adecuados para emular el movimiento de la mano.

Tanto el dorso como la palma del prototipo tienen canales en su interior para fijar los dispositivos de transmisión y de actuación, con la finalidad de asegurar su correcto funcionamiento. En la figura 4.32 se muestra el dorso y la palma.

En conjunto la palma funciona como el sistema de sujeción del prototipo. Debe ser resistente a pequeños impactos, y además ligera. En el siguiente capítulo se discutirá el proceso de manufactura y el material a utilizar para las piezas del prototipo. Los planos de la palma y el dorso se encuentran en el apéndice D.

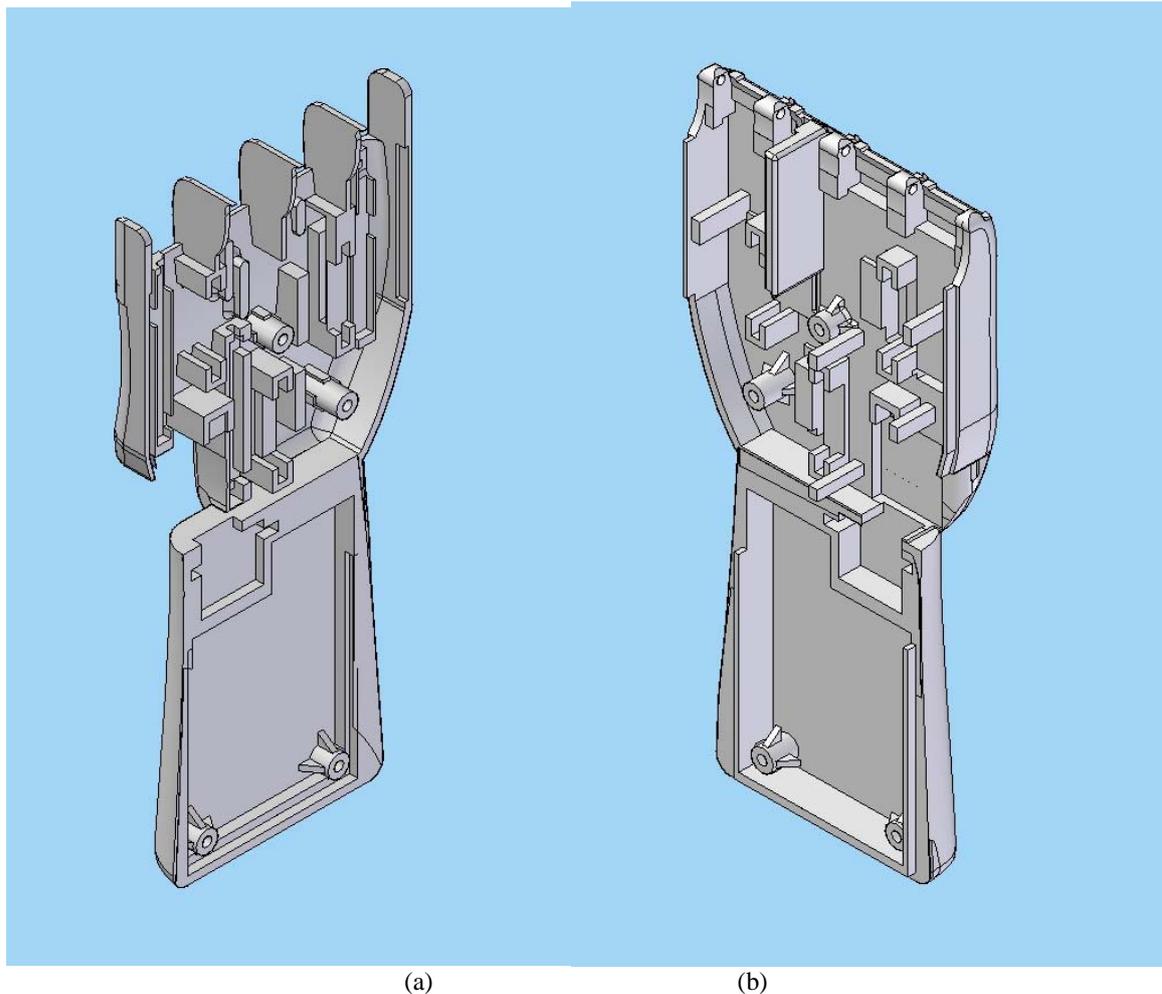


Figura 4.32 Dorso y palma del prototipo. a) Dorso, b) palma

Reunidos todos los elementos que conforman el prototipo, se hizo el ensamble en el programa de dibujo y se simuló su movimiento. En la figura 4.33 se muestra una imagen en 3D del prototipo terminado.

En las simulaciones con ayuda del programa se verificó que el prototipo sí realizaba las prensiones para las que estaba diseñado. Se simularon los movimientos para prensión en pinza

fina, con la punta de los dedos y presión en gancho. Las simulaciones del diseño se muestran en la figura 4.34.

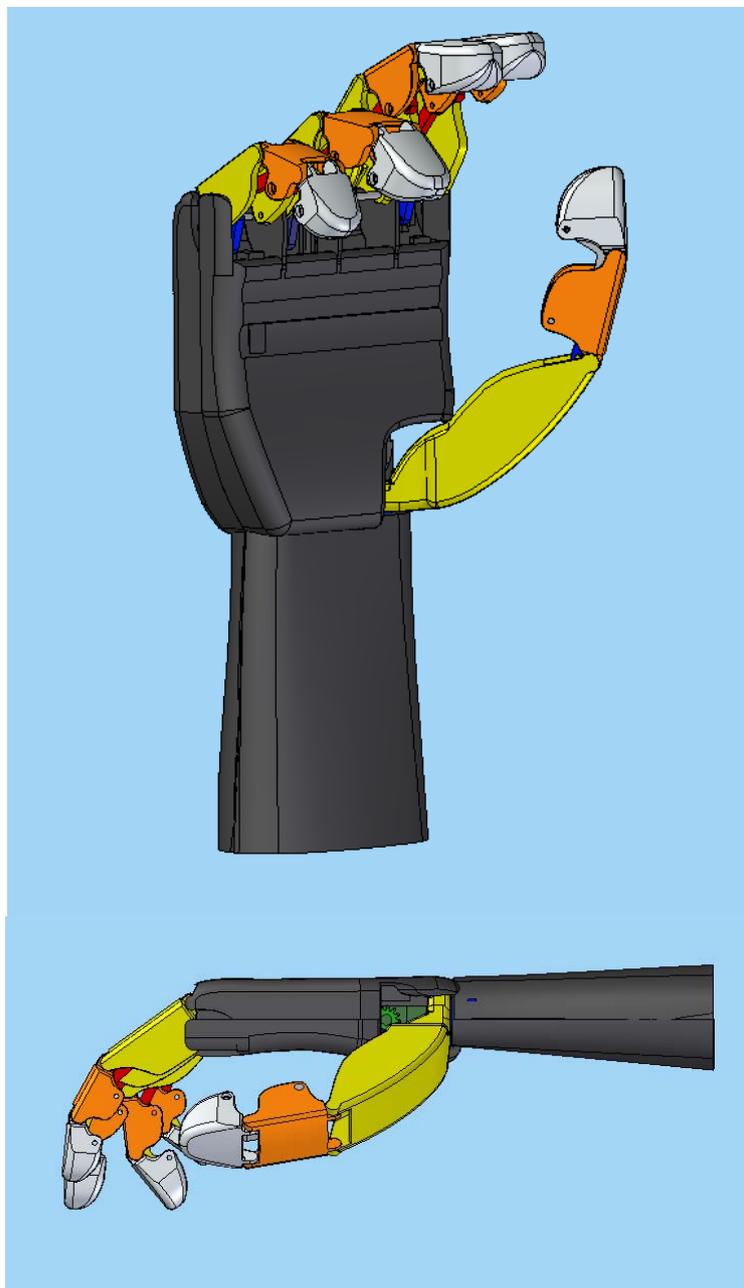
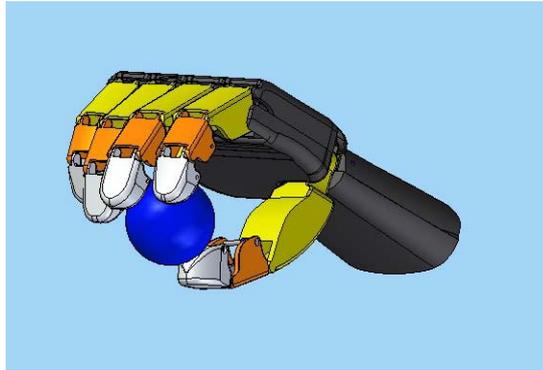
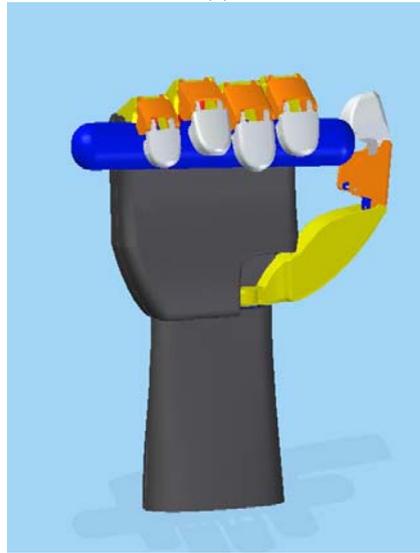


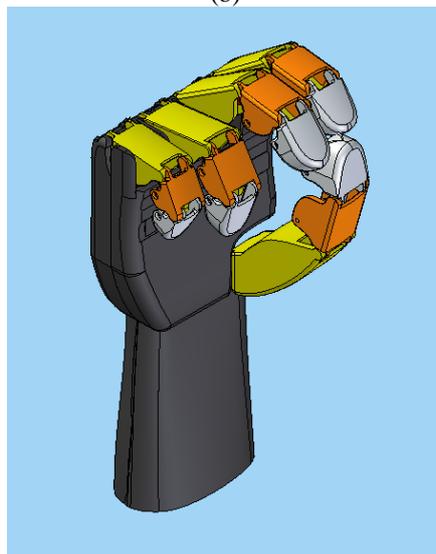
Figura 4.33 Diseño final del prototipo



(a)



(b)

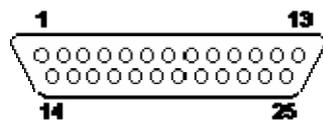


(c)

Figura 4.34 Simulación de prensiones. a) prensión en punta con los dedos, b) prensión en gancho, c) prensión en punta fina

4.4 SISTEMA ELECTRÓNICO

El objetivo del sistema electrónico es el de enviar las señales a los actuadores para hacer funcionar al prototipo. Para realizar el sistema electrónico de este prototipo se utilizó el software *Visual Basic v.6.0* y una tarjeta de pruebas que contiene un circuito con un puente H (L293D) para cada uno de los motores de corriente directa (cd) que actúan al prototipo. El circuito tiene una interfaz que se conecta al puerto paralelo de la computadora, los bits de datos salen del puerto paralelo desde el pin 2 hasta el 9, ver figura 4.35.



DB25 PIN Macho al Computador.

Señal	Pin	Pin	Señal
Data Bit 0	2	15	Error
Data Bit 1	3	13	Select
Data Bit 2	4	12	Paper Out
Data Bit 3	5	10	Acknowledge
Data Bit 4	6	11	BusyLoopback

Figura 4.35 Puerto paralelo de la computadora

Se programaron los motores en *Visual Basic* para que pudieran posicionarse en distintos ángulos, para ello se les mandó un número de impulsos regulados por un reloj y un contador, para hacer que los motores se movieran de forma similar a un motor a pasos.

De esta manera los piñones que se encuentran acoplados en las flechas de los motores giran poco a poco deslizando la cremallera en una dirección para flexionar los dedos y en sentido contrario para extenderlos. La combinación de número de impulsos en los motores de los dedos proporcionan las diferentes prensiones que puede realizar el prototipo.

Debido a que los motores ya no son servos no se puede conocer la posición ni la velocidad a cada instante de los mismos. En la figura 4.36 se muestra la tarjeta de pruebas del prototipo.

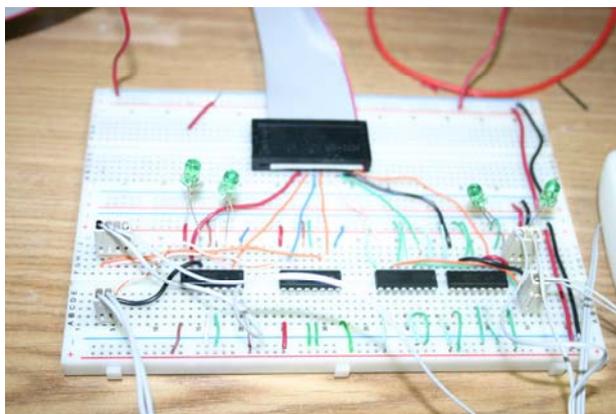


Figura 4.36 tarjeta de pruebas del prototipo

El programa consta de las siguientes partes: tres formas, un módulo y un módulo de clase.

1. Una forma corresponde a un menú con dos opciones:
 - a) Permitir mover los dedos independientemente
 - b) Abrir y cerrar la mano
2. Las otras dos formas corresponden a la opción *a* y *b* del menú, respectivamente.
3. En el módulo se declararon todas las variables y funciones que utilizan las formas.
4. En el módulo clase se definió un objeto que controla los bits de salida, con sus respectivos métodos (función que sólo puede usar un objeto).

Descripción del programa

Se tiene un menú principal con dos opciones descritas anteriormente (ver figura 4.37). Si se selecciona la primera opción (figura 4.38) se debe proporcionar el número de impulsos que se necesitan para mover los motores de cada dedo. Si se selecciona la segunda opción (figura 4.39) el programa automáticamente cierra y abre la mano utilizando el número de impulsos máximos mecánicamente permitidos. La mano del prototipo se encuentra inicialmente abierta, para cerrarla primero se flexionan los dedos: índice, medio, anular y meñique y por último se rota el pulgar, para abrirla se tiene que rotar primero el pulgar y después extender los demás dedos, con la finalidad de evitar que choquen los dedos entre si. El código fuente del programa se anexa en el Apéndice C.

Figura 4.38 Forma 2 a) mover los dedos independientemente

Figura 4.39 Forma 3 b) abrir y cerrar la mano

Diagrama de Flujo

Enseguida se muestra el diagrama de flujo del programa realizado en *Visual Basic*. Las operaciones que puede realizar el programa son flexionar y extender los dedos. EXT = 1, quiere decir que se hizo extensión, FLEX = 1, quiere decir que se hizo flexión.

