



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

TESIS

**DISEÑO Y MANUFACTURA DE UN MODELO DE PRÓTESIS
MECATRÓNICA DE MUÑECA**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA:

MARCO ANTONIO FLORES VALDEZ

DIRECTOR DE TESIS:

M. I. ULISES MARTÍN PEÑUELAS RIVAS



MÉXICO D. F.

Octubre de 2012



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:

Mis padres por su ejemplo, su apoyo y su amor, por enseñarme a no rendirme y mostrarme con su ejemplo la forma de ser una mejor persona cada día.

Mis abuelos por su cariño y su apoyo incondicional.

Mis tías Catalina, Concepción y Luisa y mis tíos Jesús y Oscar por todo lo que me han dado desde niño. Así como mis tíos José y Rogelio por ayudarme con lo que han podido a lo largo de mis estudios universitarios.

Mi familia y amigos.

Agradezco a:

El M. I. Ulises Martín Peñuelas Rivas por su dirección, apoyo y asesoría en el desarrollo de este trabajo, por compartirme sus conocimientos en las materias en que fue mi profesor y por su amistad.

A todos los profesores que a lo largo de la carrera me ayudaron a adquirir los conocimientos y habilidades necesarias para mi formación como ingeniero y para el desarrollo de este trabajo.

A mis amigos de la facultad.

En especial a la Universidad Nacional Autónoma de México y la Facultad de Ingeniería por formarme como ingeniero.

Esta tesis se realizó en el marco del proyecto PAPIIT IT102512 "Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano"

ÍNDICE	1
OBJETIVO	3
INTRODUCCIÓN	4
CAPÍTULO 1 MARCO TEÓRICO. ANATOMÍA DE LA MUÑECA	6
1.1 Anatomía de la muñeca	6
1.1.1 Articulación Radiocarpiana	6
1.1.2 La articulación mediocarpiana	8
1.2 Biomecánica de la muñeca	10
1.3 Músculos Motores de la muñeca	14
CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES	17
2.1 Historia de las prótesis	17
2.2 Patentes de prótesis de muñeca	19
2.3 Tipos de prótesis de miembro superior	22
2.4 Tendencias en el desarrollo de prótesis	25
CAPÍTULO 3 DISEÑO CONCEPTUAL	27
3.1 Especificaciones de diseño	27
3.2 Clasificación en subproblemas	29
3.3 Actuadores	31
3.3.1 Motores de rotación continua de DC	31
3.3.2 Motores a pasos	32
3.3.3 Servomotores de modelismo	33
3.3.4 Actuadores lineales de DC	34
3.3.5 Músculos Neumáticos	35
3.4 Materiales para el cuerpo de la prótesis	36
3.4.1 PVC Espumado	36
3.4.2 Nylon Maquinable Nylamid M®	37
3.4.3 ABS	38
3.4.4 Aluminio	39
3.4.5 Titanio	39
3.5 Sistema de transmisión mecánica (mecanismos)	40
3.5.1 Ruedas de fricción	41
3.5.2 Transmisión por correa o poleas con banda	41
3.5.3 Engranajes	42
3.5.4 Piñón-cremallera	44
3.5.5 Mecanismo de cuatro barras	45
3.6 Selección de conceptos	45

CAPÍTULO 4 DISEÑO DE DETALLE	49
4.1 Parámetros de diseño	49
4.2 Selección de motor	49
4.3 Propuestas de diseño	51
4.4 Configuración del mecanismo de transmisión	55
4.5 Configuración del modelo final	58
4.6 Simulación de movimiento	64
4.7 Sistema electrónico	64
CAPÍTULO 5 MANUFACTURA Y PRUEBAS DEL MODELO	68
5.1 Selección del proceso de Manufactura	68
5.2 Planeación de la Manufactura	69
5.3 Resultados	73
CAPÍTULO 6 MODIFICACIONES EN EL DISEÑO Y EN LA MANUFACTURA	75
6.1 Primer rediseño	75
6.2 Pruebas al primer rediseño	76
6.3 Segundo rediseño	76
6.4 Pruebas al segundo rediseño	81
CONCLUSIONES	82
ANEXOS	84
BIBLIOGRAFÍA	104

OBJETIVO

Realizar el diseño y manufactura de un modelo de prótesis de muñeca para brazo.

El modelo se realizará en base a especificaciones de movilidad y tamaño, de jóvenes varones mexicanos. Estas especificaciones se obtuvieron a partir de una muestra tomada a dicha población.

Objetivos específicos:

- Realizar el diseño y manufactura de un modelo funcional.
- Realizar el diseño del modelo de manera que tenga forma, tamaño y movimientos semejantes a la muñeca real.
- El modelo deberá contener en su interior los actuadores, mecanismos y circuitos para que éstos no estén expuestos al exterior del modelo.

INTRODUCCIÓN

El uso de prótesis se remonta a las primeras civilizaciones, en concreto a la quinta dinastía egipcia donde según cuenta un antiguo poema un guerrero perdió una pierna en batalla y le fue colocada una prótesis de hierro para que pudiese continuar en la batalla. Se han encontrado diversas prótesis tanto de miembro inferior como de miembro superior de diferentes épocas. En el siglo XIX debido a la guerra civil americana existió un crecimiento en el desarrollo de prótesis, sin embargo fue hasta el siglo XX, en concreto después de la segunda guerra mundial cuando se realizaron los mayores avances en prótesis para extremidades, sin embargo el desarrollo en prótesis de miembro superior no ha tenido el mismo avance que en miembro inferior, ya que las prótesis de miembro inferior existentes hoy en día cumplen de forma más satisfactoria con el reemplazo del miembro no existente.

Hoy en día existen diversos diseños de prótesis de muñeca, algunas que son solo mecánicas, otros son mecatrónicas ya que incorporan actuadores, sensores y control, sin embargo todas cubren parcialmente las funciones de la muñeca real del cuerpo humano, ya que algunas sólo poseen el movimiento de flexoextensión, otras más el de abducción-aducción, otras poseen el movimiento de pronosupinación y algunas que poseen los movimientos de flexoextensión y abducción-aducción pero que los realizan en rangos muy pequeños de movimiento, otras más que poseen un tamaño muy diferente al de la muñeca real.

En el año 2010 en la Facultad de Ingeniería se presentó una tesis que plantea un diseño mecatrónico para prótesis de muñeca que contempla tamaño y rangos de movimiento similares a la muñeca real pero que presenta algunos inconvenientes para ser un modelo que pueda ser manufacturado y funcional. Para el desarrollo del presente trabajo se partió de las consideraciones de tamaño y rangos de movimiento de dicha tesis, intentando resolver los problemas que presenta.

En el capítulo 1 se presenta el marco teórico acerca de la anatomía y biomecánica de la muñeca, en él se estudian los diferentes movimientos de la muñeca, los músculos que le dan movimiento y los grupos de huesos que conforman las articulaciones de la muñeca.

En el capítulo 2 se analiza el panorama actual en el desarrollo de prótesis de miembro superior, los tipos de prótesis, los niveles de amputación y las últimas patentes sobre prótesis de muñeca.

En el capítulo 3 se desarrolla el diseño conceptual del modelo de prótesis de muñeca del presente trabajo, en el que con base en requerimientos de tamaño y funcionalidad, así como de peso, consumo energético y resistencia, se

seleccionan tanto los materiales como el tipo de actuadores y el tipo de transmisión a utilizar en el modelo.

En el capítulo 4 se presenta el desarrollo del diseño de detalle del modelo, en el que se muestran las diversas propuestas y el desarrollo de la propuesta final con las dimensiones y materiales de cada una de las piezas a manufacturar.

En el capítulo 5 se muestran el proceso de manufactura realizado para desarrollar el modelo físico de la prótesis de muñeca de este trabajo, así como los resultados obtenidos en las pruebas realizadas al modelo manufacturado.

En el capítulo 6 se presentan las modificaciones realizadas al modelo para lograr llegar a un modelo funcional de la prótesis de muñeca, así como los resultados de las pruebas realizadas al modelo modificado.

Después se presentan las conclusiones del presente trabajo y las recomendaciones para un trabajo futuro.

Por último en los anexos, se presentan los planos de manufactura de las piezas y el código fuente del programa del microcontrolador del sistema electrónico de prueba.

CAPÍTULO 1 MARCO TEÓRICO

1.1 Anatomía de la muñeca

La muñeca es la articulación distal del miembro superior que tiene como función permitir que la mano se coloque en la posición óptima para realizar la prensión.

El complejo articular de la muñeca posee 2 grados de libertad, sin embargo en conjunto con el movimiento de pronosupinación que es la rotación del antebrazo sobre su eje, la muñeca adquiere un tercer grado de libertad, con lo que la mano posee la capacidad de orientarse en cualquier ángulo y con esto poder sujetar lo que se desee.

La parte principal de la muñeca es un conjunto de ocho huesos pequeños llamado carpo, sin embargo el complejo articular de la muñeca se divide en dos articulaciones:

La articulación radiocarpiana y la articulación mediocarpiana.

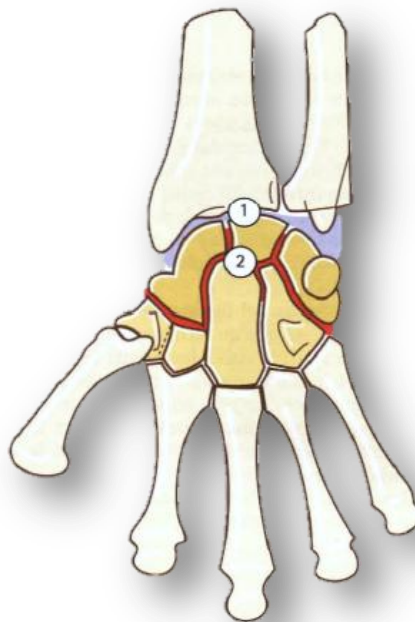


Figura 1.1 Articulación radiocarpiana (1) y articulación mediocarpiana (2). [1]

1.1.1 Articulación Radiocarpiana

Es una articulación condílea, una articulación condílea es también biaxial y permiten el movimiento en los planos sagital y frontal; sin embargo, el movimiento en uno de los ejes suele ser mayor que el otro. Los dos ejes se sitúan en ángulos

perpendiculares. Las articulaciones condíleas permiten la flexión y la extensión, la abducción y la aducción, y la circunducción.

Los ligamentos de la articulación radiocarpiana están divididos en dos sistemas:

Ligamentos laterales

- El ligamento colateral radial del carpo se extiende desde la apófisis estiloides radial hasta el escafoides.
- Ligamento colateral cubital del carpo se extiende desde la apófisis estiloides cubital al hueso piramidal.

Ligamentos anterior y posterior

- Los ligamentos anteriores se insertan en el reborde anterior de la glenoide radial y del cuello del hueso grande.
- Los ligamentos posteriores se fijan en el carpo en los puntos de partida del eje de abducción - aducción. [1]

La función de los ligamentos laterales es realizar los movimientos de abducción-aducción, (detallados posteriormente), durante la aducción se tensa el ligamento colateral radial y se distiende el ligamento colateral cubital, mientras que en el movimiento de abducción el ligamento colateral radial se distiende y el colateral cubital se tensa. En éstos 2 movimientos, los ligamentos anteriores y posteriores trabajan poco.