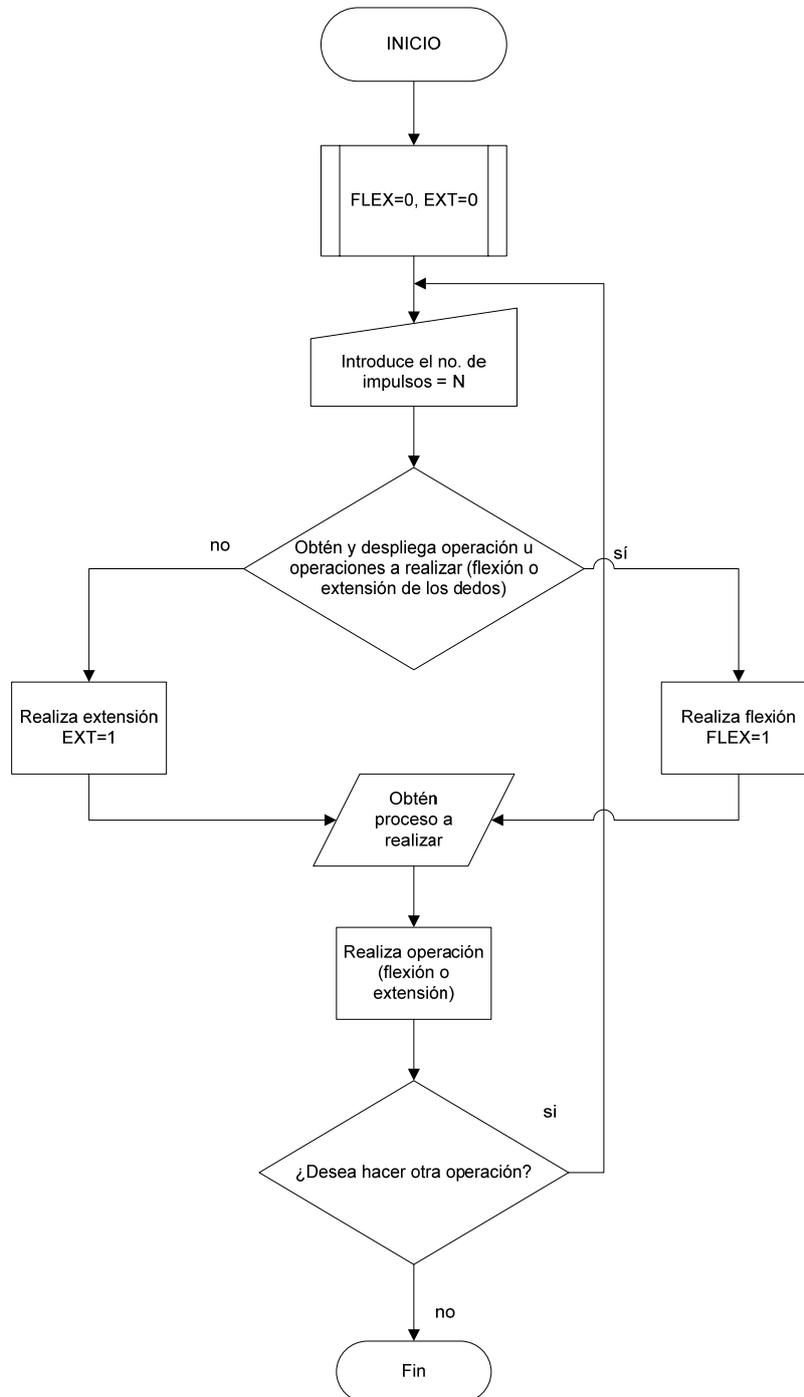


Figura 4.40 Diagrama de Flujo

CAPÍTULO 5. FABRICACIÓN, PRUEBAS Y RESULTADOS DEL PROTOTIPO

5.1 CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

Una vez concluido el diseño de configuración se procedió a la validación del mismo por medio de la fabricación de un prototipo funcional, ésta se dividió en dos áreas principales:

- Impresión en la máquina de prototipos rápidos
- Maquinado de los mecanismos de cuatro barras

Impresión en la máquina de prototipos rápidos

Para la fabricación de la carcasa de los dedos, la palma y el dorso se utilizó la máquina de prototipos rápidos, ya que este proceso de fabricación permite obtener cualquier tipo de pieza en plástico ABS a partir de su diseño digital en *CAD* y tiene resistencia suficiente para hacer pruebas de funcionamiento.

La máquina también llamada impresora tridimensional, utiliza una charola y dos cartuchos para crear los modelos, uno de ellos lo usa como material de soporte para sujetar las piezas y el otro como material de trabajo. Las piezas son orientadas y depositadas en la charola, la cual tiene las siguientes dimensiones 203x203 mm, el tamaño máximo de construcción es de 203x203x305 mm [37].

El material de soporte que utiliza esta máquina es fécula de maíz, el material de trabajo es el polímero ABS. Como se había mencionado en el capítulo 3, el ABS es un material muy usado por sus buenas propiedades mecánicas y por ser fácil de manufacturar. Los modelos de ABS se pueden procesar de muchas formas mediante: termoformado, moldeo por inyección, soplado y extrusión; una vez conformadas las piezas se pueden fresar, taladrar y pintar. Las impresiones de la máquina pueden ser sólidas o huecas, todo depende de los requerimientos del prototipo. Para este prototipo se determinó que el material de soporte fuera hueco, pero las piezas impresas sólidas, para darles mayor resistencia mecánica.

En la fabricación por medio de prototipos rápidos, se tomó en cuenta el sentido de la impresión puesto que si las piezas son muy pequeñas, este parámetro se vuelve fundamental para que no se rompan.



Figura 5.1 Máquina de prototipos rápidos

Para mandar a imprimir en la máquina de prototipos rápidos del programa de *CAD*, es necesario guardar el archivo en formato “*stl*”, de ahí se simula el trabajo de impresión con el program *Catalyst v40*, y este programa se conecta directamente con la máquina para imprimir.

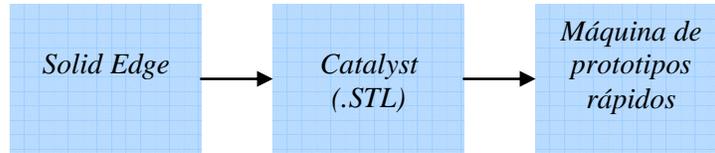
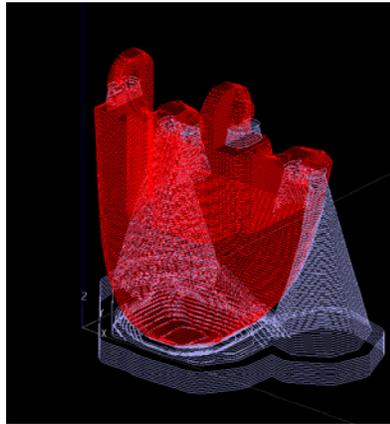
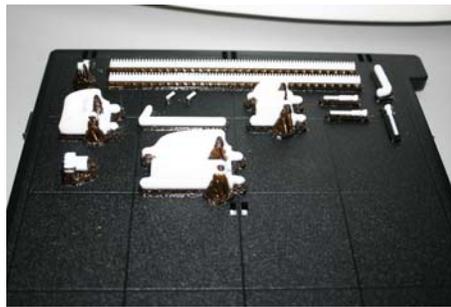


Figura 5.2 Codificación de archivos

Las piezas se manufacturaron en tres rondas, en la primera se imprimieron todos los dedos del prototipo, ver figura 5.3. En la segunda ronda se imprimieron eslabones de los mecanismos, la palma y el dorso, ver figura 5.4. El proceso de impresión tridimensional tardó aproximadamente 72 horas.



(a)



(b)

Figura 5.3 Manufactura de los dedos del prototipo. a) Simulación en *catalyst*, b) charola de impresión

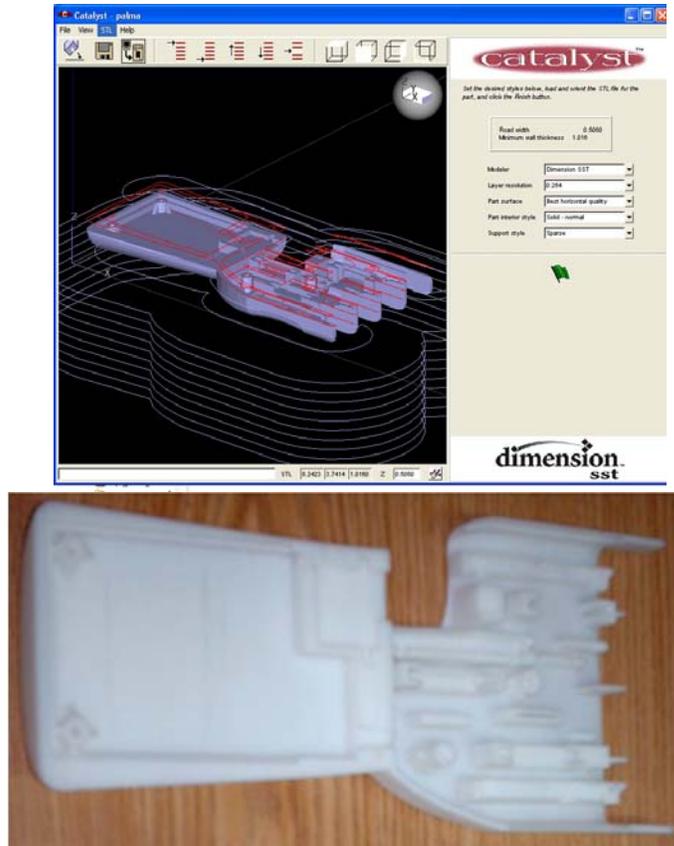


Figura 5.4 Simulación e impresión de la palma

Los eslabones del mecanismo fabricados en ABS, no resistieron las fuerzas que se producían al flexionar y extender los dedos, debido a su tamaño pequeño y a la forma de fabricación, por lo que se rompieron en los barrenos.

Maquinado de los mecanismos de cuatro barras

Los mecanismos fueron fabricados en aluminio, partiendo del modelo en *CAD*, se simuló su fabricación en *Mastercam 9*, y posteriormente se fabricaron en las máquinas de control numérico, ver figura 5.5.

Los eslabones se fabricaron en aluminio, de esta manera aumentó su resistencia y se solucionó el problema. Los eslabones de aluminio se maquinaron en el laboratorio de manufactura avanzada, se utilizó una fresa y una broca de 2 mm de diámetro, el material de trabajo fue solera de 1/8 in. Y se utilizó una fresa de 1/2 in para desmontar las piezas de la solera.



Figura 5.5 Solera de aluminio

En la figura 5.6 se muestra el prototipo abierto, en su interior se encuentran los elementos de actuación y de transmisión.



Figura 5.6 Prototipo construido

5.2 PRUEBAS EN EL PROTOTIPO Y RESULTADOS

Una vez instalados todos los elementos en el prototipo, se hicieron las pruebas con el sistema electrónico. Se conectaron los motores a la tarjeta de pruebas para realizar los diferentes tipos de prensión de la mano. Como se mencionó en el Capítulo 3 los tipos de prensión que puede realizar el prototipo son tres: prensión en gancho, prensión en pinza y prensión en punta gruesa. Para que el prototipo se posicione correctamente fue necesario enviar un determinado número de pulsos a los motores, variando el intervalo del pulso se pueden obtener movimientos más cortos o más largos, es por eso que para cada posición se presenta una tabla en donde se enlistan los parámetros que determinan el movimiento de los motores.

Prensión en gancho

Tabla 5.1 Parámetros de prensión en gancho

PRENSIÓN EN GANCHO		
	No. de impulsos	Intervalo
Motor dedo índice	3	80
Motor dedo medio	3	70
Motor dedo anular	2	100
Motor dedo pulgar	2	200



Figura 5.7 Prensión en gancho

Al realizar prensión en gancho se observa que el mecanismo utilizado en los dedos sí ofrece los movimientos esperados, sin embargo para el caso de la transmisión propuesta en los dedos anular y meñique se puede decir que no son las adecuadas porque las tolerancias de movimiento se ven rebasadas, la holgura y los momentos generados por los dedos son los que ocasionan que los dedos no realicen los movimientos esperados.



Figura 5.8 Transmisión de los dedos anular y meñique

Prensión en punta fina

Tabla 5.2 Parámetros de los motores para la prensión en punta fina

PRENSIÓN EN PUNTA FINA		
	No. de impulsos	Intervalo
Motor dedo índice	1	80
Motor dedo medio	3	70
Motor dedo anular	2	100
Motor dedo pulgar	2	200

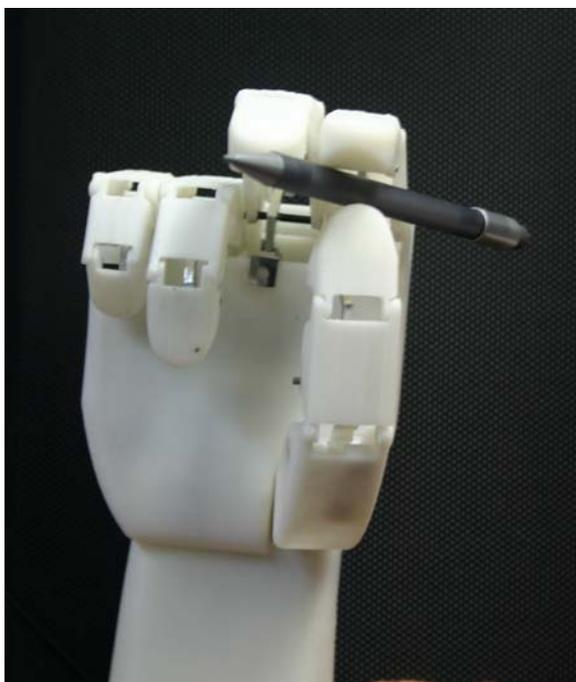


Figura 5.9 Prensión en punta fina

Al realizar este movimiento el prototipo no tuvo ninguna dificultad, sin embargo fue necesario colocar un pequeño resorte por debajo del perno del dedo medio, como se puede observar en la figura 5.9, para que realizara correctamente el movimiento de extensión.

Prensión en punta gruesa

Tabla 5.3 Parámetros de los motores para la prensión en punta gruesa

PRENSIÓN EN PUNTA GRUESA		
	No. de impulsos	Intervalo
Motor dedo índice	3	80
Motor dedo medio	3	70
Motor dedo anular	2	100
Motor dedo pulgar	2	200

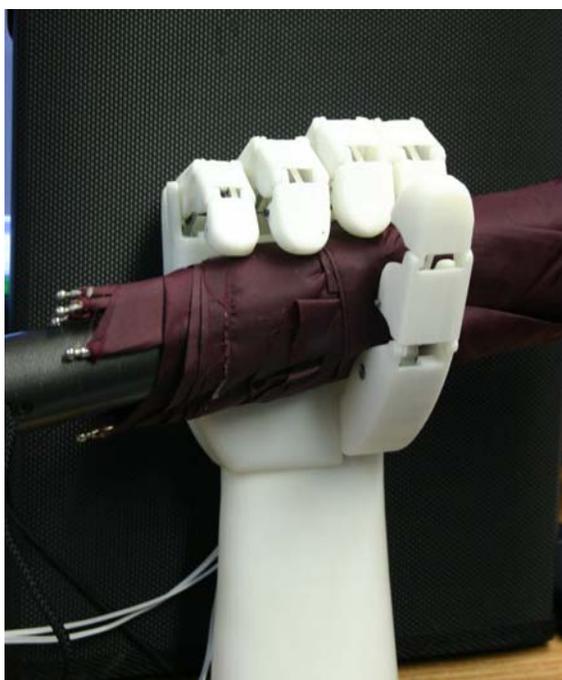


Figura 5.10 Prensión en punta gruesa

Al realizar esta prensión, el sistema de actuación y de transmisión de los dedos del prototipo índice, medio y pulgar funcionaron adecuadamente, sin embargo, al igual que en el movimiento de prensión en gancho, el dedo anular y el meñique no realizaron los movimientos como se esperaba.

Abrir y cerrar la mano

Tabla 5.4 Parámetros de los motores para abrir y cerrar la mano

ABRIR Y CERRAR LA MANO		
	No. de impulsos	Intervalo
Motor dedo índice	3	80
Motor dedo medio	3	70
Motor dedo anular	3	100
Motor dedo pulgar	2	200



Figura 5.11 Cerrar la mano

Para realizar este movimiento los motores utilizaron el número de pulsos máximo mecánicamente permisibles para flexionar y extender los dedos del prototipo. La secuencia para cerrar la mano es flexionar los dedos: índice, medio, anular y meñique y después rotar el pulgar, de manera antagónica para abrir la mano primero se rota el pulgar y después se extienden los demás dedos evitando así que los dedos choquen entre sí.

CONCLUSIONES

Se diseñó un prototipo de prótesis de mano capaz de realizar flexo-extensión de los dedos y rotación del pulgar de manera activa, así como flexión pasiva del pulgar. El prototipo tiene 14 grados de libertad (GDL) y cuatro actuadores.

Con base en los resultados de los diseños propuestos en prototipos anteriores del proyecto de prótesis inteligentes, desarrollado en el CDM, se puede afirmar que los mecanismos aquí propuestos son los más adecuados para flexionar y extender las falanges de los dedos, porque ofrecen las siguientes ventajas con respecto a los prototipos anteriores:

- se evita utilizar motores y chicotes en cada articulación para realizar la flexo-extensión
- con una sola entrada se puede hacer que el dedo se flexione
- ocupan poco espacio
- son de fácil manufactura
- se disminuye el gasto de energía
- se disminuye el costo de fabricación

Cada uno de estos parámetros es una necesidad primaria, y dado que el mecanismo colabora en el cumplimiento de estas necesidades, se concluye que los mecanismos propuestos en esta tesis son los más adecuados.

En el trabajo aquí presentado, no se hizo análisis dinámico para los mecanismos de los dedos porque no se consideró que fuera un factor fundamental para el prototipo en esta etapa de diseño, ya que el objetivo de la presente tesis se centró en plantear una solución para el movimiento de flexo-extensión de los dedos, y el análisis dimensional es suficiente para probar la funcionalidad del mecanismo.

Se propone que el material para el sistema de soporte del prototipo sea aluminio o ABS, ya que ambos materiales proporcionan la resistencia y peso necesarios para cubrir con las especificaciones. El material del que se deben fabricar los mecanismos debe ser aluminio para que soporten los esfuerzos generados en la zona de los barrenos.

El sistema de soporte de este prototipo no se diseñó pensando en un producto, sino en un soporte para fijar los actuadores y probar los mecanismos propuestos para los dedos, Para el producto final será necesario hacer las modificaciones pertinentes, tomando en cuenta el proceso de manufactura con el que se producirá.

El diseño propuesto de los elementos de unión de los mecanismos es adecuado, sin embargo, en el prototipo funcional no se utilizaron debido a que el proceso de fabricación de la carcasa de los dedos no ofreció las tolerancias necesarias para adaptar los pernos.

El perno que une la cremallera con el mecanismo del dedo anular se debe rediseñar tomando en cuenta los momentos generados por la diferencia del peso entre el meñique y el anular y la disposición geométrica.

El mecanismo de trinquete empleado para la flexión pasiva del pulgar resuelve la necesidad, no obstante se propone revisar las propiedades del resorte para mejorarlas.

Podemos concluir que mejorar el proceso de manufactura reduce los errores de ensamble, los cuales afectaron el funcionamiento del prototipo. Estas mejoras se pueden hacer si en el momento de diseñar, se considera la resolución del proceso de manufactura.

Los actuadores utilizados en el prototipo no resuelven el problema satisfactoriamente, debido a que se utilizaron como motores de corriente directa y no como servomotores, lo que provocó que hubiera cabeceo en el motor. La corriente consumida por los cuatro motores fue de un ampere, lo cual debe ser mejorado en diseños futuros.

El sistema de control se debe diseñar a la par del prototipo, puesto que el sistema de control ocupará un espacio dentro del prototipo y hay que destinar el área adecuada para el mismo.

Se utilizó *Visual Basic* para validar la combinación de los mecanismos con los actuadores propuestos. Se decidió utilizar este programa debido a que la programación es más accesible que el ensamblador del microcontrolador. Sin embargo no se recomienda utilizar este programa para la programación del producto final.

RECOMENDACIONES

Se recomienda que en el diseño del mecanismo se calculen las dimensiones necesarias para que no quede fuera de la carcasa del dedo, es decir que los mecanismos queden completamente cubiertos por la carcasa.

Se recomienda rediseñar los eslabones para evitar el uso de pernos para unir el mecanismo, ver figura R.1.

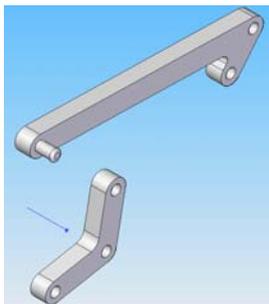


Figura R.1 Propuesta para mecanismo

Se recomienda combinar aluminio y ABS en la fabricación del prototipo, siempre y cuando el ABS sea procesado por inyección.

Para obtener una mayor precisión en el movimiento de los dedos se recomienda utilizar un piñón con un diámetro igual a la longitud de la carrera.

En el diseño aquí planteado de la palma se hizo la consideración de que la línea de flexión de los dedos era paralela a la línea del antebrazo, sin embargo dado que la mano no flexiona los dedos de esa forma se recomienda que la línea de flexión de los dedos converja en la muñeca, lo que podría ser una ventaja para realizar una mejor combinación de los movimientos de los dedos y que la prensión de la mano sea más natural, ver figura R.2.



Figura R.2 Líneas de flexión de los dedos

En el Centro de Ciencias Aplicadas al Desarrollo Tecnológico (CCADET), se están desarrollando micromotores que podrían ser utilizados como elementos de actuación para la prótesis. Esto probablemente implicaría la disminución en el gasto de energía y el aumento en el par otorgado por los motores.

TRABAJO A FUTURO

En el mundo, se puede decir que ya se resolvió la parte mecánica de la unidad terminal. La unidad terminal ya tiene la misma movilidad que la mano humana, sin embargo no se ha podido adaptar ninguna de estas manos a un amputado [7][8][9]. Esto se debe a que el sistema de control mioeléctrico desarrollado para las prótesis comerciales que realizan prensión en punta (mano Otto Bock), es insuficiente para la complejidad de los prototipos desarrollados actualmente; los grados de libertad de las manos pasaron de ser dos a ser más de diez.

Como hemos visto el mecanismo propuesto en esta tesis resuelve el problema de la movilidad de los dedos, sin embargo queda pendiente el problema del control mioeléctrico, es por ello que en el proyecto se han iniciado dos líneas de investigación en el área de control mioeléctrico: la de adquisición, procesamiento y reconocimiento de señales provenientes de los músculos y, la de control de la unidad terminal desarrollada en esta tesis.

Por otra parte se debe obtener un diseño final para la prótesis, en el cual se conjugarían todos los conocimientos e innovaciones que se han desarrollado a lo largo del proyecto.

Además se inició el diseño de un *socket* ajustable para la prótesis de miembro superior.

Apéndice A

ARTROLOGÍA DE LA MANO

A.1 ARTROLOGÍA

El cuerpo humano consta de una amplia gama de articulaciones capaces de brindar movimiento al mismo. Se define como articulación el conjunto de elementos mediante los cuales los huesos se unen entre sí.

A continuación se hará una clasificación general de las articulaciones según su movilidad, posteriormente se describirán a detalle las articulaciones sinoviales y finalmente se describirán las articulaciones que competen al antebrazo y mano.

Las articulaciones según su movilidad

- **Continuas o sinartrosis**, se caracterizan por no tener movimiento y se encuentran principalmente en el cráneo.
- **Anfiartrosis**, es un tipo intermedio entre la diartrosis y la sinartrosis, se caracterizan por tener un movimiento mínimo. Son articulaciones de choque, con una función de amortiguación.
- **Discontinuas, sinoviales o diartrosis**, se caracterizan por brindar movimiento, éstas a su vez se subdividen en; plana o artrodia, trocoide, de bisagra (tróclea, condílea), silla de montar, esférica o enartrosis.

A.2 TIPOS DE ARTICULACIONES SINOVIALES

A.2.1 Articulación plana o artrodia

Son las menos móviles de las diartrosis; se caracterizan porque las superficies articulares en cuestión son planas y sólo se mueven por deslizamiento, aunque en todas direcciones.

Este tipo de articulación se caracteriza por tener la cápsula articular muy cerrada y la sinovial poco desarrollada, tiene ligamentos que funcionan a la vez como de contención y de detención. Este tipo de articulación se puede observar en los huesos del carpo o del tarso anterior (figura A.2)

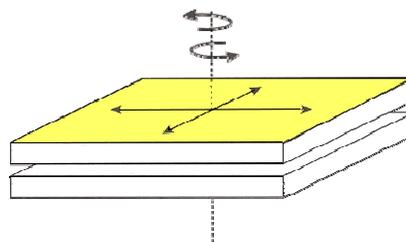


Figura A.1 Esquema de la articulación plana [16]



Figura A.2 Articulaciones intertarsianas [17]

A.2.2 Articulación tipo trocoide

Las superficies articulares están formadas por un cilindro óseo que gira sobre su propio eje. Es una articulación rotatoria en la que un cilindro óseo encaja en un cilindro hueco o anillo, generalmente fibroso formado por una cavidad ósea completada por un ligamento.

La rotación es el único movimiento posible. Los movimientos de detención dependen de la cápsula y, son el freno al final del giro. Este movimiento es mejor conocido como la aducción y abducción del antebrazo (figura A.4).

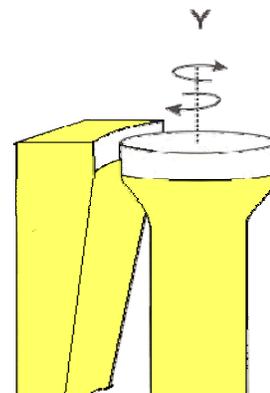


Figura A.3 Esquema de la articulación trocoide [16]



Figura A.4 Articulación radio cubital proximal [17]

A.2.3 Articulación tipo bisagra

Al igual que una bisagra sólo permite realizar movimiento monoaxial, o sea, flexión y extensión. Se puede observar en codos, rodillas, dedos y la articulación occipital con el atlas; exceptuando la última que sostiene la cabeza, éstas están especialmente adaptadas para levantar peso. Este tipo de articulación también se subdivide a su vez en dos tipos:

- **Tróclea:** es una articulación tipo bisagra que forma una especie de polea (figura A.6). Se encuentra propiamente en la articulación, el extremo inferior del húmero adopta la función de polea sobre la que rueda el cúbito o unla.

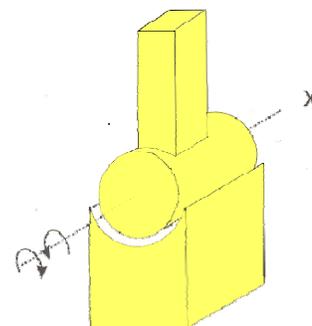


Figura A.5 Esquema de la articulación tipo bisagra [16]



Figura A.6 Articulación humero cubital [17]

- **Condíleas:** esta articulación está formada por un cóndilo o protuberancia redondeada por una parte, y una cavidad glenoidea por la otra (figura A8). Este tipo de articulación permite la flexión-extensión y la abducción-aducción. En el caso de la articulación radiocarpiana, por el arreglo que tiene también se puede realizar la abducción y aducción.

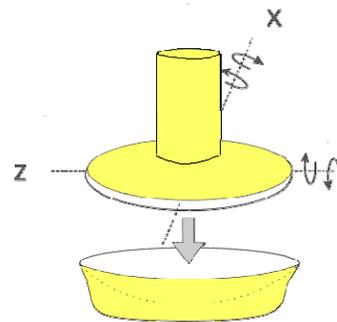


Figura A.7 Esquema de la articulación condílea [16]



Figura A.8 Articulación radio carpiana [17]

A.2.4 Articulación tipo enartrosis o esférica

Es la más perfecta de las diartrosis; está formada por una cabeza que se acopla a una cavidad, perteneciendo una y otra a un segmento de esfera; se mueve en todas direcciones, teniendo ésta el mayor rango de movimiento al realizar la flexión, extensión, aducción, abducción y rotaciones (figura A.10).

Los ligamentos, activos unos y pasivos otros, son los que permiten la contención y la limitación de los movimientos. Se observa en la articulación del hombro y de la cadera.

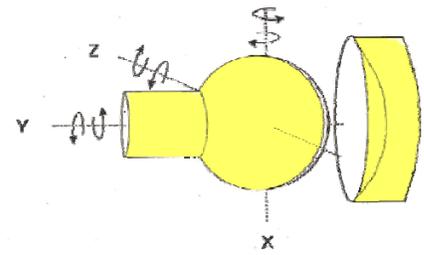


Figura A.9 Esquema de la articulación esférica [16]



Fig. A.10 Articulación Glenohumeral [17]

A.2.5 Articulación por encaje recíproco o silla de montar

Se caracteriza porque las superficies articulares son inversamente convexas y cóncavas en dos planos, orientados perpendicularmente entre sí; dicho de otro modo, uno de los huesos tiene forma de silla de montar en la superficie y el otro tiene la del jinete sentado en la silla en la superficie articular.

Una de las dos articulaciones de este tipo está formada por el trapecio del carpo y el metacarpo del pulgar, la otra es la articulación esternocostoclavicular, ver figura A.12.

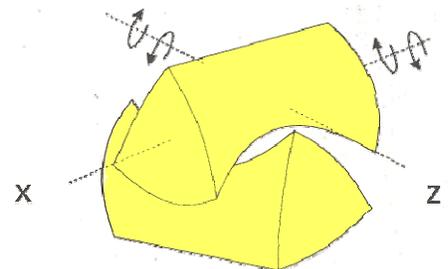


Figura A.9 Esquema de la articulación por encaje recíproco [16]



Figura A.12 Articulación trapeciometacarpiana [17]

Apéndice B

POLÍMEROS ELECTROACTIVOS

B.1 POLÍMEROS ELECTROACTIVOS

Como se mencionó en el Capítulo 3, los polímeros electroactivos son materiales con memoria de forma que al aplicarles una diferencia de potencial cambian su estructura interna provocando una modificación en su forma y al invertir la polaridad regresan a su estado natural.

Debido a esta propiedad y a que algunos de estos polímeros son tan fuertes que pueden levantar objetos hasta de 100 N, se decidió comprar un kit de polímeros electroactivos también conocidos como “músculos artificiales” para realizar pruebas y comprobar si efectivamente éstos podrían ser actuadores potenciales para el prototipo.

La compañía a la cual se le compró el kit fue *Eri*, cuyas siglas en inglés significan *Environmental Robots, Inc.* Se compró un kit de tres polímeros iónicos pre-tratados, este kit incluía un polímero iónico prefabricado como ejemplo de referencia. Los polímeros pre-tratados eran unas membranas a las cuales se les tenía que preparar para que funcionaran como músculos artificiales, es decir, crear el polímero electroactivo a partir de una serie de sustancias. A continuación se explica en que consistió el experimento.