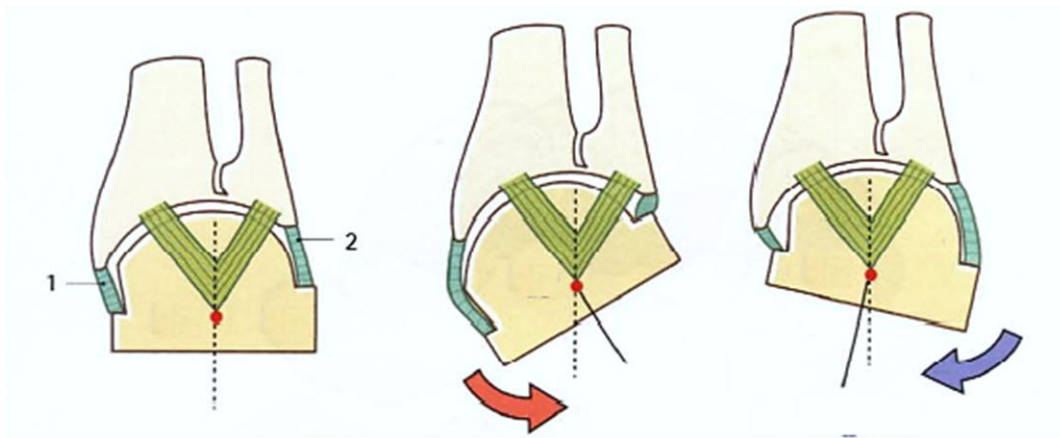


Figura 1.2 Ligamento colateral radial (1) y Ligamento colateral cubital (2) y su función. [1]

Los ligamentos anteriores y posteriores son los encargados de realizar los movimientos de flexión y extensión, (detallados posteriormente), durante la flexión

se tensa el ligamento posterior y el ligamento anterior se distiende, por otra parte en la extensión se tensa el ligamento anterior y el posterior se distiende.

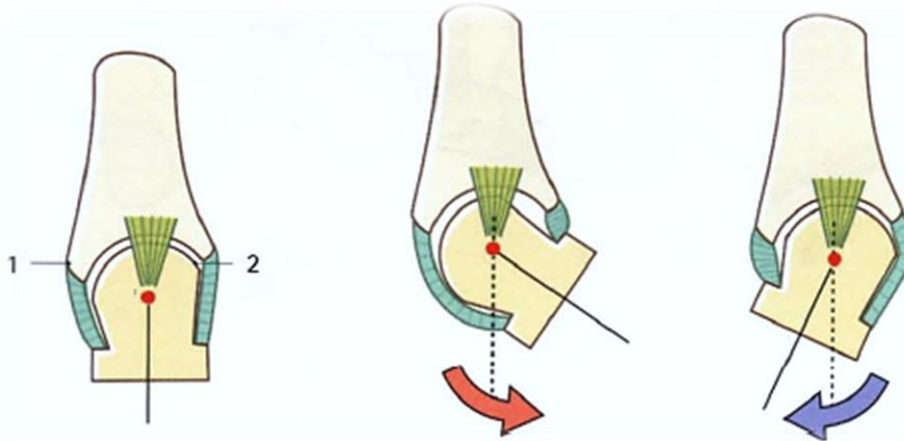


Figura 1.3 Ligamento posterior (1) y Ligamento anterior (2) y su función. [1]

1.1.2 La articulación mediocarpiana

Es de tipo sinovial plana, éstas permiten un deslizamiento o movimientos deslizantes. El movimiento de estas articulaciones está limitado por cápsulas articulares rígidas. Está situada entre las dos filas de huesos del carpo y comprende:

La superficie superior

Está constituida por:

- El escafoides, que a su vez tiene dos carillas inferiores ligeramente convexas, una para el trapecio y otra para el trapezoide.
- Una carilla interna de concavidad acentuada, para el hueso grande.
- La carilla inferior del semilunar que es cóncava hacia abajo y que se articula con la cabeza del hueso grande.
- La carilla inferior del piramidal que es cóncava hacia abajo y hacia fuera y que se articula con la cara superior del hueso ganchoso.

La superficie inferior

Está constituida por:

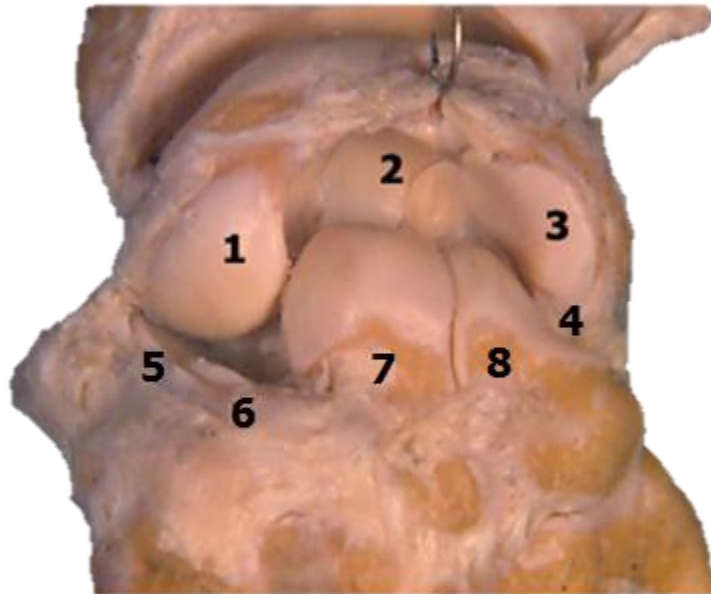
- La carilla superior del trapecio y del trapezoide.
- La cabeza del hueso grande, que se articula con el escafoides y el semilunar.
- La cara superior del hueso ganchoso, cuya mayor parte se articula con el piramidal, y una pequeña carilla que contacta con el semilunar.

Si se considera a cada fila de huesos del carpo como un bloque, se puede decir que la interlinea mediocarpiana está constituida por dos partes:

- Una parte externa que está formada por carillas planas. Ésta es una articulación de tipo artrodia.
- Una parte interna que está constituida por la superficie convexa de la cabeza del hueso grande y del hueso ganchoso y que se encaja en la superficie cóncava de los tres huesos de la fila superior. Ésta es una articulación condílea.

La cabeza del hueso grande forma un pivote central sobre el que el hueso semilunar puede bascular lateralmente y sobre todo bascular en sentido anteroposterior. [1]

La fila inferior es un bloque relativamente rígido, mientras que la fila superior realiza movimientos de conjunto y pequeños movimientos de cada hueso con respecto a otro.



- | | |
|---------------|---------------|
| 1. Escafoides | 5. Trapecio |
| 2. Semilunar | 6. Trapezoide |
| 3. Piramidal | 7. Grande |
| 4. Pisiforme | 8. Ganchoso |

Figura 1.4 Huesos de la muñeca. [2]

1.2 Biomecánica de la muñeca

Antes de definir los movimientos de la muñeca, se debe definir la posición anatómica de la mano que es la de máxima supinación, esta es la posición en la que la palma de la mano se dirige hacia arriba con el dedo pulgar hacia afuera.

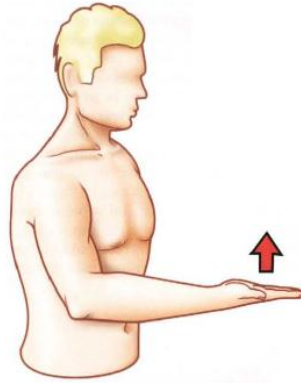


Figura 1.4 Posición anatómica de la mano. [1]

Flexión

Es el movimiento en el que la cara anterior o palmar de la mano se aproxima a la cara anterior del antebrazo.

El movimiento de flexión activa alcanza hasta los 85° , sin embargo el movimiento de flexión pasiva, que se da cuando la muñeca es impulsada de forma externa a adoptar una posición máxima de flexión, alcanza hasta los 95° .

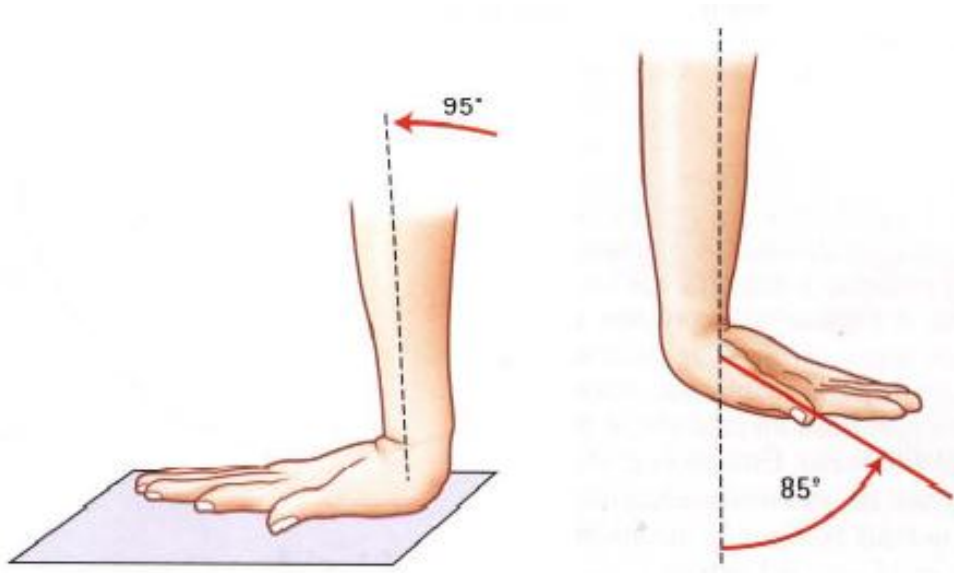


Figura 1.5 Flexión pasiva y flexión activa de muñeca. [1]

Extensión

Es el movimiento en el que la cara posterior o dorsal de la mano se aproxima a la cara posterior del antebrazo.

El movimiento de extensión activa alcanza al igual que el de flexión hasta los 85°, sin embargo el movimiento de extensión pasiva alcanza hasta los 100°.

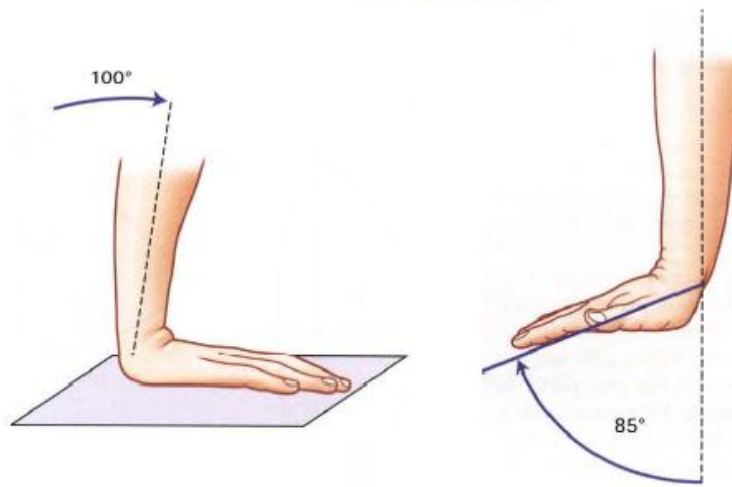


Figura 1.6 Extensión pasiva y extensión activa de muñeca. [1]

Abducción

También llamado movimiento de inclinación radial, en éste la mano se aleja del eje del cuerpo y su borde interno, el movimiento es en dirección del meñique. Por lo general el movimiento de abducción alcanza hasta los 15°.

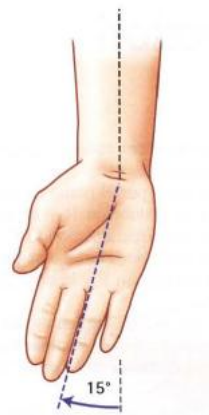


Figura 1.7 Abducción de muñeca. [1]

Aducción

También llamado movimiento de inclinación cubital, en éste la mano se aproxima al eje del cuerpo, el movimiento se da en dirección del pulgar.

El movimiento de aducción alcanza una amplitud de 45° cuando el ángulo es medido en la línea que va del centro de la muñeca al extremo del tercer dedo.

Características de los movimientos de aducción-abducción:

- La amplitud del movimiento de aducción es aproximadamente dos o tres veces mayor que la del movimiento de abducción.
- La amplitud de aducción es mayor en supinación que en pronación.
- La amplitud en ambos movimientos es mínima cuando la muñeca se encuentra en flexión forzada o en extensión debido a que en éstas posiciones los ligamentos carpianos están forzados. En posición anatómica o en ligera flexión la amplitud es máxima debido a que los ligamentos carpianos se encuentran distendidos.

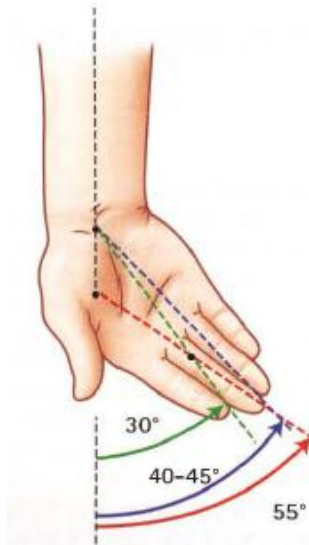


Figura 1.8 Aducción de muñeca. [1]

Circunducción

La combinación de los movimientos de flexo-extensión con los movimientos de aducción-abducción da origen al movimiento llamado circunducción.

Éste es un movimiento que en relación a los dos ejes de la muñeca se realiza simultáneamente y cuando alcanza su máxima amplitud el eje de la mano describe una superficie cónica llamada cono de circunducción. El cono tiene su vértice en el

centro de la muñeca y su base está formada por la trayectoria que recorre el extremo del tercer dedo durante el movimiento de circunducción máxima.

Debido a que la amplitud de los movimientos de abducción-aducción y flexo-extensión es asimétrica, el cono es irregular, ya que la trayectoria formada en la base no es circular, tiene una forma irregular similar a una elipse.

Por el hecho de que los movimientos de la muñeca en pronación tienen una amplitud menor que en supinación, el cono de circunducción tiene una base menor en pronación, en otras palabras, el cono en supinación está más abierto.

Sin embargo, gracias a los movimientos asociados de pronosupinación, el aplanamiento del cono de circunducción puede compensarse en cierta medida, y el eje de la mano puede ocupar todas las posiciones en el interior de un cono cuyo ángulo de apertura es de 160 a 170°.

Además un movimiento simultáneo o sucesivo en torno a dos ejes conlleva una rotación automática o incluso una rotación conjunta en torno al eje longitudinal de la mano, que orienta la palma en una dirección oblicua en relación al plano de la cara anterior del antebrazo. [1]

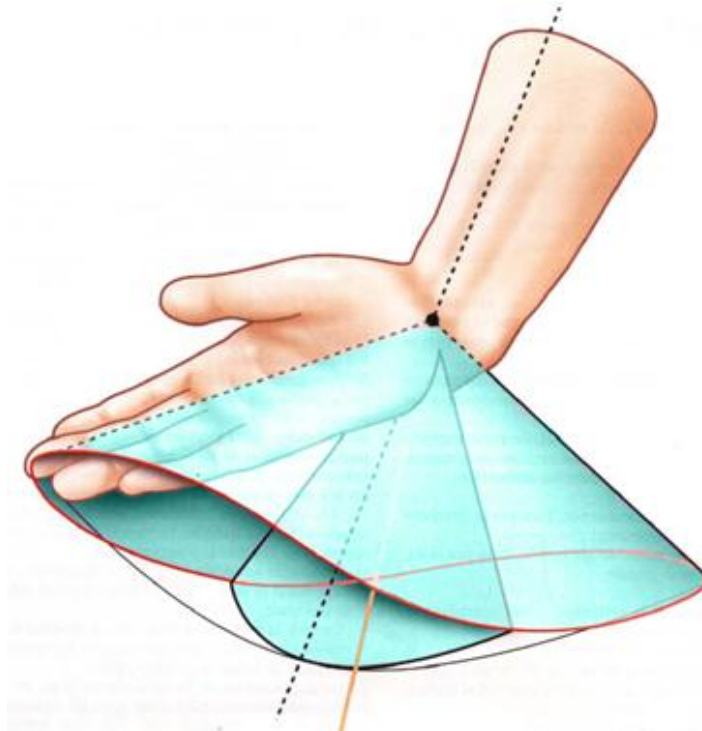


Figura 1.8 Cono de circunducción. [1]

1.3 Músculos motores de la muñeca

Por la muñeca pasan 16 músculos que permiten el movimiento tanto de la muñeca como de los dedos. De ellos se pueden destacar 6 principales que actúan en los movimientos de abducción-aducción y flexo-extensión de la muñeca.

Cubital anterior

Su origen se encuentra en la epitroclea del húmero, en los dos tercios proximales del borde posterior del cúbito y en el borde interno del olécranon. Su inserción se encuentra tanto en el hueso pisiforme como en el hueso ganchoso y en el quinto metacarpiano.

Al tensarse actúa en la flexión y en la aducción de la muñeca y también ayuda en la flexión del codo.

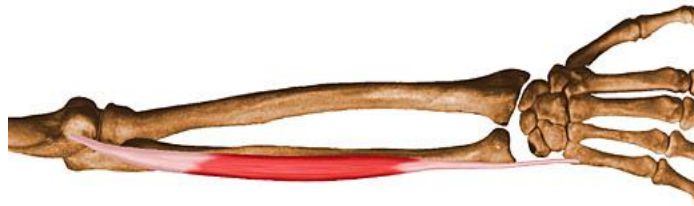


Figura 1.9 Músculo cubital anterior. [3]

Cubital posterior

Su origen se encuentra en el epicóndilo lateral del húmero. Su inserción se da en el borde radial del quinto metacarpiano.

Su acción produce la extensión y le aducción de la muñeca.

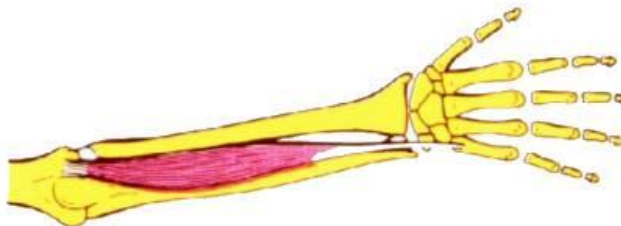


Figura 1.10 Músculo cubital posterior. [3]

Palmar mayor

Su origen se encuentra en la epitroclea del húmero y en la fascia antebraquial profunda. Su inserción se da en la base del segundo metacarpiano y en la base del tercer metacarpiano.

Al tensarse actúa en la flexión y en la aducción de la muñeca, así como en la pronación y en la flexión del codo.

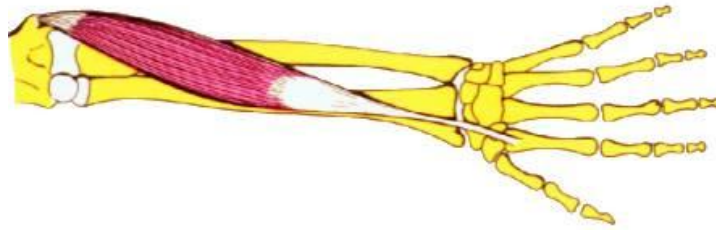


Figura 1.11 Músculo palmar mayor. [3]

Palmar menor

Su origen está en la epitroclea del húmero, el tendón del flexor común y en la fascia antebraquial profunda. Su inserción se da en el ligamento transversal del carpo y en la aponeurosis palmar.

Su acción produce la tensión de la fascia palmar, la flexión de la muñeca y participa en la flexión del codo y la pronación.

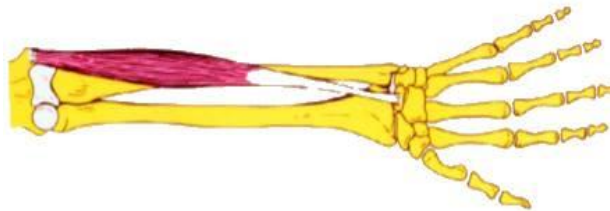


Figura 1.12 Músculo palmar menor. [3]

Segundo radial externo

Su origen se encuentra en el epicóndilo lateral del húmero. Su inserción se da en la superficie dorsal de la base del tercer metacarpiano.

Su acción produce la extensión y le abducción de la muñeca.



Figura 1.13 Músculo segundo radial externo. [3]

Primer radial externo

Su origen se encuentra en la cresta supracondílea externa del húmero. Su inserción está en el borde radial de la cara dorsal de la base del segundo metacarpiano.

Su acción produce la extensión y abducción de muñeca y participa en la flexión del codo. [3]

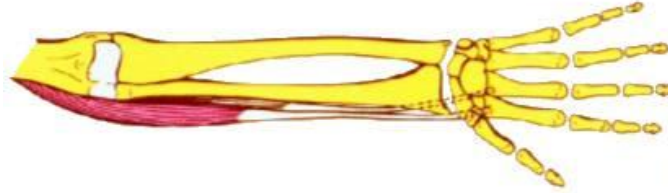


Figura 1.14 Músculo primer radial externo. [3]

En la siguiente tabla se muestran los músculos que actúan en cada movimiento de la muñeca.

Tabla 1.1 Músculos motores de los movimiento de la muñeca.

Movimiento	Músculos que actúan
Aducción	Cubital anterior, cubital posterior y palmar mayor
Abducción	Primer radial externo y segundo radial externo
Flexión	Cubital anterior, palmar mayor y palmar menor
Extensión	Cubital posterior, primer radial externo y segundo radial externo

CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES

2.1 Historia de las prótesis

El uso de prótesis data de la quinta dinastía egipcia (2750-2625 a. C.). El primer escrito que hace referencia a un miembro artificial es un antiguo poema escrito en sanscrito entre el año 3500 y el 1800 a. C. que cuenta la historia de un guerrero que al perder una pierna en batalla le colocaron una prótesis de hierro para que regresara a la batalla.

En 1858 en Capri, fue descubierta una prótesis romana hecha de madera, bronce y correas de cuero que data del año 300 a. C.

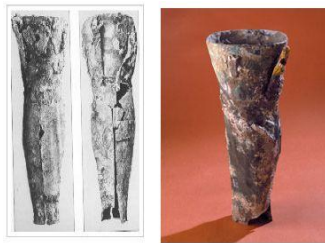


Figura 2.1 Prótesis romana del 300 a. C. [5]

Durante la segunda guerra púnica (218 a 210 a. C.) se cree que se construyó una mano de hierro para el general romano Marcus Sergius que sólo le servía para sostener su escudo pero que le permitió luchar en la guerra.



Figura 2.2 Mano de Hierro del general Marcus Sergius [6]

Gracias a el desarrollo y mejora de las técnicas de cirugía se han obtenido los mayores avances en el campo de la prótesis, tal es el caso del alemán Gotz Von Berlichingen, que al perder ambas manos, le fueron colocadas manos de hierro.

En 1529 el médico francés Ambroise Pare, comenzó a utilizar la amputación como medida para salvar vidas en la medicina, poco después inició en el desarrollo de miembros protésicos. Pare creó la *Le Petit Lorrain hand* hecha de hierro y operada por cuerdas.

En 1816 después de haber perdido una pierna en la batalla de Waterloo, el primer marqués de Anglesea desarrolló la *Clapped Leg*, llamada así por el sonido que emitía al llegar a la extensión total.

La guerra civil americana (1861-1865) tuvo gran influencia en el desarrollo de las prótesis, ya que resultado de ésta, hubo 30,000 amputaciones.

Debido a esa influencia, en 1863 se inventó la mano de goma, que se hacía vertiendo el material en un molde hecho a partir de una mano humana. Los dedos eran flexibles y se doblaban ejerciendo presión.

En 1898 el doctor Vanghetti creó un miembro que podía moverse mediante la contracción muscular.



Figura 2.3 Pierna protésica del siglo XIX. [7]

En el siglo XX, después de la segunda guerra mundial, se dieron los mayores avances en prótesis, ya que hubo gran cantidad de jóvenes que, por participar en la guerra, sufrieron amputaciones.

Sin embargo fue hasta 1960 que los rusos produjeron una mano funcional. Más tarde en la década de los 70 se desarrolló una prótesis que se podía ensamblar a partir de componentes producidos en serie.