La preparación de los polímeros se hizo en el laboratorio de química de la facultad de ingeniería, el experimento estuvo a cargo del Dr. Jesús Manuel Dorador González, los participantes fueron Ana Marissa Juárez Mendoza, Rosa Itzel Flores Luna y Ulises Peñuelas Rivas, ver figura B.1.

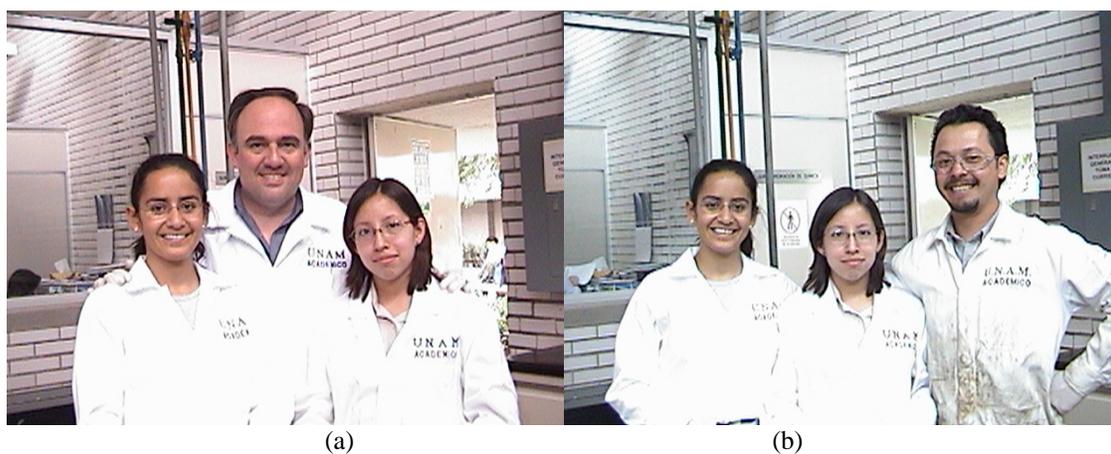


Figura B.1 Integrantes de la prueba con polímeros electroactivos, fotografía (a) mostrados de izquierda a derecha R. Itzel Flores Luna, Jesús Manuel Dorador G. y Ana M. Juárez Mendoza, fotografía (b) mostrados de izquierda a derecha R. Itzel Flores Luna, Ana M. Juárez Mendoza y Ulises Peñuelas R

Objetivo

El objetivo del experimento fue crear tres tipos de músculos artificiales del tipo iónico, para someterlos a pruebas de sensibilidad y actuación con respecto al ejemplo de referencia prefabricado.

Materiales

- Una tableta de pentafluoropropinato de plata más un dopante propiedad de ERI (fórmula química: $C_3HAgF_5O_2$ + dopante.)
- Una tableta de Tetra-amine Palladium Chloride monohydrate más un dopante propiedad de ERI (fórmula química: $Pd(NH_3)_4Cl_2 \cdot H_2O$ + dopante)
- Una tableta de (Sodium Borohydride) Borohidrato de sodio más un dopante propiedad de ERI. (fórmula química: $NaBH_4$ + dopante)
- Tres membranas iónicas pre-tratadas
- 1 músculo artificial de polímero iónico prefabricado
- Guantes protectores
- Alambre para uso eléctrico
- Cinta adhesiva de cobre
- Papel de lija
- Bolsas pequeñas
- 1 galón de agua destilada
- 3 vasos de precipitados de 500ml
- Unas gotas de detergente líquido
- 2 Tijeras
- 5 Cucharas de plástico
- Generador de funciones
- Fuente de poder de 2-3 V
- 1 pinzas
- Lentes protectores
- Termómetro
- Parrilla
- Agitador

Desarrollo

Antes de empezar con el experimento fue necesario leer las hojas de especificación de cada polímero. Cabe mencionar que las sustancias con las cuales se preparan los polímeros son sumamente perjudiciales a la salud, deben de tratarse con mucho cuidado y en lugares con las medidas de seguridad suficientes para solucionar alguna contingencia.

Instrucciones para hacer músculos artificiales

Una vez que se tuvo listo el material se procedió a hacer tres tipos diferentes de músculos artificiales de polímero iónico, uno con la sal de plata, otro con la sal de paladio y el último con la combinación de las sales de plata y paladio.

Para hacer el polímero iónico de sales de plata se llevaron a cabo los siguientes pasos.

1. Se utilizó el equipo de protección, guantes, bata y lentes de protección, y se pusieron a disposición tres vasos de precipitados.
2. Se puso en cada vaso 100 ml de agua destilada y se calentó hasta una temperatura de 40-50 °C, se marcaron los vasos con los números s1, s2 y sp3

3. Se colocó la membrana iónica en el vaso con agua caliente número s1, se mantuvo dentro por 20 min. En ese tiempo se empezó con la preparación de los otros dos vasos s2 y sp3, ver figura B.3.



Figura B.3 Membrana de polímero

4. Se agregó la tableta de pentafluoropropinato de plata más el dopante en el vaso con agua caliente s2. Se revolvió la solución con la cuchara de plástico hasta que se disolvió completamente la tableta en el agua caliente.
5. Se puso en el vaso con agua caliente sp3 la tableta de *Sodium Borohydride* más el dopante. Se agregaron unas gotas de detergente líquido al vaso sp3 y se revolvió la mezcla con la cuchara de plástico hasta que se disolvió completamente la tableta en el agua. Ver figura B.4.

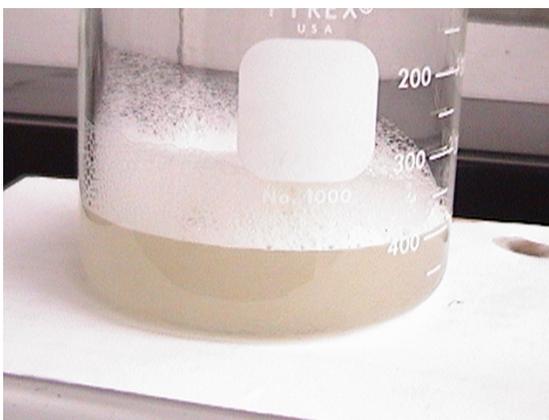


Figura B.4 Mezcla de borohidrato de sodio con el dopante y gotas de detergente

6. Con las pinzas se tomó la membrana del vaso s1 y se colocó en el vaso s2. Se agitó generosamente aproximadamente por 30 minutos.
7. Se tomó la membrana iónica oxidada del vaso s2 y se colocó en el vaso sp3. Se agitó generosamente aproximadamente por 30 minutos.
8. Se tomó la membrana iónica de plata de la solución del vaso sp3 y se colocó en el vaso con agua s1 y se agitó generosamente hasta limpiarlo. El músculo artificial estuvo listo para ser probado, para ello se cortó en cuatro piezas de 0.4 cm ancho x 2 cm de largo x 0.2 mm de espesor. También se cortaron aproximadamente 0.5 mm de cada una de sus esquinas para poder colocar en ambos lados un electrodo. La idea fue aplicar un campo eléctrico en esas cuatro muestras a través de los electrodos y observar como se

flexionaban. Fue necesario mantener la solución del vaso sp3 a la mano para emplearlo en la manufactura del músculo de paladio. Ver figura B.5.



Figura B.5 Polímero electroactivo terminado

9. Se hicieron las pruebas con el polímero ya terminado, para ello se empleó una fuente de poder y un generador de funciones. Se colocaron alambres en ambos lados del polímero en un extremo de éste y sobre el alambre cinta de cobre como se ve en la figura B.6, Se conectaron los cables a la fuente de poder y se les aplicó una diferencia de potencial desde 2 hasta 5 [V] para observar como el polímero se flexionaba, sin embargo no fue así, el polímero no se movió. Con el generador de funciones se colocaron los cables en medio del músculo artificial y se le aplicó una señal sinusoidal de 2 [V] con una frecuencia de 10 [Hz] para observar que los músculos se flexionaban como un par de alas, esta configuración se muestra también en la figura B.6, sin embargo al igual que en la prueba pasada no se movió el polímero, simplemente no funcionó.
10. Dependiendo del voltaje que se le aplicó al músculo artificial, se observó que la apariencia plateada del músculo se comenzó a oscurecer, esto se debió a que el músculo se oxidó a causa del voltaje aplicado en él. Para reactivar el músculo lo único que hubo que hacer fue lijar suavemente la superficie oscura con una lija de agua hasta limpiar la superficie plateada oxidada.

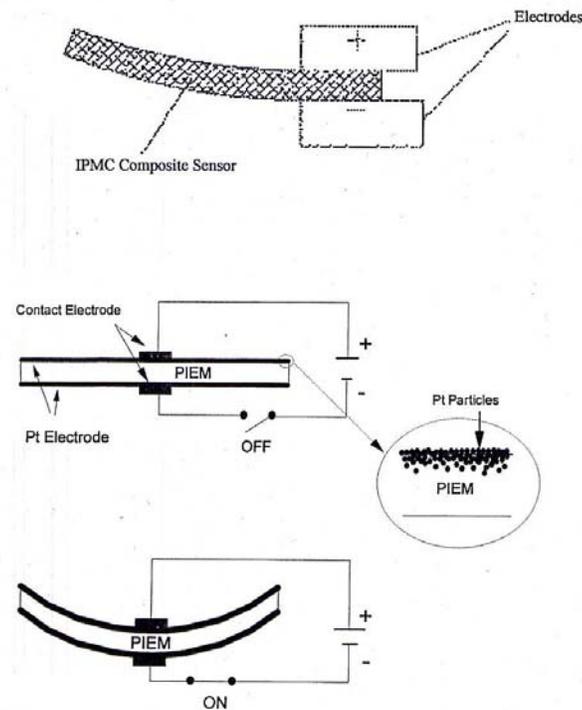


Figura B.6 Configuraciones de conexión para probar los músculos artificiales

Para hacer el polímero iónico de paladio se llevaron a cabo los siguientes pasos.

1. Se utilizó el mismo equipo de protección, guantes, bata y lentes de protección, y se pusieron a disposición tres vasos de precipitados cada uno de 500 [ml] de capacidad.
2. Se pusieron en dos vasos 100 ml de agua destilada y se calentó hasta una temperatura de 40-50 ° C, ambos vasos se marcaron con los números P1 y P2.
3. Se colocó la membrana iónica en el vaso con agua caliente número P1, se mantuvo dentro por 20 min. En ese tiempo se empezó con la preparación de la otra solución del vaso P2.
4. Se colocó en el vaso con agua caliente P2 la tableta de *Tetra-amine Palladium Chloride monohydrate* más el dopante y se revolvió la mezcla con la cuchara de plástico hasta que se disolvió completamente la tableta en el agua.
5. Se usó el mismo vaso sp3 de la preparación anterior del músculo de plata, el cual contenía la tableta de boro hidrato de plata para la fase de reducción del músculo de paladio. Como se mencionó antes esta solución contenía el detergente líquido, el cual hace que la solución reduzca las partículas de paladio.
6. Con las pinzas se tomó la membrana del vaso P1 y se colocó en el vaso P2. Se agitó generosamente aproximadamente por 30 minutos.
7. Se tomó la membrana iónica oxidada del vaso P2 y se colocó en el vaso sp3. Se agitó generosamente aproximadamente por 30 minutos, ver figura B.7.



Figura B.7 Elaboración del músculo artificial de Paladio

8. Se tomó la membrana iónica de paladio de la solución del vaso sp3 y se colocó en el vaso con agua P1 y se agitó generosamente hasta limpiarlo. El músculo artificial de paladio estuvo listo para ser probado, para ello se cortó en cuatro piezas de 0.4cm ancho x 2cm de largo x 0.2mm de espesor. También se cortaron aproximadamente 0.5mm de cada una de sus esquinas para poder colocar en ambos lados un electrodo. La idea fue aplicar un campo eléctrico en esas cuatro muestras a través de los electrodos y observar como se flexionaban.
9. Se hicieron las pruebas con el polímero ya terminado, para ello se empleó una fuente de poder y un generador de funciones. Se colocaron alambres en ambos lados del polímero en un extremo de éste y sobre el alambre cinta de cobre como se ve en la figura B.6, Se conectaron los cables a la fuente de poder y se les aplicó una diferencia de potencial desde 2 hasta 5 [V] para observar como el polímero se flexionaba, sin embargo no fue así, el polímero no se movió, de la misma manera que con el polímero de boro hidrato de plata, este nuevo polímero no funcionó. Después con el generador de funciones se colocaron los cables en medio del músculo artificial y se le aplicó una señal sinusoidal de 2 [V] con una frecuencia de 10 [Hz] para observar que los músculos se flexionaban como un par de alas, esta configuración se muestra también en la figura B.6, sin embargo al igual que en la prueba pasada no se movió el polímero, simplemente no funcionó.

Para hacer la versión del polímero de plata-paladio se siguieron los siguientes pasos.

1. Básicamente se siguió el mismo procedimiento que con el polímero de boro hidrato de plata para la tercera membrana iónica.
2. Para la etapa de oxidación y reducción se utilizaron las soluciones de los vasos s1 y s2.
3. Después se usó la solución del vaso P2 para oxidar la membrana con sales de paladio, y por último se limpió en la solución sp3.
4. Una vez listas las tres muestras de músculos artificiales, plata, paladio y plata-paladio, se probaron y se compararon entre si.

Resultados

1. Se probó el músculo artificial hecho de boro hidrato de plata y no respondió a ninguno de los voltajes que se le aplicaron, no funcionó.
2. Se probó el músculo artificial hecho de paladio y tampoco respondió a ninguno de los voltajes que se aplicaron, tampoco funcionó.
3. No se probó el músculo artificial hecho de plata-paladio debido a un error en su manufactura, sin embargo se cree que tampoco hubiera funcionado.
4. Se probó el músculo artificial que venía como ejemplo de referencia y tampoco funcionó, no respondió a ninguno de los voltajes que se aplicaron.

Conclusiones

Debido a que los músculos artificiales son materiales que se han descubierto en años recientes, no están completamente estudiados y todavía hay un gran campo de acción sobre este tema.

Cuando nos dimos cuenta de que los polímeros no funcionaban y que además presentaban inconvenientes debido a las sustancias nocivas a la salud que estos poseen, a la rápida oxidación que presentaban debido al voltaje suministrado en ellos, y a su alto costo. Concluimos que no son buenos actuadores para el prototipo de prótesis, ya que en caso de que llegaran a funcionar hay que darles un mantenimiento constante y utilizar un tamaño grande de músculo artificial para obtener los requerimientos de torque necesarios para mover los dedos del prototipo, lo que aumentaría el costo del prototipo.

Apéndice C

CÓDIGOS FUENTE

C.1 CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA QUE RESUELVE EL MECANISMO MANIVELA-CORREDERA

El programa se realizó en C, y pide al usuario proporcionar el valor del eslabón a_4 , el cual corresponde a la altura de la falange proximal, como se explica en el Capítulo 4.