En la década de los 80 gracias a los avances en el desarrollo de materiales para la industria aeronáutica se hizo la primera prótesis de fibra de carbono, que entre sus características tenía ser de gran resistencia y de bajo peso. Además con el desarrollo de los sistemas CAD CAM, se inició la producción de miembros moldeados en plástico. Incluso se desarrollaron prótesis con piel sintética hecha de silicona.

En la década de los 90 se desarrolló la primer prótesis comercial de rodilla controlada por microprocesadores, llamada prótesis inteligente, ya que se programa en especial para cada usuario mientras camina, obteniendo con ello una marcha suave y un mejor ahorro de energía, además reacciona a cambios de velocidad.[4]

2.2 Patentes de prótesis de muñeca

Existen diversos diseños patentados de prótesis de muñeca, en esta sección se presentan algunos de los diseños recientemente patentados.

Patente número US 7,918,894. Es un diseño en el que el implante permite el movimiento de la muñeca en al menos una dirección fisiológica, flexo-extensión, y limita el movimiento de la muñeca en al menos una dirección no fisiológica. Está realizado en dos componentes, el distal y el proximal, el distal contiene la porción principal de la articulación y el componente proximal contiene la porción secundaria de la articulación. Ambos componentes tienen una forma cóncava y una convexa para formar la articulación uno con el otro. [8]

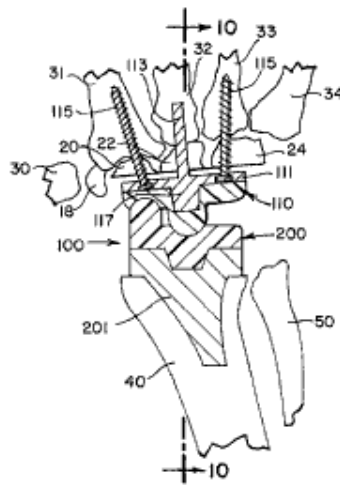


Figura 2.4 Dibujo de la prótesis de reemplazo total de muñeca en la imagen se muestra la colocación del implante. [8]

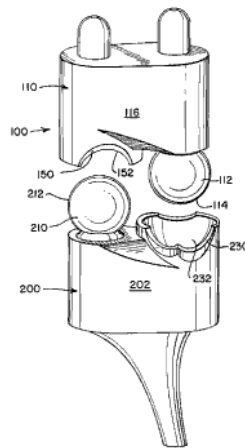


Figura 2.5 Vista en explosión de los componentes distal y proximal donde se aprecia la forma cóncava y convexa de las juntas. [8]

La patente US 6,969,407 es una prótesis que reemplaza el componente radiocarpiano de la articulación de muñeca, está constituida por dos partes, la primera que es una base que se implanta en el radio mediante un vástago, y la segunda un inserto que funciona como la articulación radiocarpiana natural, el inserto puede ser reemplazado para mantenimiento sin necesidad de reemplazar la base. [9]

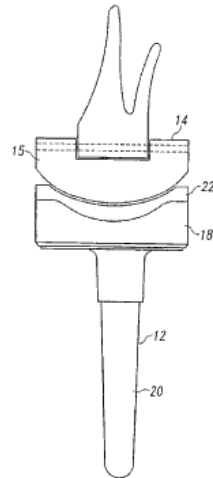


Figura 2.6 Implante de articulación radiocarpiana de la muñeca. [9]

La patente de número US 8052756 propone un diseño con el que se reemplaza la articulación radiocarpiana, conservando la mediocarpiana. Con éste diseño se logra mantener la movilidad de la articulación, y se logra mantener también los huesos de la muñeca que están en buen estado, incluso porciones de hueso fracturadas pueden mantenerse sujetas al implante.[10]

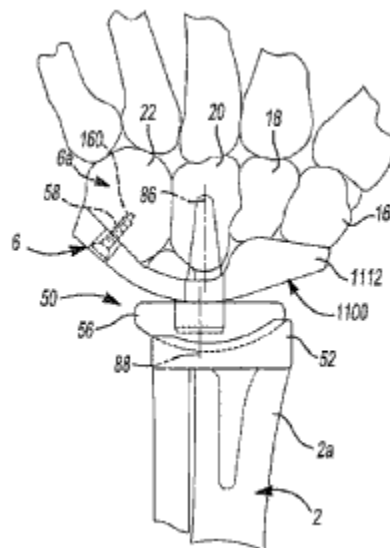


Figura 2.7 Implante del reemplazo de la articulación radiocarpiana. [10]

La patente US 7,625,408 es el diseño de un implante protésico de muñeca que resuelve algunos de los problemas de diseños anteriores, y uno de ellos es que su geometría es simétrica, con lo que se puede utilizar tanto para la mano derecha como para la izquierda. Además su tamaño es aproximado a diferentes medidas antropométricas de la articulación radiocarpiana. [11]

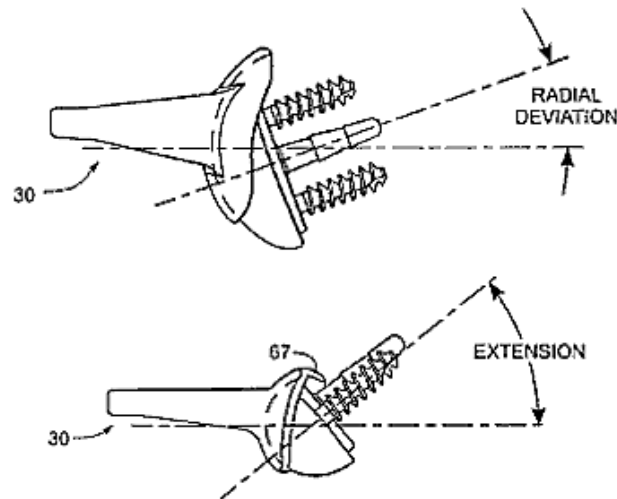


Figura 2.8 Implante de prótesis de muñeca, se muestran los movimientos de extensión y desviación radial o abducción. [11]

La patente US 7914587 es un diseño multi-axial enfocado en el uso de un brazo protésico. La base de la muñeca está diseñada para ensamblarse con facilidad a un brazo protésico. El diseño permite 30° de movimiento de extensión y 30° de flexión. No es posible realizar los movimientos de abducción y aducción, sin embargo realiza el movimiento de pronosupinación. [12]

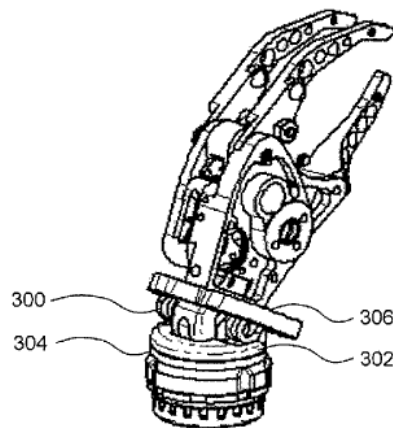


Figura 2.9 Prótesis de muñeca acoplable a brazo protésico, en la imagen se muestra el movimiento de flexión. [12]

2.3 Tipos de prótesis de miembro superior

Las prótesis de miembro superior se pueden clasificar de acuerdo al nivel de amputación, de acuerdo a su función y de acuerdo a las fuentes de energía que utilizan para moverse.

Según el nivel de amputación, se clasifican en desarticulación, (de hombro, de codo y de muñeca), transhumerales, transradiales y amputaciones parciales de mano.

Los niveles de amputación de brazo son: tercio proximal, tercio medio y tercio distal. Los niveles de amputación de antebrazo son clasificados de forma similar a los de brazo, y son de tercio proximal, tercio medio y tercio distal.

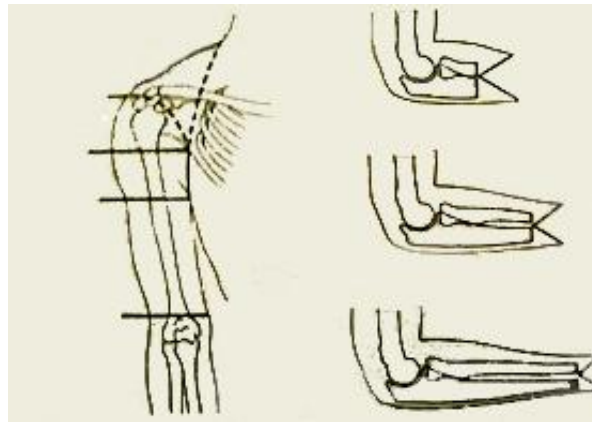


Figura 2.10 Niveles de amputación de brazo, (izquierda), y antebrazo, (derecha), tercio proximal, tercio medio y tercio distal. [13]

En la amputación de muñeca se pueden dar tres casos, la amputación transcarpiana, la desarticulación de la mano y la amputación en el antebrazo, antes de la muñeca. Sin embargo, de los tres tipos, son preferibles la amputación transcarpiana y la desarticulación de mano, ya que con ellas no se modifica la articulación radiocubital, con lo que se pueden conservar los movimientos de pronación y supinación.



Figura 2.11 Desarticulación de la muñeca, en ésta es modificada la articulación radiocubital, perdiendo los movimientos de prono-supinación. [13]

De acuerdo a su función se clasifican en pasivas y activas.

Prótesis pasivas

Tienen como función restablecer la apariencia exterior, por lo que también son llamadas prótesis estéticas, deben satisfacer necesidades de confort, aspecto y peso. [13]



Figura 2.12 Prótesis estéticas de mano y dedos. [13]

Prótesis activas o funcionales

Tienen como objetivo recuperar la funcionalidad de un miembro amputado. Se dividen en mecánicas, eléctricas, neumáticas, mioeléctricas e híbridas.

Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y tener una fuerza de presión o 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 sujetar objetos pequeños.

El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona.

Prótesis eléctricas

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés.

En ciertas ocasiones se combinan éstas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket, que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación son costosas, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis.

Prótesis neumáticas

Eran prótesis accionadas por ácido carbónico comprimido, que proporcionaba una gran cantidad de energía, aunque también presentaba como inconveniente la complicación de sus aparatos accesorios y del riesgo del uso del ácido carbónico. En la actualidad ya no se utilizan. [14]

Prótesis mioeléctricas

Se han desarrollado en base a los conocimientos de diferentes ciencias, como son la biónica, la cibernética, la robótica y la mecatrónica y debido a ello, este tipo de prótesis es conocido con diferentes nombres como son prótesis cibernéticas, biónicas, mioeléctricas, mecatrónicas, electromecánicas, etc. Sin embargo los diferentes términos describen al tipo de prótesis que es desarrollada con la combinación de la electrónica y la mecánica y controlada con impulsos eléctricos provenientes de los músculos.



Figura 2.13 Prótesis mioeléctrica con electrodos. [15]

Para realizar el control mediante señales musculares, se utilizan diferentes tipos de sensores que captan las señales musculares, entre los diferentes sensores que se utilizan se encuentran los electrodos, los sensores de cambio de volumen muscular, sensores de tacto, etc. Sin embargo los sensores más utilizados son los electrodos.

Las señales electromiográficas (EMG) captadas son del orden de microvolts y contienen ruido eléctrico, por lo que se requiere realizar una amplificación y filtrado

de ellas para después enviarlas a un sistema electrónico de control que envía las señales de control a los actuadores de la prótesis.

Las prótesis híbridas combinan la tecnología de las mioeléctricas y las mecánicas, se utilizan comúnmente para individuos con amputación transhumeral. Con frecuencia en la prótesis híbrida el codo es de control mecánico y el dispositivo terminal es de control mioeléctrico. [13]



Figura 2.14 Prótesis híbrida. [13]

2.4 Tendencias en el desarrollo de prótesis

Debido a la velocidad a la que avanza el desarrollo de la tecnología y la mecatrónica, se esperan grandes avances en la calidad y funcionalidad de las prótesis, entre las mejoras esperadas se tiene una mayor precisión, fuerza, capacidad de respuesta y estabilidad en el control.

Como en todos los dispositivos tecnológicos, se estima que los costos de desarrollo y fabricación se reduzcan, haciendo así que el precio final de las prótesis de mayor tecnología sea menor y más accesible para las personas con menor poder adquisitivo. Se espera esta reducción en los costos debido a la expansión del conocimiento y el manejo de tecnología, por una parte y por otra por el desarrollo de nuevos materiales como los polímeros electroactivos.

Existen en la actualidad materiales llamados inteligentes que al recibir un estímulo, tienen la capacidad de variar sus propiedades físicas como son forma, rigidez, viscosidad, etc. El material puede reconocer y medir el estímulo que recibe. Por otra parte responde a esos estímulos de forma que funcionan como un actuador.

De los diferentes tipos de materiales inteligentes, se utilizan en las prótesis los materiales con memoria de forma. La memoria de forma es la capacidad de un material para cambiar su forma al recibir la aplicación de un estímulo externo.

Existen cuatro clases de materiales con memoria de forma, con diferencias en la naturaleza o del estímulo externo al que responden. Las cuatro clases son:

- Aleaciones con Memoria de Forma (*Shape Memory Alloys, SMAs*).
- Cerámicas con Memoria de Forma (*Shape Memory Ceramics, SMCs*).
- Polímeros con Memoria de Forma (*Shape Memory Polymers, SMPs*).
- Aleaciones Ferromagnéticas con Memoria de Forma (*Ferromagnetic Shape Memory Alloys, FSMAs*).

En las aleaciones metálicas, el efecto de memoria de forma se basa en la transición que se produce entre dos fases sólidas, una de baja temperatura o martensítica y otra de alta temperatura o austenítica. Por ejemplo, el material se deforma en la fase martensítica y recupera de forma reversible sus dimensiones originales mediante el calentamiento por encima de una temperatura crítica de transición.

Las aleaciones ferromagnéticas sufren el efecto de memoria de forma bajo la aplicación de diferentes campos magnéticos, su comportamiento es similar al de las aleaciones con memoria de forma (*SMAs*) pero el estímulo al que responden, en vez de ser la temperatura, es el campo magnético aplicado.

Los polímeros con memoria de forma son materiales poliméricos con la capacidad de recordar su forma original. Este efecto está relacionado con la combinación de la estructura y la morfología del polímero junto con el proceso y tecnología de programación de inclusión de la forma empleado. [14]

CAPÍTULO 3. DISEÑO CONCEPTUAL

El planteamiento principal de éste trabajo se centra en retomar la propuesta de diseño de prótesis de muñeca de *Morales San Juan* [16] y realizar las modificaciones necesarias para cumplir con los objetivos del presente trabajo, dichos objetivos se traducen en los requerimientos de diseño de la prótesis y son:

- El modelo diseñado y manufacturado será un modelo funcional.
- El modelo será semejante a la muñeca real en forma, tamaño y movimientos.
- El modelo contendrá en su interior a los actuadores, mecanismos y circuitos para que éstos no estén expuestos al exterior del modelo.

3.1 Especificaciones de diseño

Conocidos los requerimientos, se plantean las siguientes especificaciones de diseño para el modelo de prótesis de muñeca.

- **Tamaño**

El prototipo de muñeca debe tener un tamaño similar al tamaño promedio de la muñeca de un hombre mexicano adulto. Dicho tamaño es obtenido del estudio antropométrico realizado por *Morales San Juan* [16] a una muestra de jóvenes varones mexicanos.

Tabla 3.1 Dimensiones promedio de la muestra. [16]

Dimensiones promedio de la muestra (mm)			
Ancho de la muñeca (articulación radiocarpiana)	Ancho de la muñeca (articulación intercarpiana)	Distancia entre la articulación radiocarpiana y el metacarpo	Espesor de la muñeca
63.37	80.37	46	35.02

- **Funcionamiento**

Deberá realizar los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción, en los rangos de movimiento promedio de la muestra analizada. Los movimientos se deben realizar de forma controlada y semejante en las 4 direcciones.

Tabla 3.2 Rangos promedio de movimiento. [16]

Rangos promedio de movimiento (°)			
Abducción	Aducción	Flexión	Extensión
20.5	47.9	62.2	61.3

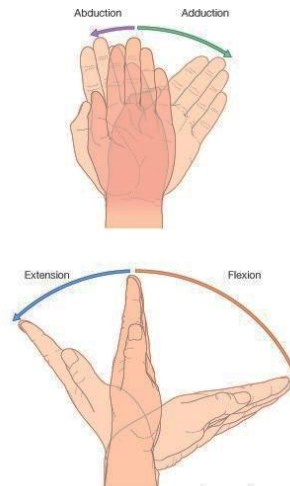


Figura 3.1 Movimientos de flexo-extensión, abducción y aducción. [17]

La figura 3.2 muestra el lugar y forma de la medición de los rangos de movimiento y de las dimensiones de la muñeca real.

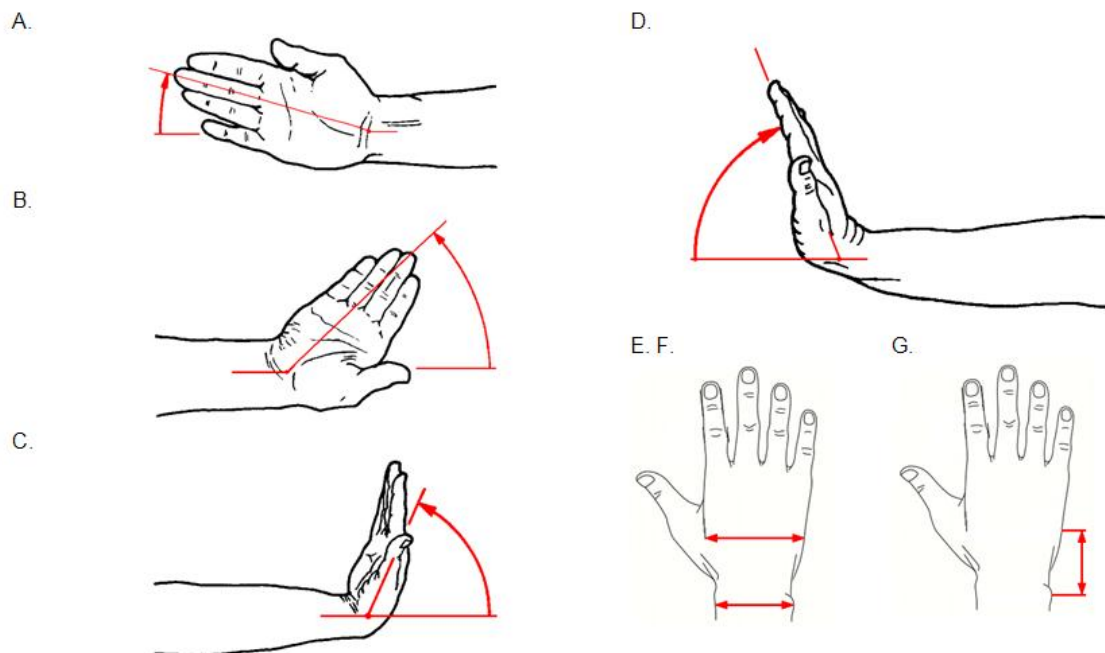


Figura 3.2 Medición de movimientos y dimensiones. a) abducción, b) aducción, c) flexión, d) extensión, e) ancho en la articulación radiocarpiana, f) ancho en la articulación mediocarpiana g) distancia entre la articulación radiocarpiana y la articulación mediocarpiana. [16]

- **Peso**

El peso del prototipo deberá ser el mínimo por lo que sin contabilizar el peso de las baterías el prototipo deberá pesar menos de 500 g.

- **Forma**

El prototipo de muñeca debe tener una forma que se asemeje a la natural, aunque no necesariamente debe tener la apariencia natural, ya que puede llevar un recubrimiento que cumpla esa función.

- **Consumo energético**

El consumo energético de los actuadores deberá ser en total menor a 600 mA.

- **Resistencia mecánica**

El material del modelo debe garantizar que la prótesis soporte, de forma pasiva, una fuerza de tracción de 50 kg en dirección a la punta de los dedos.

3.2 Clasificación en subproblemas

A partir de los requerimientos y especificaciones se realiza una descomposición del problema en subproblema de estructura y subproblema de funcionamiento.

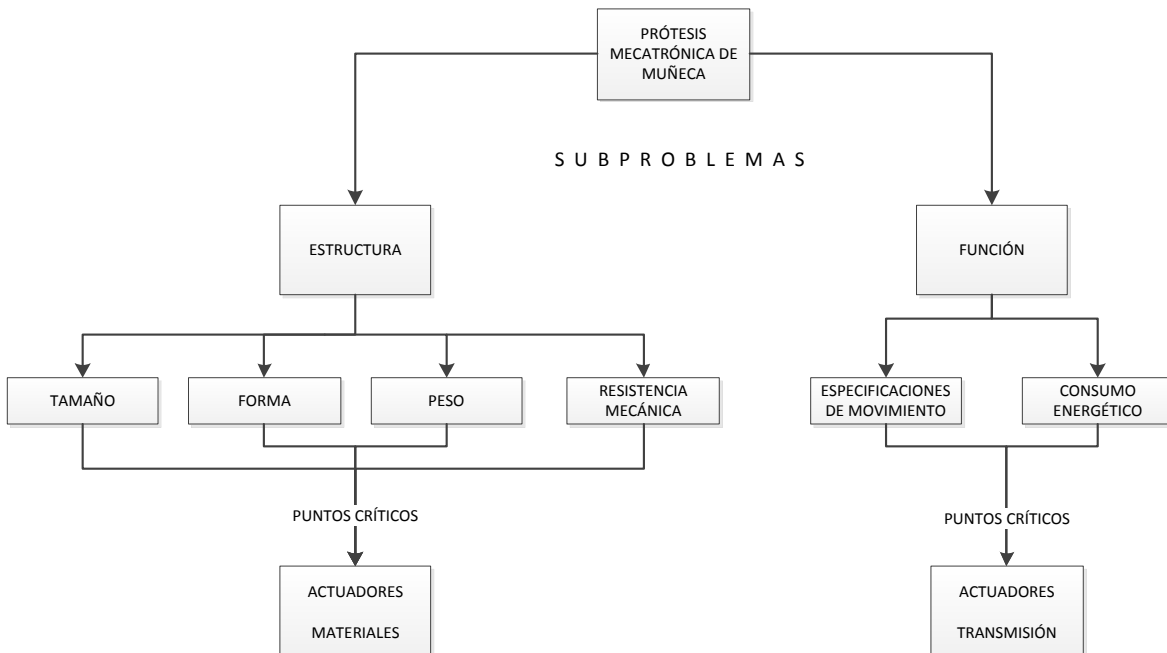


Figura 3.3 Descomposición del problema e identificación de puntos críticos.

El subproblema de estructura involucra las especificaciones de tamaño, forma, peso y resistencia mecánica, así como la necesidad de mantener todos los elementos dentro de la estructura de la prótesis.

El subproblema de funcionamiento involucra las especificaciones de movimiento y la restricción de consumo energético.

Para resolver el subproblema de estructura, es necesario tomar en cuenta dos puntos básicos, el primero es seleccionar un sistema mecánico de actuación, es decir actuadores y transmisión, que por sus dimensiones se pueda colocar dentro de la prótesis sin que se rebasen las especificaciones de tamaño, el segundo es seleccionar el material adecuado para la estructura, dicho material debe ser de bajo peso, debe tener una alta resistencia mecánica y a la corrosión y es necesario que sea de fácil manufactura.

Para resolver el subproblema de funcionamiento es necesario seleccionar actuadores capaces de mover cargas de por lo menos 1 *kg*, que tengan un consumo menor a 250 *mA* y que sean pequeños, además es necesario seleccionar un sistema de transmisión que sea fácil de manufacturar, que tenga una buena eficiencia de transmisión, que sea capaz de transmitir grandes potencias y que sea de fácil instalación, entre otras.