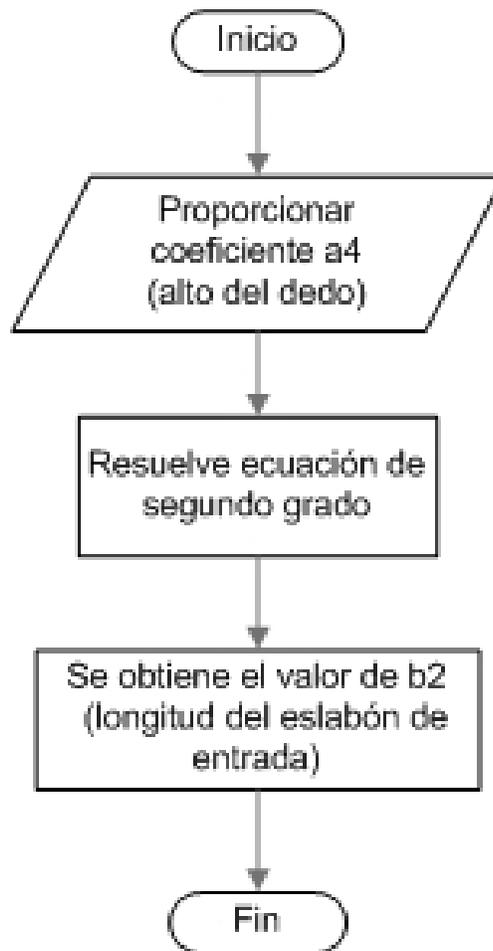


Figura C.1 Diagrama de flujo manivela corredera

```
#include <stdio.h>
#include <conio.h>
#include <math.h>
main()
{

double angulo,chi1,chi2,a,b,c,a4,j,r;

/* CAPTURA DE DATOS */
//clrscr();
printf("\n VALORES PARA a4====>> ");
```

```

scanf("%lf",&a4);

/* CÁLCULOS */
r=(270*3.141592654)/180; printf("\n r=%lf",r); getch();
angulo=atan(a4/10)+r; printf("\n angulo=%lf",angulo); getch();
j=sqrt(pow(a4,2)+100);
c=(2*a4*j*sin(angulo))+(2*pow(a4,2)); printf("\n c=%lf",c); getch();
b=-2*j*cos(angulo); printf("\n b=%lf",b); getch();
a=1;
chi1=(-b+sqrt(pow(b,2)-4*a*c))/(2*a); printf("\n chi1=%lf",chi1); getch();
chi2=(-b-sqrt(pow(b,2)-4*a*c))/(2*a); printf("\n chi2=%lf",chi2); getch();

return 0;
}

```

C.2 CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA QUE RESUELVE EL MECANISMO DE CUATRO BARRAS

El programa se realizó en C, y pide al usuario proporcionar, los siguientes datos:

- a4, es la medida del espacio entre la carcasa del dedo y el eslabón interno del mecanismo, esta medida es necesaria para evitar que choquen entre si.
- b1, es la medida del eslabón tierra del mecanismo de cuatro barras.
- b4, es la medida del eslabón de salida del mecanismo de cuatro barras.
- a, es el ángulo inicial de salida del mecanismo.
- b, es el ángulo inicial de entrada del mecanismo.
- c, es el ángulo final de salida del mecanismo.
- d, es el ángulo final de entrada del mecanismo.

El programa resuelve las ecuaciones programadas y determina los valores de b2 y b3, que son los eslabones, motor y acoplador.

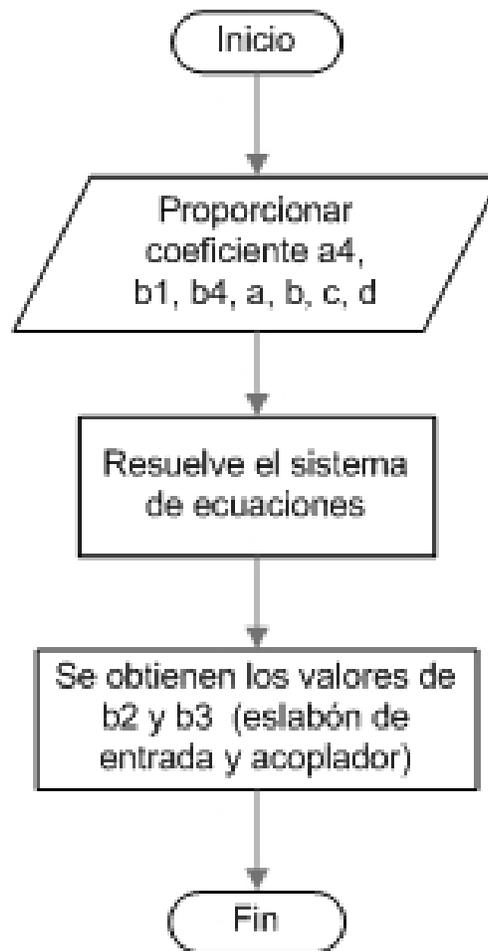


Figura C.2 Diagrama de flujo mecanismo de cuatro barras

```

#include <stdio.h>
#include <conio.h>
#include <math.h>
main()
{

double a4,b1,b4,b2,b3i,b3f,a,b,c,d,f,g,h,i,w,x,y,z,p,q,r;

/* CAPTURA DE DATOS */
//clrscr();
printf("\n VALORES PARA a4====>> ");
scanf("%lf",&a4);
printf("\n VALORES PARA b1====>> ");
scanf("%lf",&b1);
printf("\n VALORES PARA b4====>> ");
scanf("%lf",&b4);
printf("\n VALORES PARA a====>> ");
scanf("%lf",&a);

```

```

printf("\n VALORES PARA b====>> ");
scanf("%lf",&b);
printf("\n VALORES PARA c====>> ");
scanf("%lf",&c);
printf("\n VALORES PARA d====>> ");
scanf("%lf",&d);

/* CÁLCULOS */

f=(a*3.141592654)/180;
g=(b*3.141592654)/180;
h=(c*3.141592654)/180;
i=(d*3.141592654)/180;
w=pow(b1,2)+pow(b4,2)-(2*b1*b4*cos(f)); printf("\n w=%lf",w); getche();
x=pow(b1,2)+pow(b4,2)-(2*b1*b4*cos(h)); printf("\n x=%lf",x); getche();
y=(2*b1*cos(g))-(2*b4*(cos(g)*cos(f)+sin(g)*sin(f))); printf("\n y=%lf",y); getche();
z=(2*b1*cos(i))-(2*b4*(cos(i)*cos(h)+sin(i)*sin(h))); printf("\n z=%lf",z); getche();
b2=0.8*a4; printf("\n b2=%lf",b2); getche();
b3i=sqrt(pow(b2,2)+(y*b2)+w); printf("\n b3i=%lf",b3i); getche();
b3f=sqrt(pow(b2,2)+(z*b2)+x); printf("\n b3f=%lf",b3f); getche();
q=b1+b2; printf("\n q=%lf",q); getche();
p=b4+b3i; printf("\n p=%lf",p); getche();
r=b4+b3f; printf("\n r=%lf",r); getche();
return 0;
}

```

C.3 CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA QUE CONTROLA LOS TIPOS DE PRENSIÓN DEL PROTOTIPO

El programa se realizó en *Visual Basic v 6.0*, consta de tres formas, un módulo y un módulo de clase, a continuación se presenta el código fuente por partes.

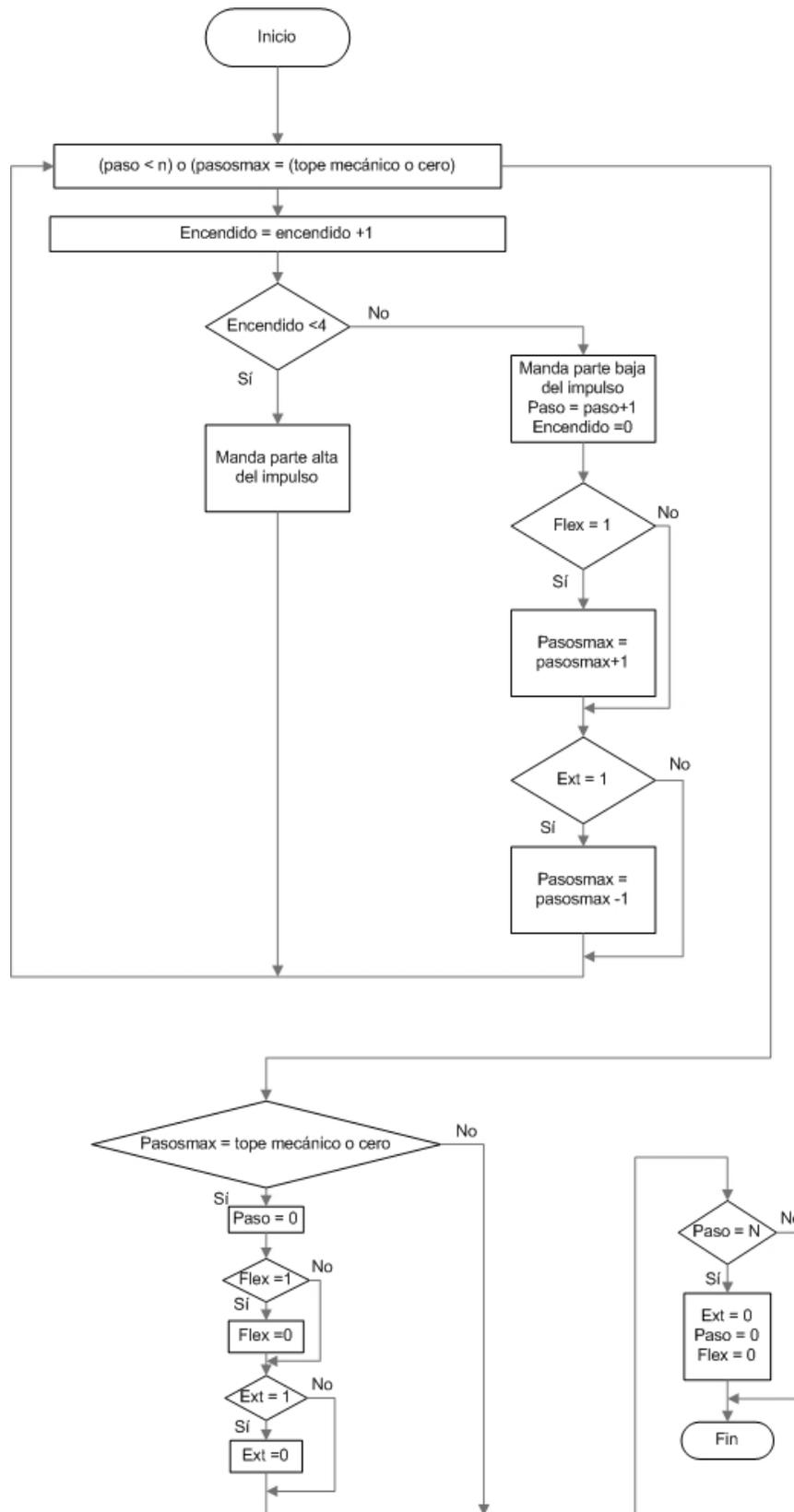


Figura C.3 Diagrama de flujo de las formas de presión

Código fuente de la forma 2

```
Private Sub Command1_Click()

If Option1.Value = True Then
    form1.Visible = True
    form1.Enabled = True
    Form2.Visible = False
Else
    form1.Visible = True
    form1.Enabled = True
    Form3.Visible = True
    Form3.Enabled = True
End If
End Sub
```

Código fuente de la forma 1

```
Private Sub Form_Load()

'Se crean los objetos
Set controladorDeIndice = New controladorDeDedo
Set controladorDeMedio = New controladorDeDedo
Set controladorDeAnular = New controladorDeDedo
Set controladorDePulgar = New controladorDeDedo

controladorDeIndice.pinx = 0
controladorDeIndice.piny = 1
controladorDeMedio.pinx = 2
controladorDeMedio.piny = 3
controladorDeAnular.pinx = 4
controladorDeAnular.piny = 5
controladorDePulgar.pinx = 6
controladorDePulgar.piny = 7

End Sub

Private Sub Text2_Change() 'Cuadro de Texto para Pasos Dedo Indice

NUMERO_DE_PASOS N, Text2, Command1
End Sub

Private Sub Text3_Change() 'Cuadro de Texto para Pasos Dedo Medio

NUMERO_DE_PASOS N2, Text3, Command4
End Sub

Private Sub Text5_Change() 'Cuadro de Texto para Pasos Dedo Anular

NUMERO_DE_PASOS N3, Text5, Command7
End Sub

Private Sub Command1_Click() 'Botón Flexión Indice

controladorDeIndice.flexion
```

```
flexion Timer1, flex, Label9, Command1, Command2, Command3  
End Sub
```

```
Private Sub Command2_Click() 'Botón Extensión Índice
```

```
controladorDeIndice.extension  
extension Timer1, ext, Label9, Command1, Command2, Command3  
End Sub
```

```
Private Sub Command3_Click() 'Botón Finalizar Índice
```

```
finalizar Timer1, controladorDeIndice, paso, Command1, Command2, Command3, Label9  
End Sub
```

```
Private Sub Command4_Click() 'Botón Flexión Medio
```

```
controladorDeMedio.flexion  
flexion Timer2, flex2, Label10, Command4, Command5, Command6  
End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click() 'Botón Extensión Medio
```

```
controladorDeMedio.extension  
extension Timer2, ext2, Label10, Command4, Command5, Command6  
End Sub
```

```
Private Sub Command6_Click() 'Botón Finalizar Medio
```

```
finalizar Timer2, controladorDeMedio, paso2, Command4, Command5, Command6, Label10  
End Sub
```

```
Private Sub Command7_Click() 'Botón Flexión Anular
```

```
controladorDeAnular.flexion  
flexion Timer3, flex3, Label11, Command7, Command8, Command9  
End Sub
```

```
Private Sub Command8_Click() 'Botón Extensión Anular
```

```
controladorDeAnular.extension  
extension Timer3, ext3, Label11, Command7, Command8, Command9  
End Sub
```

```
Private Sub Command9_Click() 'Botón Finalizar Anular
```

```
finalizar Timer3, controladorDeAnular, paso3, Command7, Command8, Command9, Label11  
End Sub
```

```
Private Sub Command10_Click() 'Botón Giro Pulgar
```

```
gira Timer4, giro, controladorDePulgar, Command10, Command11  
End Sub
```

```
Private Sub Command11_Click() 'Botón Finalizar Pulgar
```

```
Timer4.Enabled = False  
controladorDePulgar.TiempoBajoDelPulso  
paso4 = 0
```

```

Text7.Text = paso4
Command10.Enabled = True
Command11.Enabled = False
End Sub

```

```

Private Sub Timer1_Timer() 'Timer para dedo Indice

```

```

timer encendido, controladorDeIndice, paso, flex, pasosmax, ext, Text1, Timer1, Command1, Command2,
Command3, Label9, N
Text9.Text = controladorDeIndice.pinx

```

```

End Sub

```

```

Private Sub Timer2_Timer() 'Timer para dedo Medio

```

```

timer encendido2, controladorDeMedio, paso2, flex2, pasosmax2, ext2, Text4, Timer2, Command4, Command5,
Command6, Label10, N2
Text10.Text = controladorDeMedio.pinx
End Sub

```

```

Private Sub Timer3_Timer() 'Timer para dedo Anular

```

```

timer encendido3, controladorDeAnular, paso3, flex3, pasosmax3, ext3, Text6, Timer3, Command7, Command8,
Command9, Label11, N3
Text11.Text = controladorDeAnular.pinx
End Sub