A partir de los subproblemas, se puede detectar que los puntos críticos en el diseño de la prótesis de muñeca son los actuadores, la transmisión y los materiales. Sin embargo tanto los actuadores como los mecanismos de transmisión son los puntos críticos de mayor peso, ya que tienen gran influencia en los dos subproblemas identificados.

Para seleccionar los conceptos que den solución a los subproblemas y realizar el diseño y manufactura de la prótesis, es necesario consultar información sobre los materiales, actuadores y la transmisión que pueda utilizarse para el modelo.

Actualmente en el desarrollo de prótesis se utiliza aluminio, nylamid (nylon maquinable), titanio, ABS y fibra de carbono, sin embargo por ser resistente a la corrosión y ser fácil de maquinar, se puede considerar también el pvc espumado, (también conocido en la industria como trovicel).

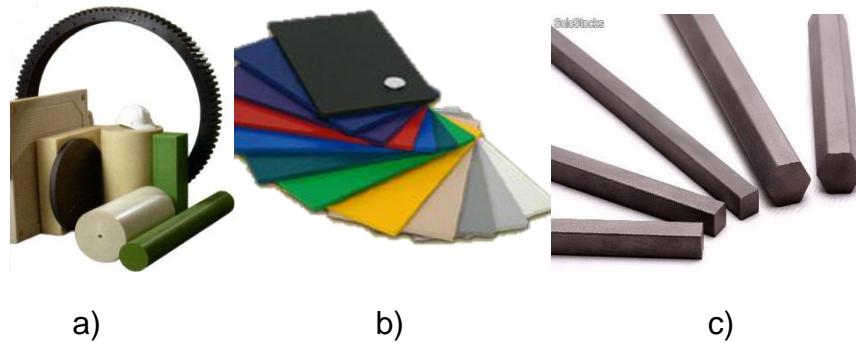


Figura 3.4 Diversos materiales: **(a)** Nylamid [18], **(b)** Trovicel [19], **(c)** Aluminio. [20]

Dentro de la variedad de actuadores existentes en el mercado conviene analizar las características de los utilizados en robótica y modelismo, ya que por lo general son pequeños y tienen un par considerable y un consumo energético bajo.

3.3 Actuadores

Son los elementos encargados de realizar el movimiento de la prótesis, en el mercado existen diferentes tipos de actuadores que podrían acoplarse al prototipo para realizar los movimientos que debe realizar la prótesis.

3.3.1 Motores de rotación continua de DC

Los motores de rotación continua de corriente directa son muy utilizados en robótica debido a que su puesta en marcha es muy simple, lo único que se debe hacer es aplicar la alimentación entre sus bornes para que el eje gire y basta con invertir la polarización para cambiar el sentido de giro del eje. [21]

Hay una gran diversidad de este tipo de motores en cuanto a tamaño, forma, consumo, potencia, velocidad, par, etc. Sin embargo todos tienen el mismo principio de funcionamiento.

Por si solos carecen de un par suficiente para mover cargas, sin embargo la mayoría de las veces se utilizan con una reducción, en conjunto el motor y la reducción son conocidos como motorreductor de DC.



Figura 3.5 Motorreductores. [22]

Este conjunto tiene entre sus características un bajo consumo energético y un par alto a baja velocidad.

Por sí solos no es posible realizar un control de posicionamiento, sin embargo con el uso de encóders o potenciómetros es posible realizarlo.

3.3.2 Motores a pasos

Los motores de pasos o paso a paso son actualmente muy utilizados en robótica y en la implementación de gran diversidad de mecanismos, por ejemplo fresadoras CNC, en los que el requisito principal es la precisión del movimiento.

Este tipo de motores se pueden mover, como su nombre lo dice, paso por paso, esto es que por cada pulso que se les aplique se mueven un paso, y éste paso dependiendo de la resolución que tenga el motor varía desde 1.8° hasta 90° , por lo que en los motores con mayor resolución, de 1.8° por paso, al dar 200 pasos, el motor realizaría un giro de 360° .

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. [23]



Figura 3.6 Motores a pasos. [24]

En robótica son utilizados los motores de pasos del tipo imán permanente, en éstos el rotor tiene una polarización magnética constante y gira de tal forma que se orienta al campo magnético creado por las fases del estator.

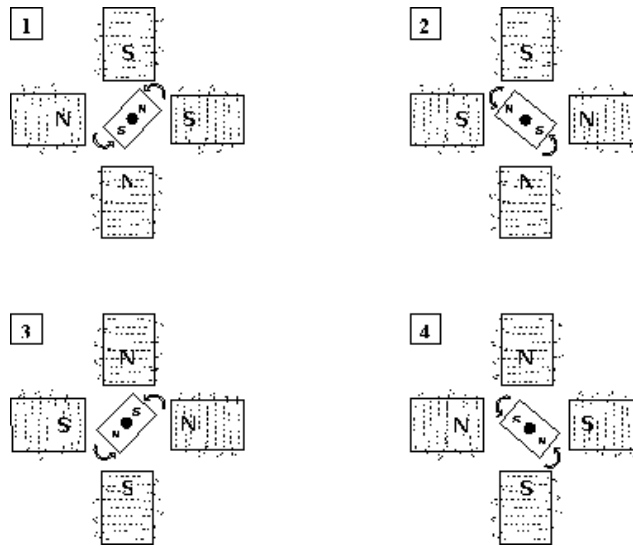


Figura 3.7 Movimiento generado por la secuencia de excitación de las bobinas. [25]

La señal de control del motor paso a paso está conformada por trenes de pulsos que alimentan los electroimanes del estator uno a uno y en una secuencia establecida. Con cada pulso enviado al motor, éste gira la cantidad de grados discreta y correspondiente a un paso, por lo que para hacer que el motor gire en una cantidad determinada de grados y a una cierta velocidad, los electroimanes del estator deberán ser alimentados de forma secuencial y con una determinada frecuencia.

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 lo que debe ser aumentada progresivamente. [26]

3.3.3 Servomotores de modelismo

El servo es un tipo de motor que está configurado de tal forma que el eje tiene un movimiento controlado, mediante una señal de control codificada se puede situar el eje del motor en posiciones angulares específicas, al mantener la señal de control sin variación, el eje del motor mantiene su posición angular y al variar la señal de control, el eje adopta una nueva posición.

En la práctica, se usan servomotores para posicionar superficies de control como el movimiento de palancas, pequeños ascensores y timones. Ellos también se usan en radio control, títeres, y en robots.



Figura 3.8 Servomotor. [27]

El mecanismo está compuesto por una resistencia variable o potenciómetro, por un motor de DC, una reducción y un circuito de control. Mediante la supervisión del valor de potencial del potenciómetro, el circuito de control puede reconocer la posición del eje de salida del servo. En caso de que el ángulo sensado sea correcto, el motor está apagado, por el contrario si se detecta que el ángulo es incorrecto, el motor gira hacia la posición correspondiente al ángulo correcto y en el momento que llegue a éste, el motor se apaga. Por lo regular el movimiento del eje del servomotor es de hasta 180° , sin embargo existen servomotores que logran los 220° . Por estas características los servomotores son utilizados para realizar movimientos angulares de entre 0° y 180° . Un servo normal no es mecánicamente capaz de retornar a su lugar.

El servomotor tiene 3 cables, siendo dos de ellos para alimentación y el tercero es el cable de control, mediante el cual se comunica al servo el ángulo en que se debe posicionar. El ángulo se determina de acuerdo a la duración del pulso que es enviado por el cable de control. A la modificación de la duración del pulso de forma controlada se le llama modulación de ancho de pulso PWM.

El servo espera ver un pulso cada 20 ms (0.02 s). La longitud del pulso determinará los giros de motor. Un pulso de 1.5 ms , por ejemplo, hará que el motor se torne a la posición de 90° (llamada posición neutra). Si el pulso es menor de 1.5 ms ., entonces el motor se acercará a los 0° . Si el pulso es mayor de 1.5 ms , el eje se acercará a los 180° . [28]

3.3.4 Actuadores lineales de DC

Los actuadores lineales de DC están compuestos por un motor de corriente directa y una transmisión de tornillo sin fin con lo que transforma el movimiento rotacional del motor a un movimiento lineal.

Los hay de diferentes longitudes de desplazamiento y de diferentes capacidades de carga (algunos de 55 kg), sin embargo todos ellos tienen el mismo principio de funcionamiento, su control es sencillo y su uso también, sin embargo entre sus

inconvenientes está el tamaño, ya que son muy grandes en comparación con otros actuadores como los servomotores de modelismo o los motorreductores. Por el tornillo sin fin pueden anclarse a la posición donde se quede apagado y en esta puede sostener hasta 227 kg.



Figura 3.9 Actuador lineal de DC. [29]

3.3.5 Músculos Neumáticos

Los músculos neumáticos son un tipo de actuador que con el uso de aire a presión realiza un movimiento lineal sin utilizar pistones, este tipo de actuadores tiene un corto tiempo de existencia en el mercado, Se les llama músculos neumáticos porque imitan el funcionamiento de un músculo biológico de forma que cuando son activados se contraen.

Sus principales ventajas:

- Son fáciles de usar.
- En determinados usos en robótica son más eficaces que los cilindros neumáticos.

Un músculo neumático regularmente se contrae un 25% de su longitud y en algunos casos hasta 40% de su longitud. El músculo neumático utiliza aire comprimido, sin embargo se requiere de energía eléctrica para comprimir el aire. Un músculo neumático posee una respuesta rápida y un ciclo veloz. La capacidad de carga de un músculo neumático pequeño es de alrededor de 3 kg.



Figura 3.10 Músculo neumático. [30]

El músculo neumático es un tubo alargado construido con una malla de plástico negro. Dentro de él hay un tubo de goma blanda. En los extremos posee unos clips de metal que lo cierran. La red plástica toma forma de lazos en cada extremo, que se sujetan con los clips del metal. Los lazos se utilizan para fijar el músculo neumático a un dispositivo. En los tamaños mayores, los fabricantes utilizan uniones sólidas en lugar de los lazos.

Cuando se presuriza un músculo neumático, la cámara de goma se infla. La cámara presiona contra la red de sujeción de plástico negro, que también se extiende. Al aumentar el grosor de la red plástica, su longitud se acorta. Esto causa que la longitud total del músculo neumático se reduzca, produciendo la contracción. [30]

3.4 Materiales para la prótesis

3.4.1 PVC Espumado

Las placas de PVC espumado constan de dos capas compactas de recubrimiento con una superficie blanca y un núcleo de espuma blanca.

El PVC se utiliza en publicidad, construcción e industria, por sus amplias características.

Principales características

- Es un material ligero.
- Es fácil de manufacturar, (fresar, taladrar, aserrar), así como de pintar.
- Aislante del calor y del ruido.
- No tóxico

Algunas de sus aplicaciones son:

- Comunicación: displays, rótulos, imagen corporativa, exposiciones, pequeña señalización, cajas para presentación de productos, artículos de promoción, etc.
 - Embalaje: cajas protectoras, embalajes industriales, envases recuperables etc.
- [31]

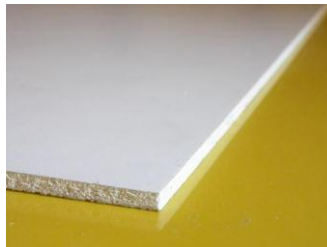


Figura 3.11 Placa de PVC espumado. [32]

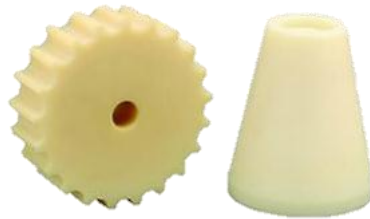
Tabla 3.3 Principales propiedades mecánicas del PVC espumado. [33]

Propiedades Mecánicas PVC	
Resistencia a la tensión	15 MPa
Elongación a la ruptura	15%
Módulo de elasticidad	800 MPa
Dureza Rockwell(escala m)	55

3.4.2 Nylon Maquinable Nylamid M®

Familia de las poliamidas (PA) nylon. Su combinación de propiedades mecánicas y eléctricas, su resistencia a la abrasión, ligereza (su peso es 1/7 del peso del bronce), facilidad de maquinado y amplia disponibilidad de presentaciones y medidas, han hecho del Nylamid M®, el material ideal para la fabricación de diversas piezas; desde pequeños bushings, engranes, cojinetes, rodillos, ruedas y tornillos, hasta grandes coronas de engrane, de casi 2 m de diámetro, usando las mismas máquinas y herramientas que se usan para el maquinado de metales.

Es el tipo de Nylamid® más usado en la industria, pues cuenta con las características generales del Nylamid®, pero además es el producto que ofrece la mayor disponibilidad de medidas para la fabricación de piezas, desde muy pequeñas hasta muy grandes y está aprobado para trabajar en contacto directo con alimentos, según la norma NMX-E-202-1993-SCFI. Su resistencia térmica es de 93°C. [34]

**Figura 3.12** Ejemplos de piezas de Nylamid M®. [34]

Aplicaciones típicas del Nylamid M:

- Cojinetes
- Aislantes eléctricos
- Moldes
- Poleas
- Catarinas
- Engranés
- Ruedas
- Rodillos
- Sellos para válvulas
- Raspadores

- Guías de desgaste
- Piezas de impacto
- Prototipos
- Tolvas
- Aislantes térmicos

Tabla 3.4 Principales propiedades mecánicas del Nylamid M®. [34]

Propiedades Mecánicas Nylamid M	
Resistencia a la tensión 23 °C	82.7 MPa
Elongación a la ruptura 23 °C	20%
Módulo de elasticidad 23 °C	2.8 GPa
Resistencia a la flexión	110.2 MPa

3.4.3 ABS

Es un material perteneciente a la familia de termoplásticos, su nombre proviene de los tres monómeros que lo constituyen, acrilonitrilo, butadieno y estireno.

Entre sus principales características se encuentran su ligereza, buena resistencia mecánica y facilidad de procesado. Dependiendo de la cantidad de cada monómero en la mezcla, pueden tener una mayor resistencia a la tensión reduciendo la resistencia al impacto.

De forma individual cada monómero le aporta a la mezcla las siguientes propiedades:

- El acrilonitrilo aporta resistencia térmica, resistencia química, resistencia a la fatiga, dureza y rigidez.
- El butadieno aporta ductilidad a baja temperatura, resistencia al impacto y resistencia a la fusión.
- El estireno aporta facilidad de procesado (fluidez), brillo, dureza y rigidez.

Los procesos de manufactura con los que se puede trabajar son extrusión, moldeo por inyección, soplado y prensado.

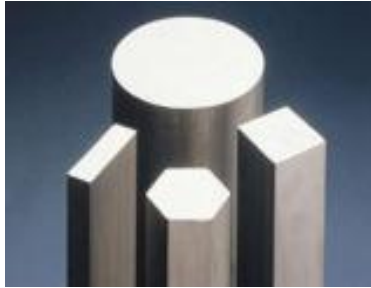
**Figura 3.13** Carcaza de monitor para PC hecha de ABS. [35]

Tabla 3.5 Principales propiedades mecánicas del ABS. [36]

Propiedades Mecánicas ABS	
Resistencia a la tensión	41 MPa
Elongación a la ruptura	45%
Módulo de elasticidad	2.1 GPa
Dureza Rockwell	88

3.4.4 Aluminio

Entre la gran variedad de aleaciones de aluminio la utilizada para barras cuadradas y soleras esta la aleación 6061 T6, que es una de las aleaciones más versátiles, posee las mejores cualidades del aluminio puro, una gran gama de propiedades mecánicas, es resistente a la corrosión, es de buena apariencia y de a fácil fabricación.

**Figura 3.14** Solera y barras de aluminio 6061 T6. [37]

T6 es la denominación que indica que es realizado mediante tratamiento térmico con solución y que es endurecido mediante envejecimiento artificial, estos tratamientos le proporcionan buenas propiedades mecánicas y de maquinabilidad, así como la resistencia a la corrosión. [37]

Tabla 3.6 Principales propiedades mecánicas del aluminio 6011. [37]

Propiedades Mecánicas Aluminio	
Resistencia a la tensión	276 MPa
Elongación a la ruptura	12%
Módulo de elasticidad	68.9 GPa
Dureza Rockwell B	60

3.4.5 Titanio

Es uno de los cuatro elementos más abundantes de la corteza terrestre, a pesar de tener una densidad de casi el doble del aluminio, está clasificado como metal ligero. A temperatura ambiente se cubre de una película de óxido muy fina, que le

hace resistente a la corrosión tanto en ambientes salinos como ácidos de forma similar al aluminio, sin embargo la película de óxido en el titanio le brinda una protección muy superior a la del aluminio. Una de sus más importantes características es su excelente biocompatibilidad. [38]



Figura 3.15 Implante con tornillo de titanio. [39]

El titanio es utilizado mayormente como dióxido de titanio, llamado titanio blanco utilizado en pinturas, papel, plásticos y otras aplicaciones. Las aleaciones de titanio se utilizan tanto en la industria aeronáutica como en partes de barcos, por su alta resistencia a la corrosión, alta resistencia mecánica, baja densidad y alta resistencia térmica. También se utilizan en diversos productos de consumo como palos de golf y bicicletas.

Tabla 3.7 Principales propiedades mecánicas del Titanio puro. [38]

Propiedades Mecánicas Titanio Puro	
Resistencia a la tensión	234 MPa
Elongación a la ruptura	54%
Módulo de elasticidad	100-120 GPa
Dureza Rockwell B	60

3.5 Sistema de transmisión mecánica (mecanismos)

Los mecanismos son los elementos encargados de transmitir el movimiento desde los actuadores hasta las piezas móviles del cuerpo del prototipo, es decir, las piezas que realizarán el movimiento de flexoextensión y abducción-aducción.

Dependiendo de la función que realiza el mecanismo se pueden dividir en:

- Mecanismos de transmisión del movimiento.
- Mecanismos de transformación del movimiento.

Mecanismos de transmisión del movimiento

Son mecanismos que reciben el movimiento del actuador y simplemente lo trasladan a otro punto. Esto es que si el movimiento recibido es lineal, el mecanismo lo entregará lineal y si es circular lo entregará circular.

Los mecanismos de transmisión lineal reciben y entregan el movimiento lineal. Ejemplo de éstos son las palancas y las poleas. Por otra parte están los mecanismos de transmisión circular, que reciben y entregan el movimiento circular. Los mecanismos de transmisión circular son los siguientes:

- Ruedas de fricción.
- Transmisión por correa.
- Engranajes.

3.5.1 Ruedas de fricción

Consisten en dos ruedas que se encuentran en contacto directo. La rueda de entrada (conectada al eje motor) transmite por rozamiento el movimiento circular a la rueda de salida (conectada al eje conducido).

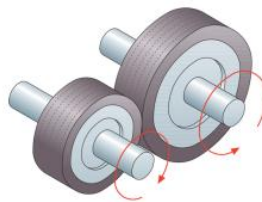


Figura 3.16 Ruedas de fricción. [40]

Entre sus inconvenientes está que pueden patinar, por lo que no pueden transmitir una gran potencia.

3.5.2 Transmisión por correa o poleas con banda

Este mecanismo transmite un movimiento circular entre dos ejes que se encuentran situados en distintos lugares. Cada eje se acopla a una polea y entre ambas poleas se hace pasar una banda o correa que mediante rozamiento transmite el movimiento circular de una polea a otra.

Características

- De acuerdo a la forma en que se coloca la banda, se puede hacer que la polea conducida gire en el sentido de la conductora o en sentido inverso a ésta, en incluso se puede transmitir el movimiento entre ejes no paralelos.

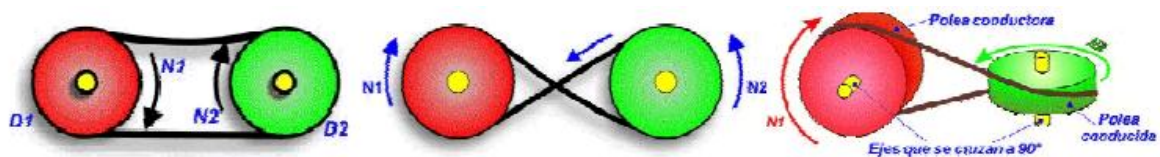


Figura 3.17 Poleas con banda [40]

- Debido a que la transmisión del movimiento se da por rozamiento, la banda puede patinar. Para disminuir el rozamiento se utilizan bandas en V o bandas dentadas.

3.5.3 Engranajes

Los engranajes son ruedas dentadas que transmiten el movimiento circular entre ejes cercanos mediante el empuje que ejercen los dientes de unas piezas sobre otras.

Características

Los dientes de las ruedas motriz y conducida ajustan perfectamente (engranan) por lo que nunca patinan. Se pueden emplear para transmitir grandes potencias.

- La rueda conducida gira en sentido inverso a la rueda motriz.
- En función del tamaño de cada rueda dentada (número de dientes), se pueden construir sistemas de aumento o reducción de la velocidad. [40]



Figura 3.18 Engranaje. [40]

Los engranes constituyen uno de los mejores medios para transmitir el movimiento de rotación de un eje a otro, ya que entre sus principales características se tiene que los engranes tienen una larga vida, es decir que pueden mantenerse en funcionamiento durante mucho tiempo antes de tener que ser reemplazados. Sin embargo su diseño, análisis y fabricación son complicados. [41]

Engrane recto.

Es el tipo de engranaje más sencillo y común, entre sus características está que no produce deslizamientos ni esfuerzo hacia los ejes, es el más ruidoso y es utilizado en bajas velocidades.

Engranes helicoidales

Este tipo de engranes tienen los dientes en forma de hélice, es decir que tienen un corte diagonal que forma un ángulo llamado ángulo de hélice que varía de 20 a 54°.

Una de sus mejores cualidades de este tipo de engranaje es que debido a que la superficie de contacto entre dientes es mayor que en el recto, tienen un funcionamiento más suave y silencioso.



Figura 3.19 Engranaje helicoidal. [40]

Los engranes helicoidales. Producen un empuje lateral, tanto en los engranes, como en las flechas; por lo que, para contrarrestar este efecto, tienen que usarse chumaceras de empuje. Para evitar este empuje axial (a lo largo de la flecha), se utilizan engranes de hélices opuestas, o bien, engranes bihelicoidales que tienen 2 series de dientes helicoidales dispuestos en “V”, con los que neutralizan los empujes axiales, evitando así el utilizar chumaceras de empuje. [42]

Tornillo sinfín corona

Estos son utilizados generalmente, en reductores de velocidad. Exclusivamente en sinfín, puede mover la corona, pero nunca al revés, ya que provocaría un gran esfuerzo de rozamiento, que dañaría el equipo.



Figura 3.20 Sinfín- corona. [40]

Los engranes sinfín, pueden ser sencillos, dobles, triples, etc., dependiendo del número de hilos o dientes que tengan, que es lo que determina la relación de velocidad. [42]

Engranés cónicos.

Existen 2 tipos principales, cónico recto y cónico helicoidal, pero con la misma característica de transmitir la fuerza en ángulo y con la diferencia que el cónico recto transmite menor carga que el otro. La forma de estos tipos de engranes

como su nombre lo indica, son conos truncados con dientes en las caras cónicas. [42]



Figura 3.21 Engranaje cónico. [40]

Mecanismos de transformación de movimiento.

Son mecanismos que reciben la energía o movimiento del elemento motriz, y transforman el tipo de movimiento para adecuarlo a las necesidades o características del elemento receptor.

Mecanismos en los que se transforma de movimiento lineal a circular o viceversa

Mecanismos de transformación del movimiento:

- Piñón – cremallera.
- Biela – manivela.