```

```

Private Sub Timer4_Timer() 'Timer para dedo Pulgar

```

```

encendido4 = encendido4 + 1
If encendido4 < 2 Then
    controladorDePulgar.TiempoAltoDelPulso
Else
    controladorDePulgar.TiempoBajoDelPulso
    If giro = 1 Then
        paso4 = paso4 + 1
    Else
        paso4 = paso4 - 1
    End If
    Text7.Text = paso4
End If

```

```

If encendido4 = 2 Then
    encendido4 = 0
    ' MODIFICA EL NUMERO PARA VARIAR A N4
    If paso4 = 2 Or paso4 = 0 Then
        Timer4.Enabled = False
        Command10.Enabled = True
        Command11.Enabled = False
        controladorDePulgar.TiempoBajoDelPulso
    End If
End If
End Sub

```

Código fuente de la forma 3

```

Private Sub Form_Load()

paso4 = 0
N = 5
N2 = 5
N3 = 5
N4 = 5
End Sub

Private Sub Command12_Click()

If cerrar = True Then
    gira form1.Timer4, giro, controladorDePulgar, form1.Command10, form1.Command11
    Timer1.Enabled = True
    cerrar = False
Else
    controladorDeIndice.flexion
    flexion form1.Timer1, flex, form1.Label9, form1.Command1, form1.Command2, form1.Command3
    controladorDeMedio.flexion
    flexion form1.Timer2, flex2, form1.Label10, form1.Command4, form1.Command5, form1.Command6
    controladorDeAnular.flexion
    flexion form1.Timer3, flex3, form1.Label11, form1.Command7, form1.Command8, form1.Command9
    controladorDePulgar.flexion
    cerrar = True
    Timer1.Enabled = True
End If
End Sub

Private Sub Timer1_Timer()
'Text1.Text = giro
'Text2.Text = paso4

If cerrar = True And (pasosmax3 = N3 Or pasosmax2 = N2 Or pasosmax = N) Then
    gira form1.Timer4, giro, controladorDePulgar, form1.Command10, form1.Command11
    Timer1.Enabled = False
End If

If cerrar = False And paso4 = 0 Then
    controladorDeIndice.extension
    extension form1.Timer1, ext, form1.Label9, form1.Command1, form1.Command2, form1.Command3
    controladorDeMedio.extension
    extension form1.Timer2, ext2, form1.Label10, form1.Command4, form1.Command5, form1.Command6
    controladorDeAnular.extension
    extension form1.Timer3, ext3, form1.Label11, form1.Command7, form1.Command8, form1.Command9
    Timer1.Enabled = False
End If

End Sub

```

Código fuente del módulo

'cerrar es una bandera para saber si abre o cierra el pulgar primero o los otros dedos
Public cerrar As Boolean

'encendidox es una bandera que controla los alto y el bajo del pulso
Public encendido As Integer
Public encendido2 As Integer
Public encendido3 As Integer
Public encendido4 As Integer

'Nx es el numero de pasos que hara cada motor
Public N As Integer
Public N2 As Integer
Public N3 As Integer
Public N4 As Integer

'paso cuenta los pasos desde cero para cada dedo
Public paso As Integer
Public paso2 As Integer
Public paso3 As Integer
Public paso4 As Integer

'pasosmax cuenta los pasos totales para no pasarse del maximo
Public pasosmax As Integer
Public pasosmax2 As Integer
Public pasosmax3 As Integer
Public pasosmax4 As Integer

'flex y ext dicen si se le dio click a flexion y extensión
Public flex As Integer
Public flex2 As Integer
Public flex3 As Integer
Public ext As Integer
Public ext2 As Integer
Public ext3 As Integer

'giro indica si el pulgar ya giró
Public giro As Integer

'Son las subrutinas necesarias para poder utilizar el puerto paralelo
Public Declare Sub SetPortBit Lib "IO.DLL" (ByVal Port As Integer, ByVal bit As Byte)
Public Declare Sub ClrPortBit Lib "IO.DLL" (ByVal Port As Integer, ByVal bit As Byte)

'Esto declara una variable como global
Public controladorDeIndice As controladorDeDedo
Public controladorDeMedio As controladorDeDedo
Public controladorDeAnular As controladorDeDedo
Public controladorDePulgar As controladorDeDedo

```
Public Sub NUMERO_DE_PASOS(NumeroDePasos As Integer, texto As TextBox, comando As  
CommandButton)  
NumeroDePasos = texto.Text  
comando.Enabled = True  
End Sub
```

```

Public Sub flexion(timer As timer, flex As Integer, etiqueta As Label, flexion As CommandButton, extension As CommandButton, finalizar As CommandButton)
timer.Enabled = True
flex = 1
etiqueta.Visible = False
flexion.Enabled = False
extension.Enabled = False
finalizar.Enabled = True
End Sub

```

```

Public Sub extension(timer As timer, ext As Integer, etiqueta As Label, flexion As CommandButton, extension As CommandButton, finalizar As CommandButton)
timer.Enabled = True
ext = 1
etiqueta.Visible = False
flexion.Enabled = False
extension.Enabled = False
finalizar.Enabled = True
End Sub

```

```

Public Sub finalizar(timer As timer, controladorDeDedo As controladorDeDedo, paso As Integer, flexion As CommandButton, extension As CommandButton, finalizar As CommandButton, etiqueta As Label)
timer.Enabled = False
controladorDeDedo.TiempoBajoDelPulso
paso = 0
flexion.Enabled = True
extension.Enabled = True
finalizar.Enabled = False
etiqueta.Visible = False
End Sub

```

```

Public Sub timer(encendido As Integer, controladorDeDedo As controladorDeDedo, paso As Integer, flex As Integer, pasosmax As Integer, ext As Integer, despliegaPasosMax As TextBox, timer As timer, flexion As CommandButton, extension As CommandButton, finalizar As CommandButton, etiqueta As Label, NumeroDePasos As Integer)
' pasosmax es el tope
encendido = encendido + 1

```

```

If encendido < 4 Then
    controladorDeDedo.TiempoAltoDelPulso
Else
    controladorDeDedo.TiempoBajoDelPulso
    encendido = 0
    paso = paso + 1
    If flex = 1 Then
        pasosmax = pasosmax + 1
    End If
    If ext = 1 Then
        pasosmax = pasosmax - 1
    End If
    despliegaPasosMax.Text = pasosmax

    If pasosmax = 6 Or pasosmax = 0 Then
        timer.Enabled = False
        paso = 0
        If flex = 1 Then

```

```

        flex = 0
        flexion.Enabled = False
        extension.Enabled = True
    End If
    If ext = 1 Then
        ext = 0
        flexion.Enabled = True
        extension.Enabled = False
    End If
    finalizar.Enabled = False
    etiqueta.Visible = True
End If

If paso = NumeroDePasos Then
    timer.Enabled = False
    paso = 0
    controladorDeDedo.TiempoBajoDelPulso
    flex = 0
    ext = 0
    flexion.Enabled = True
    extension.Enabled = True
    finalizar.Enabled = False
End If
End If

End Sub

Public Sub gira(timer As timer, giro As Integer, controladorDeDedo As controladorDeDedo, gira As
CommandButton, fin As CommandButton)
    timer.Enabled = True
    If giro = 0 Then
        controladorDeDedo.flexion
        giro = 1
    Else
        controladorDeDedo.extension
        giro = 0
    End If
    gira.Enabled = False
    fin.Enabled = True
End Sub

```

Código fuente del módulo de clase

```

Public pinx As Integer
Public piny As Integer
Public temp As Integer
Private estaFlexionado As Boolean

Public Sub TiempoAltoDelPulso()
    SetPortBit &H378&, CByte(pinx)
    ClrPortBit &H378&, CByte(piny)
End Sub

Public Sub TiempoBajoDelPulso()
    ClrPortBit &H378&, CByte(pinx)

```

```
ClrPortBit &H378&, CByte(piny)
End Sub
```

```
Public Sub flexion()
If estaFlexionado = False Then
    pinx = pinx
    piny = piny
Else
    temp = pinx
    pinx = piny
    piny = temp
End If
estaFlexionado = False
End Sub
```

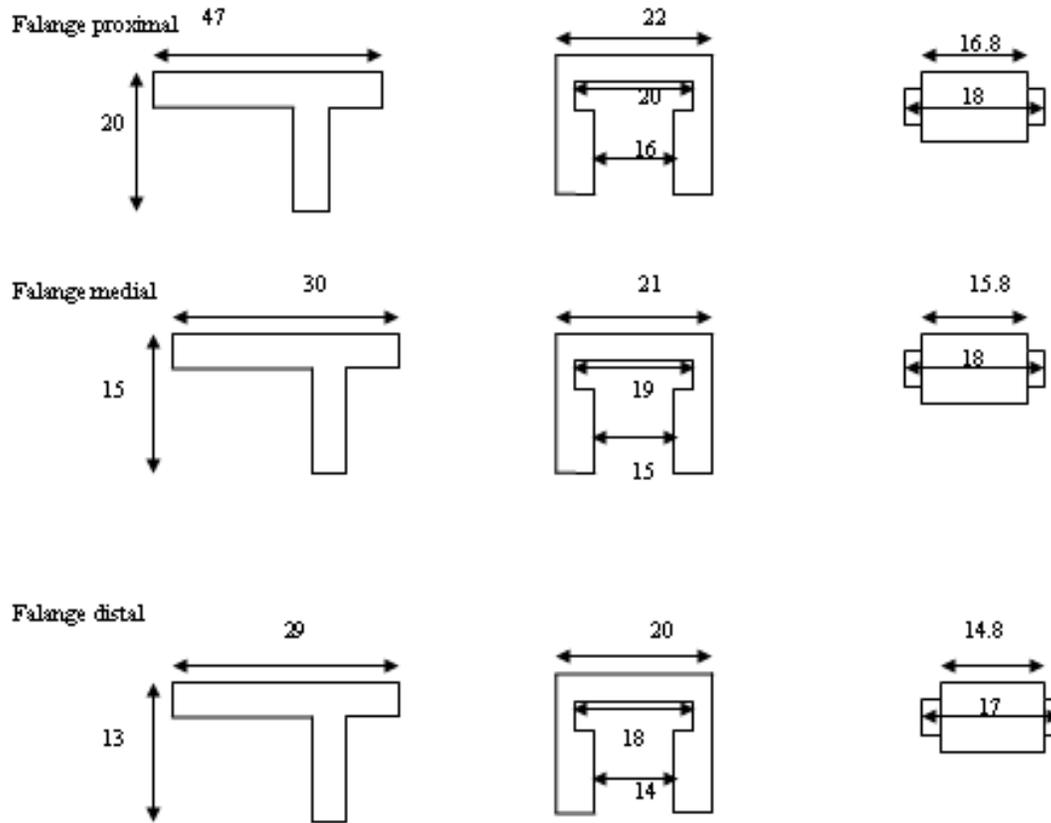
```
Public Sub extension()
If estaFlexionado = False Then
    temp = pinx
    pinx = piny
    piny = temp
Else
    pinx = pinx
    piny = piny
End If
estaFlexionado = True
End Sub
```

Apéndice D

PLANOS DE FABRICACIÓN Y CROQUIS DEL PROTOTIPO

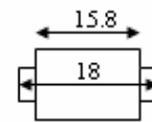
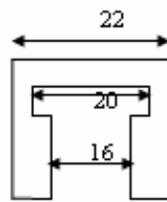
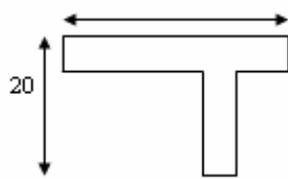
D.1 CROQUIS DEL PROTOTIPO

Dedo índice

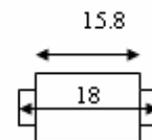
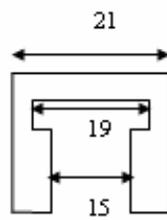
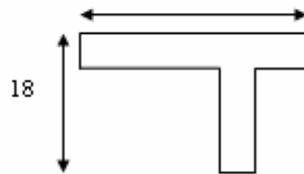


Dedo medio

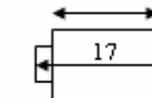
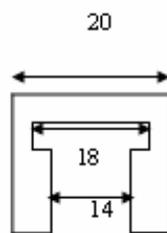
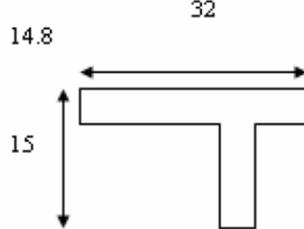
Falange proximal 52



Falange medial 32

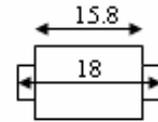
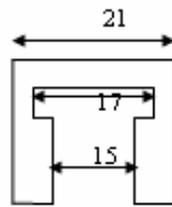
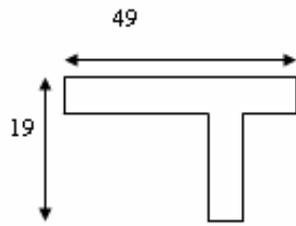


Falange distal 32

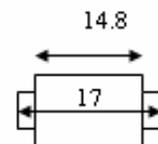
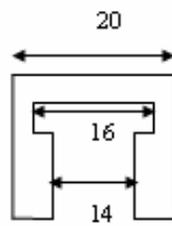
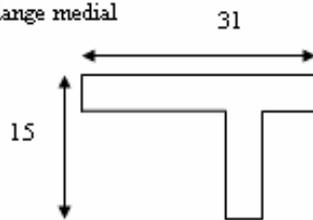


Dedo anular

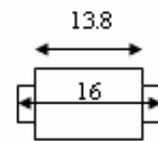
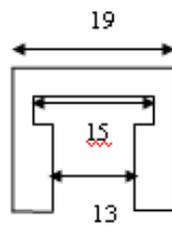
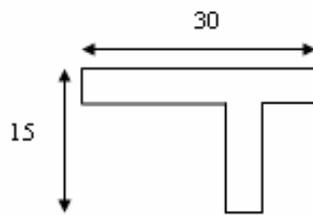
Falange proximal



Falange medial

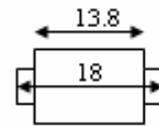
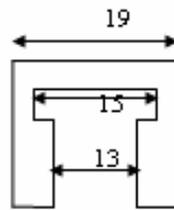
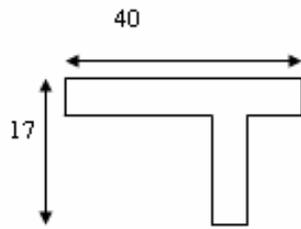


Falange distal

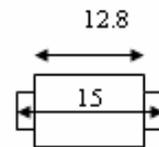
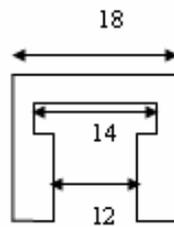
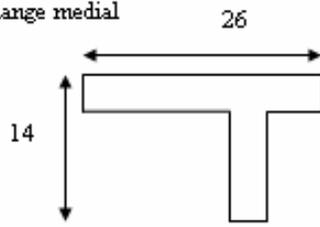


Dedo meñique

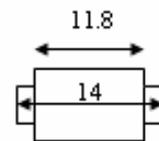
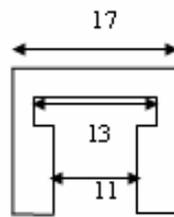
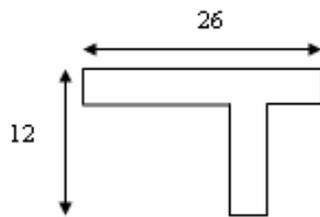
Falange proximal



Falange medial

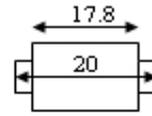
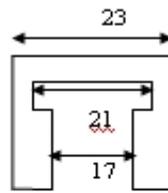
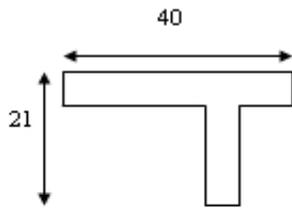


Falange distal

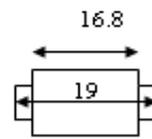
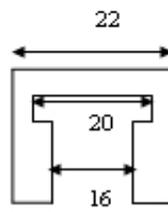
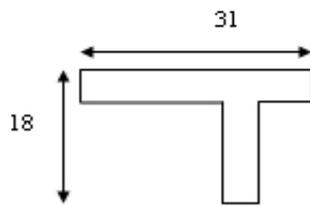


Dedo pulgar

Falange proximal

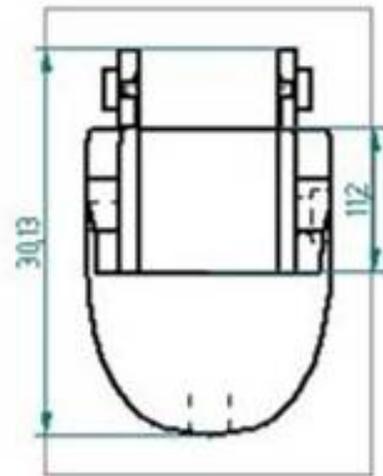
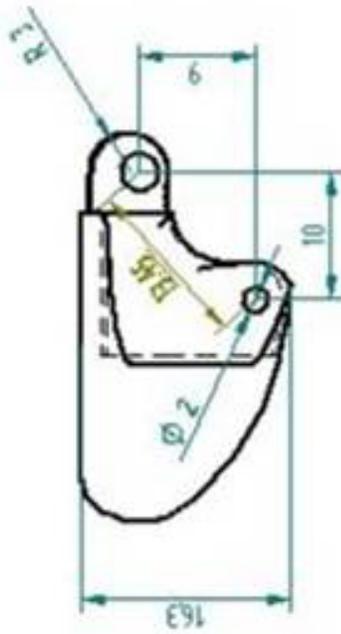
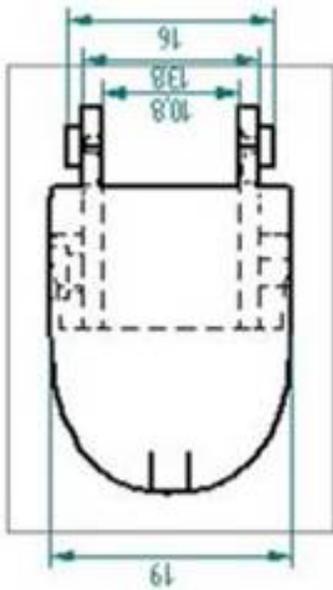


Falange distal



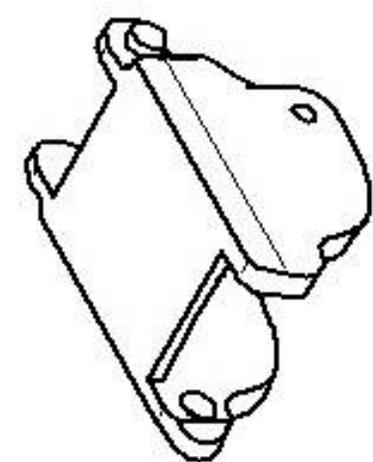
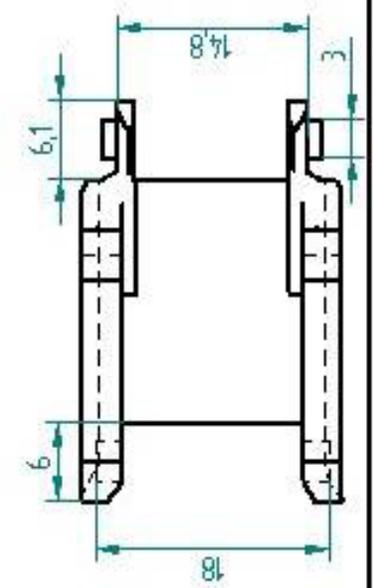
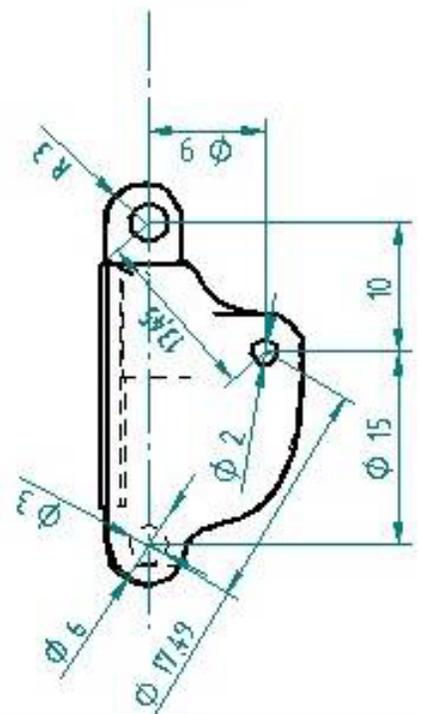
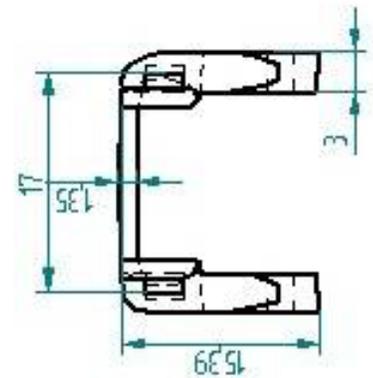
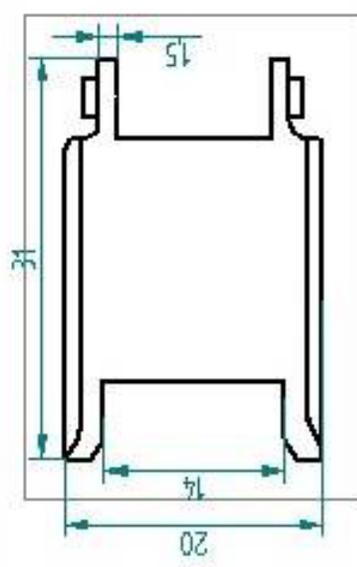
D.2 PLANOS DEL PROTOTIPO

DEDO	DISTAL										
	D	A	C	B	E	F	K	L	G	H	
índice	20	14	17	14.8	13.0	10	29.0	13.45	9.0		
medio	20.3	14.3	17.3	15.1	15.0	10	32.0	15.62	12.0		
anular	19	13	16	13.8	15.0	10	30.0	13.46	9.0	11.2	
meñique	17	11	14	11.8	12.0	10	26.0	12.81	8.0		
pulgar	23	17	20	17.8	18.0	10	40.0	15.62	12		



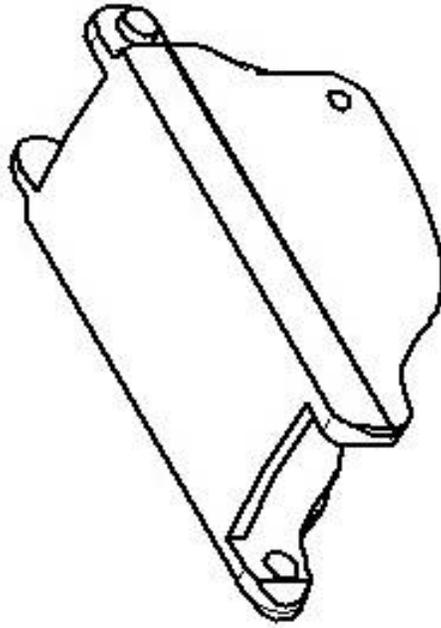
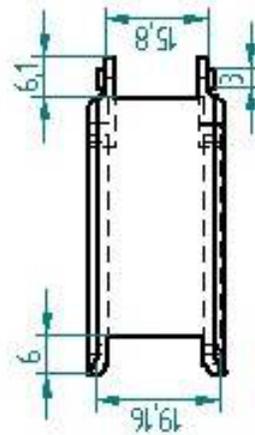
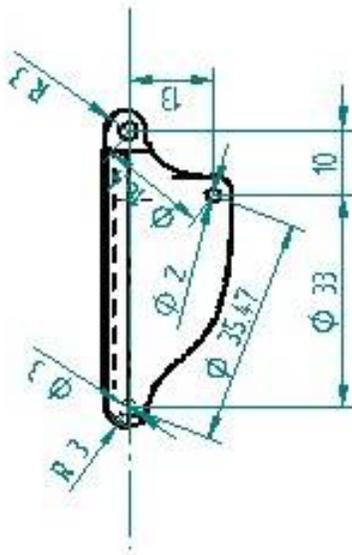
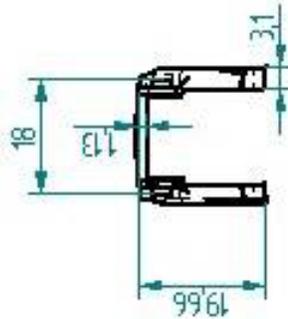
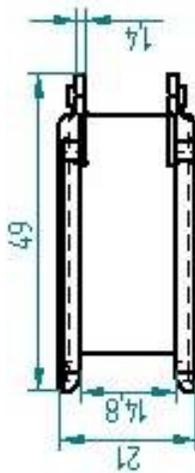
DISTAL.dft		DISEÑO DE PRÓTESIS	
UNAM FI	DB.J.RFL	REV. JMDG, MEdG	
ENTREGA: 21/01/2007		REVISIÓN: 15/02/2007	
ACOT: mm	Esc: 2:1	No. Plano 5	

DEDO	A	B	C	D	E	F	G	H	I
INDICE	30.0	15.0	21	15	19	20	15.8	16.6	13.5
MEDIO	32.0	18.0	21.3	15.3	19.3	20.3	16.1	20	15.6
ANULAR	31.0	15.0	20	14	18	19	14.8	17.5	13.5
MENIQUE	26.0	14.0	18	12	16	17	12.8	12.8	12.8
PULGAR	-	-	-	-	-	-	-	-	-

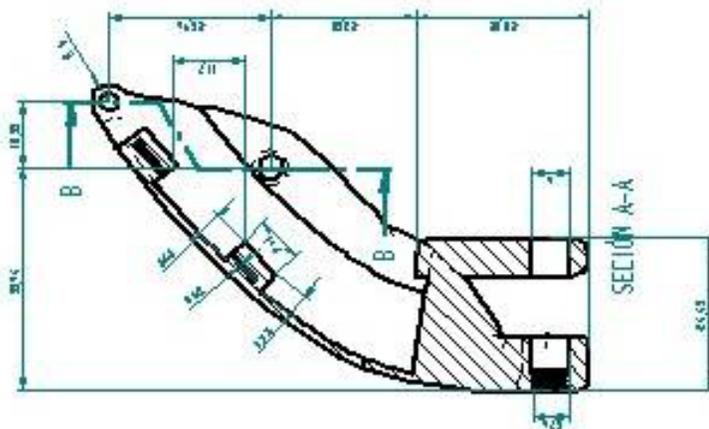
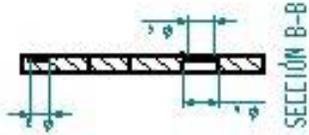
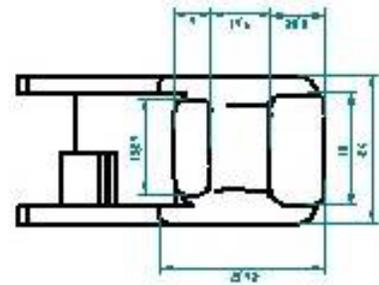
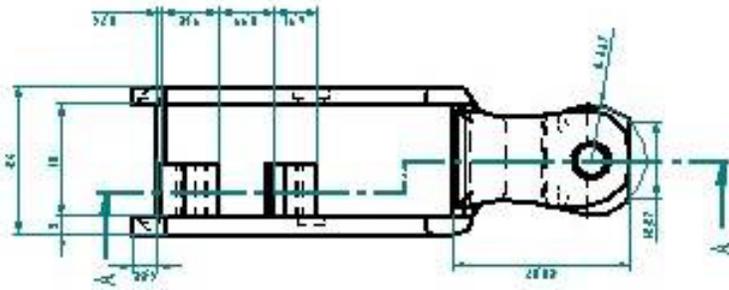
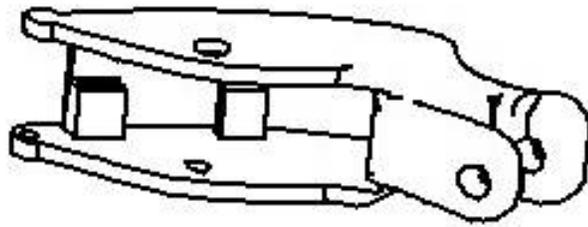


MEDIALOFF	DISEÑO DE PRÓTESIS	
UNAM FI	DIB: RIFL	REV: JMOG, MGGG
ENTREGA: 28/01/2007	REVISIÓN: 12/04/2007	
ALOT: mm	Esc: 2:1	No. Plano 4

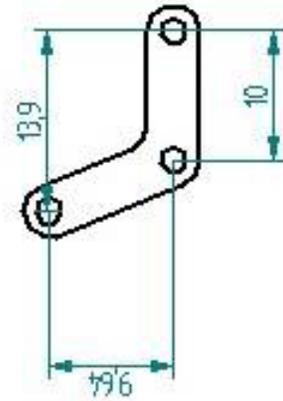
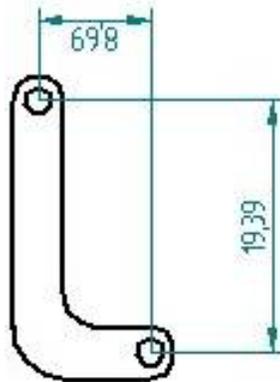
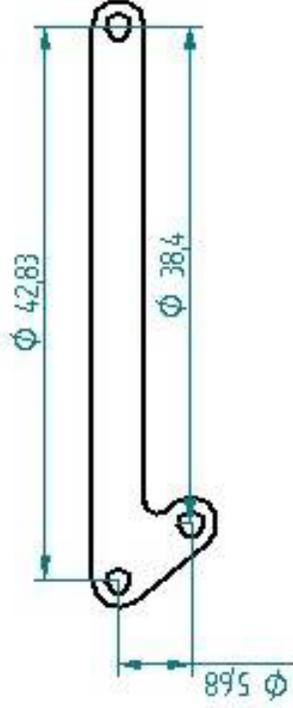
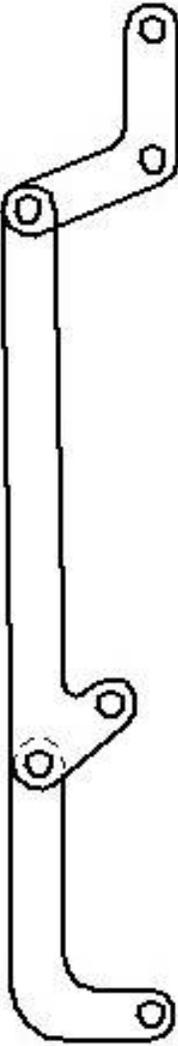
DEDO	A	B	C	D	E	F	G	H	I
INDICE	47.0	20.0	22	16	20	19	16.8	34	14
MEDIO	52.0	20.0	22.3	16.3	20.3	19	17.1	38.63	14
ANULAR	49.0	19.0	21.0	15	19	18	15.8	35.47	13
MEÑIQUE	40.0	18.0	19.0	13	17	16	13.8	26.4	11
PULGAR	40.0	0.0	23.0	17	21	19	18.8	28.3	15



PROXIMALdff	DISEÑO DE PRÓTESIS	
UNAM FI	DIB: RIFL	REV: JMDG, MGdG
ENTREGA: 31/01/2007	REVISIÓN: 12/04/2007	
ALCOT: mm	Esc: 1:1	No. Pla no 3

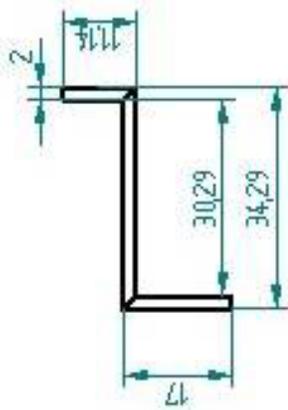


ESTADISTOR	INGENIERO	Esc. 14	1.º
1.º A. N.	2.º A. N.	3.º A. N.	4.º A. N.
5.º A. N.	6.º A. N.	7.º A. N.	8.º A. N.
9.º A. N.	10.º A. N.	11.º A. N.	12.º A. N.
13.º A. N.	14.º A. N.	15.º A. N.	16.º A. N.
17.º A. N.	18.º A. N.	19.º A. N.	20.º A. N.
21.º A. N.	22.º A. N.	23.º A. N.	24.º A. N.
25.º A. N.	26.º A. N.	27.º A. N.	28.º A. N.
29.º A. N.	30.º A. N.	31.º A. N.	32.º A. N.
33.º A. N.	34.º A. N.	35.º A. N.	36.º A. N.
37.º A. N.	38.º A. N.	39.º A. N.	40.º A. N.
41.º A. N.	42.º A. N.	43.º A. N.	44.º A. N.
45.º A. N.	46.º A. N.	47.º A. N.	48.º A. N.
49.º A. N.	50.º A. N.	51.º A. N.	52.º A. N.
53.º A. N.	54.º A. N.	55.º A. N.	56.º A. N.
57.º A. N.	58.º A. N.	59.º A. N.	60.º A. N.
61.º A. N.	62.º A. N.	63.º A. N.	64.º A. N.
65.º A. N.	66.º A. N.	67.º A. N.	68.º A. N.
69.º A. N.	70.º A. N.	71.º A. N.	72.º A. N.
73.º A. N.	74.º A. N.	75.º A. N.	76.º A. N.
77.º A. N.	78.º A. N.	79.º A. N.	80.º A. N.
81.º A. N.	82.º A. N.	83.º A. N.	84.º A. N.
85.º A. N.	86.º A. N.	87.º A. N.	88.º A. N.
89.º A. N.	90.º A. N.	91.º A. N.	92.º A. N.
93.º A. N.	94.º A. N.	95.º A. N.	96.º A. N.
97.º A. N.	98.º A. N.	99.º A. N.	100.º A. N.

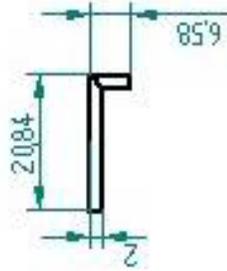


MECANISMO ANULAR OFF		DISEÑO DE PRÓTESIS	
UNAM FI	 DIBJ. itzel	REV: JMOG, MGDG	
ENTREGA: 14-07/2006		REVISIÓN: 16-04-2007	
ACOT: mm		Esc: 2:1	No. Plano 6

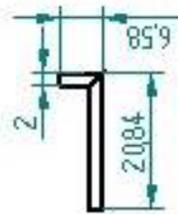
perno anular metrique



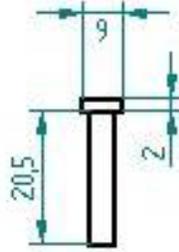
perno metrique



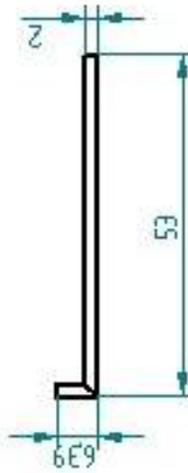
perno proximal indice



perno pulgar metacarpiano

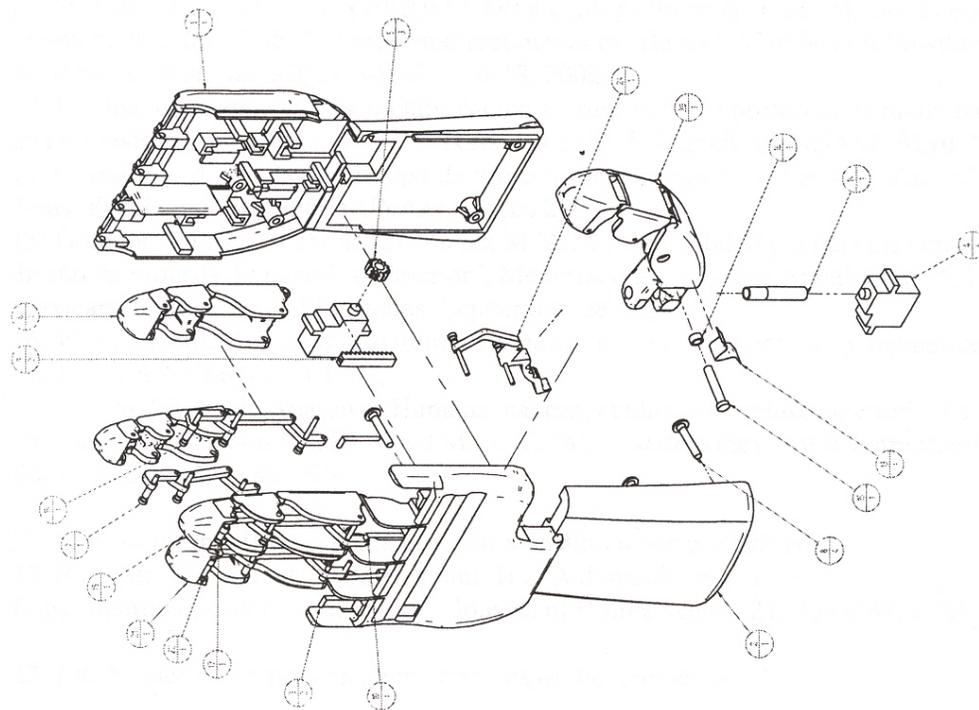


perno medio



PERNOS_TRANSMISION.dff		DISEÑO DE PRÓTESIS	
UNAM FI	 DB.J.RFL	REV: JMOG, MGdG	
ENTREGA: 15/02/2007		REVISIÓN: 15/02/2007	
AE OT: mm		Esc.: 2:1	No. Plano 8

Parte	Dimensi	Kuantitas	Materi
1	SEKOP	1	ABS
2	PUMP	1	ABS
3	PENG. DEKUPASI INJEL	2	ALUMINIUM
4	MOTIF	4	WALD
5	PINAK	3	PELELE
6	INJEL	1	ABS
7	MELANGSAP PERNAH	1	ALUMINIUM
8	TERKALID	4	ACERO
9	GERAKALAN MENDI	2	BRONZE
10	PENG. DEKUP. PELELE	1	ACERO
12	GERAKALAN	1	BRONZE
13	FILE	1	ACERO
14	L.K. PETA. ROPANI	1	ALUMINIUM
15	PENG. PETA. ROPANI	1	ALUMINIUM
16	GUMPA	1	INJEL
17	MELANGSAP PELELE	1	ALUMINIUM
18	PELELE	1	ABS
19	MELANGSAP INJEL	1	ALUMINIUM
20	PELELAR	1	ABS
21	ANJAL	1	ABS
22	MELANGSAP ANJAL	1	ALUMINIUM
23	MENABEH	1	ABS
24	MELANGSAP PULGAR	1	ALUMINIUM



UNAM H		DIB. REI		REV. ADUL. MING	
ALU. mm	...	Est. 11	No. Plane 7		

GLOSARIO

- Abducción** Separación del miembro con respecto al plano sagital. Sólo la escápulo-humeral alcanza 90-95°, y en combinación se amplía hasta 180°
- Aducción** Aproximación del miembro con respecto al plano sagital, se acompaña de antepulsión o retropulsión. Amplitud alrededor de 30°
- Dismelia** Trastorno en desarrollo de las extremidades durante la gestación
- Displasia** Desarrollo anormal de un tejido u órgano
- Espacio funcional** Área en la cual el paciente puede controlar su prótesis
- Extensión** Acción de desdoblarse o condición de ser extendido. Movimiento de poca amplitud
- Flexión** Acción de doblarse o condición de ser flexionado
- Glenohumeral** Referido a la articulación del húmero con la glenoide
- Número áureo**
$$\phi = \frac{1 + \sqrt{5}}{2}$$
- Oposición** Es la facultad de desplazar el pulpejo del pulgar en contacto con el pulpejo de uno de los cuatro dedos para construir una pinza pulgar digital
- Plano sagital** Es una línea imaginaria vertical y longitudinal que recorre la parte media del cuerpo desde la frente hasta la espalda, dividiéndolo en una mitad derecha y en una mitad izquierda
- Pronación** Giro de 180° de la posición anatómica hacia el plano sagital. Se presenta a nivel de brazo, antebrazo y mano
- Propiocepción** Fenómeno que proporciona al usuario información respecto a la posición del dispositivo terminal
- Propulsión asistida** Se refiere al accionamiento de las prótesis debido a un sistema de energía no corporal
- Propulsión muscular** Se refiere al accionamiento de las prótesis por medio de movimientos corporales
- Prótesis activa** Es aquella que por medio del sistema integrado logra llegar a la posición deseada
- Prótesis pasiva** Es aquella que se ajusta a una posición fija o no tiene movimiento propio
- Pulpejo** Yema de los dedos
- Razón áurea** Es aquella proporción que tiende al número *phi* (ϕ)
- Supinación** Giro de 180° de la posición anatómica del plano sagital hacia afuera. Se presenta a nivel de brazo, antebrazo y mano

REFERENCIAS

1. Meroslaw Vitali, Kingsley P. Robinson, Brian G Andrews, Edwards E Harris. "Amputaciones y Prótesis". Editorial JIMS.
3. G. Trebes, W. Uribe. "Prótesis del miembro superior. Entrenamiento fisioterápico del amputado". Ediciones Toray, S.A. Barcelona 1973:1- 40
4. G. R. Dunlop "A distributed controller for the Canterbury Hand" ICOM 2003, International Conference on Mechatronics. Ed. Parkin, Habaibeh, Jackson
5. M. Harris, P. Kyberd "Design and development of a dextrous manipulator" ICOM 2003, International Conference on Mechatronics. Ed. Parkin, Habaibeh, Jackson
6. F. Aguilar, G. López. "Manipulador antropomórfico Teleoperado II". México D.F, 2001
7. N. Dechev; W. L., Cleghorn; S. Naumann, "Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand", Mechanism and Machine Theory, Submitted for Publication, June 99.
8. Kyberd, P.J.; Chappell, P.H.: "The Southampton Hand: An intelligent myoelectric prosthesis", J. of Rehabilitation Research and Development, 31(4), (1994).
9. P. Dario, S. Micera, A. Menciassi, M.C. Carrozza, M. Zecca, T. Steiglitz; T. Oses; X. Navarro, D. Ceballos, "CYBERHAND - a consortium project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces", 33rd Neural Prosthesis Workshop, Bethesda, MD, USA, Oct. 16-18, 2002.
10. P. Ríos; G. Roether; "Diseño fabricación y pruebas de un prototipo de mano para una prótesis de miembro superior". Tesis. Facultad de Ingeniería. UNAM. Abril 2005.
11. C. Badillo, A. Walls. "Prototipo de prótesis mecánica de mano y antebrazo". Tesis. Facultad de Ingeniería UNAM. Marzo 2007.
15. Dorador G.J.M.; Flores, L.R.I; Juárez M. A.M.; "Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior", Memorias X Congreso Anual, Sociedad Mexicana de Ingenieros Mecánicos. Septiembre de 2004.
16. W. Spalteholz. "Atlas de Anatomía Humana, huesos articulaciones y ligamentos". Ed. Labor S.A. Barcelona 1967.
17. Sobota. "Atlas de Anatomía Humana, cabeza, cuello y miembro superior". Tomo I
18. Clem W Thomson PH, Rt Floyd M. A. T. "Manual de Kinesiología Estructural". Ed. Paidotribo. España: 57 – 103
20. Mario Comín. "Biomecánica articular y sustituciones protésicas"
21. Buchner, H.J., Hines, M.J., Hemami, H., "A dynamic model for finger interphalangeal coordination". Journal of Biomechanics 21, 459–468. 1988.
22. J.R. Napier. "The prehensile movements of the human hand"
31. Guedez Victor, Mosquera Camelo Leonardo. "Estudio biomecánico de la mano durante el agarre de herramientas manuales, datos antropométricos preliminares". 3rd *International Conference on occupational Risk prevention.*
- 32 A. Santiago; I. Valenzuela; "Ergonomía de miembro superior". Tesis. Facultad de Ingeniería. UNAM. Mayo 2005
33. Instituto tecnológico y de estudios superiores de Monterrey, campus Morelos, Laboratorio de producción, antropometría.
35. R. Norton. "Diseño de maquinaria". Mc Graw Hill. Primera edición. 1995.
36. Boston Gear. "Gears and shaft accessories catalog". Impreso en E.U.A. 1994:1A,1B,27,35,37,46

MESOGRAFÍA

2. http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history.html. Consultada en marzo 2006
12. <http://www.personal.psu.edu/users/j/u/jus149/handfinger/overview/overview>. Consultada en marzo 2006
13. <http://www.ottobock.com>. Consultada en enero 2006
14. <http://www.ortopediamostkoff.com.mx/catalogo>. Consultada en enero 2006
19. <http://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/es000.htm>. Consultada en febrero 2006
23. www.matweb.com. Consultada en octubre 2006
24. <http://html.rinconelvago.com/metodos-de-transmision.html>. Consultada en enero 2007
25. www.farrasaranjuez.tk. Consultada en agosto 2006
26. <http://ndea.jpl.nasa.gov/nasa-nde/lommas/eap/EAP-material-n-products.htm>. Consultada en mayo 2005
27. <http://www.todorobot.com.ar/informacion/tutorial%20stepper/stepper-tutorial.htm>. Consultada en junio 2006
28. http://www.cpr2valladolid.com/tecno/cyr_01/robotica/sistema/motores_servo.htm. Consultada en junio 2006
30. <http://www.liberatingtech.com/products/Batteries.asp>. Consultada en septiembre 2006
34. http://www.ibercajalav.net/img/Reporteros5_3a.pdf. Consultada en noviembre 2006
37. <http://www.dimensionprinting.co.uk/index.htm>. Consultada en marzo 2006