3.5.4 Piñón-cremallera

Se trata de una rueda dentada (piñón) que se hace engranar con una barra dentada (cremallera). Es un mecanismo de transformación de circular a lineal, y viceversa (lineal a circular).

Funcionamiento:

- Si la rueda dentada gira (por la acción de un motor), la cremallera se desplaza con movimiento rectilíneo.
- Si a la cremallera se le aplica un movimiento lineal, empuja a la rueda dentada haciendo que ésta gire.

Aplicaciones: movimientos lineales de precisión (microscopios), sacacorchos, regulación de altura de los trípodes, movimiento de estanterías móviles en archivos, farmacias o bibliotecas, cerraduras, funiculares, apertura y cierre de puertas automáticas de corredera, desplazamiento máquinas herramientas (taladros, tornos, fresadoras...), cerraduras, gatos de coche, etc.

3.5.5 Mecanismo de cuatro barras

Uno de los mecanismos más comunes y usados es el mecanismo de cuatro barras, donde el eslabón uno es la bancada, los eslabones 2 y 4 son las manivelas y el eslabón 3 es llamado acoplador (biela).

Dentro de las configuraciones del mecanismo de cuatro barras está el de doble manivela, donde las manivelas 2 y 4 son iguales y el acoplador es igual longitud a la línea de centros O_2O_4 . Las manivelas 2 y 4 siempre tienen la misma velocidad angular.

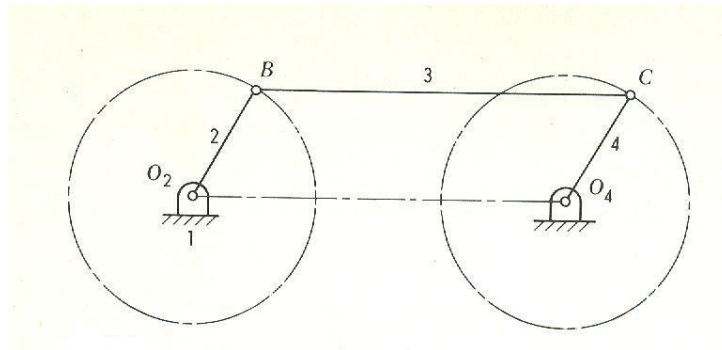


Figura 3.22 Mecanismo de cuatro barras tipo doble manivela. [43]

Existen dos posiciones durante el ciclo donde el eslabón no está restringido. Son aquellas posiciones donde el eslabón 4 es colineal al eslabón 3. A dichas posiciones se les llama puntos muertos o centros muertos. El seguidor puede rotar en la dirección opuesta al movimiento. Los puntos muertos ocurren en algunos mecanismos, pero usualmente la inercia, los resortes o la gravedad previenen el movimiento reverso indeseable en el punto muerto. [43]

3.6 Selección de conceptos

A partir de los dos subproblemas establecidos se identificaron tres puntos críticos, para los que se revisaron diferentes posibles soluciones, como se puede ver en la tabla 3.10.

Tabla 3.10 Puntos críticos y posibles soluciones.

Materiales	Actuadores	Transmisión
Aluminio	Motor a pasos	Engranajes
Nylamid M	Motorreductor DC	Poleas con correas
PVC espumado	Servomotor	Piñón cremallera
ABS	Músculo neumático	Mecanismo de 4 barras
Titanio	Actuador lineal	Ruedas de fricción

Con base en la información revisada sobre cada uno de los posibles conceptos del prototipo se realiza la selección del material, el tipo de actuadores y el tipo de mecanismos de transmisión para el prototipo, para ello se recurre al uso de matrices de decisión, donde por medio de la calificación de los diferentes criterios de selección de cada alternativa se obtiene la alternativa más viable.

En las siguientes matrices de decisión la letra C representa la calificación, siendo 2 malo, 4 regular y 6 malo, y la letra P representa la puntuación obtenida del producto de la calificación por el peso del criterio.

Tabla 3.11 Matriz de decisión de actuadores

Actuador	Tamaño 30 %		Costo 5 %		Peso 20 %		Facilidad de control 5 %		Consumo de energía 15 %		Torque 25 %		Total
	C	P	C	P	C	P	C	P	C	P	C	P	
Motor a pasos	2	0.6	6	0.3	4	0.8	6	0.3	2	0.3	2	0.5	2.8
Motorreductor DC	6	1.8	4	0.2	6	1.2	2	0.1	4	0.6	6	1.5	5.4
Servomotor	6	1.8	2	0.1	4	0.8	6	0.3	4	0.6	6	1.5	5.1
Músculo neumático	4	1.2	4	0.2	6	1.2	2	0.1	2	0.3	4	1	4
Actuador lineal	2	0.6	2	0.1	4	0.8	4	0.2	4	0.6	6	1.5	3.8

De acuerdo a la matriz de decisión, el actuador con mayor puntuación que por lo tanto es seleccionado es el motorreductor de DC, ya que es sus mejores características son tamaño, bajo consumo y un buen torque, características que tienen relación con los criterios de más peso.



Figura 3.23 micromotorreductor [22]

Tabla 3.12 Matriz de decisión de materiales

Material	Resistencia mecánica 25%		Deformación plástica 10 %		Costo 5%		Facilidad de Manufactura 30%		Densidad baja 30 %		Total
	C	P	C	P	C	P	C	P	C	P	
Aluminio	6	1.5	6	0.6	2	0.1	6	1.8	6	1.8	5.8
Nylamid M	6	1.5	6	0.6	2	0.1	6	1.8	4	1.2	5.2
PVC espumado	4	1	2	0.2	6	0.3	6	1.8	6	1.8	5.1
ABS	4	1	2	0.2	4	0.2	6	1.8	4	1.2	4.4
Titanio	6	1.5	6	0.6	2	0.1	2	0.6	6	1.8	4.6

De acuerdo a la matriz el material más adecuado es el aluminio, ya que es ligero, de fácil manufactura, no tiene gran deformación plástica y es resistente.

Tabla 3.13 Matriz de decisión de transmisión

Transmisión	Facilidad de instalación 10 %		Capacidad de transmitir potencia con pérdidas mínimas 20 %		Tiempo de vida 20 %		Velocidad de transmisión 20%		Menor cantidad de elementos para transmitir entre ejes distantes 15%		Costo 5%		Facilidad de manufactura 10%		Total
	C	P	C	P	C	P	C	P	C	P	C	P			
	Engranajes rectos	2	0.2	6	1.2	6	1.2	4	0.8	4	0.6	4	0.2	4	
Poleas con correas	4	0.4	2	0.4	4	0.8	6	1.2	6	0.9	4	0.2	6	0.6	4.5
Piñón cremallera	4	0.4	6	1.2	6	1.2	2	0.4	6	0.9	2	0.1	4	0.4	4.6
Mecanismo de eslabones	4	0.4	4	0.8	4	0.8	6	1.2	6	0.9	6	0.3	6	0.6	5
ruedas de fricción	4	0.4	2	0.4	2	0.4	4	0.8	4	0.6	2	0.1	4	0.4	3.1

La matriz de decisión arrojó como resultado el mecanismo de eslabones, ya que es el mecanismo que presenta una buena calificación en la mayoría de los criterios.

CAPÍTULO 4. DISEÑO DE DETALLE

4.1 Parámetros de diseño

Los parámetros más importantes a considerar en el diseño de la prótesis son aquellos que especifican las dimensiones y los rangos de movimiento del modelo. Hasta ahora la muñeca de los brazos robóticos cumple con cubrir los rangos de movimiento, sin embargo las dimensiones de esos sistemas, exceden en una cantidad significativa a las dimensiones medias de la muñeca real, además de que sus movimientos no se ven como los reales.

Por otra parte, en la muñeca de los brazos robóticos y en otras prótesis de muñeca, el movimiento de flexo-extensión se realiza con un solo eslabón, algo que en el cuerpo humano no sucede, ya que la muñeca real, como se revisó en el capítulo 1, está dividida en dos grupos de huesos que forman las articulaciones radiocarpiana y mediocarpiana, y cada uno de ellas se mueve para realizar el movimiento de flexoextensión.

Para realizar un modelo que presente un movimiento más natural, en el presente diseño se adoptan, la configuración de tres grados de libertad, uno en el movimiento de abducción-aducción y 2 en el movimiento de flexoextensión del diseño de muñeca de *Morales San Juan* [1], con el fin de llegar a la manufactura de un modelo funcional que imite a la muñeca real.

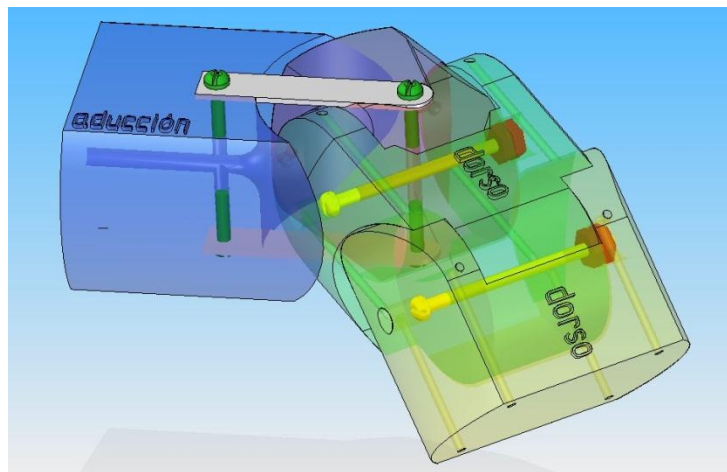


Figura 4.1 Diseño biomecánico de prótesis de muñeca. [1]






4.2 Selección de motor

En el capítulo 3 mediante matrices de decisión, se realizó la selección del tipo de actuador para la prótesis y se obtuvo como resultado el motorreductor de DC, ahora es necesario seleccionar entre la variedad de motorreductores, el indicado

para el modelo, ya que existen 3 puntos importantes a considerar, que son el par, el consumo de energía y el tamaño.

En la siguiente tabla se muestran 5 pequeños motorreductores de DC con sus principales características.

Tabla 4.1 Comparativa entre motorreductores de DC

Motor	Micro 1000:1 	Micro 298:1 	499:1 25D 	Universal Gearbox 	Gorilla 
Tamaño	27.5 x 10 x 12 mm	24 x 10 x 12 mm	25D x 58L mm	50 x 70 x 25 mm	70 x 19 x 18 mm
Peso	10.5 gramos	9.6 gramos	96.4 gramos		30 gramos
Diámetro del eje	3 mm	3 mm	4 mm		7 mm
Relación de transmisión	1000:1	298:1	499:1	101:1, 269:1, y 719:1	220:1
Velocidad sin carga	14 rpm	45 rpm	12 rpm	121, 45 y 17 rpm	33 rpm
Corriente sin carga	40 mA	30 mA	80 mA	15 mA	18 mA
Corriente en carga máxima	230 mA	230 mA	2200 mA	2100 mA	700 mA
Par en carga máxima	5 kg-cm	2,9 kg-cm	21.6 kg-cm	3.63 kg-cm, 9.7 kg-cm and 25.8 Kg-cm	3 kg-cm
Voltaje (V)	6V	6V	6V	3V	5V

De los motores encontrados en el mercado, los cinco que se muestran en la tabla, son los que tienen características que los pueden hacer elegibles, ya sea tamaño, par o consumo de corriente, sin embargo, sólo dos de ellos cumplen con tener un consumo menor a los 250 mA y son los dos micromotorreductores, sin embargo entre los dos existen dos diferencias solamente, el que tiene reducción de 1000:1 es 3.5 mm más largo que el de 290:1 pero el primero tiene casi el doble del par del segundo, por lo que el más indicado es el micromotorreductor con caja de reducción de 1000:1.

4.3 Propuestas de diseño

Una vez conocidas las especificaciones de tamaño, movimiento y configuración, mediante un programa de CAD se realizan propuestas de diseño para el modelo.

Con el fin de atender a las especificaciones dimensionales se plantea la siguiente propuesta para el movimiento de flexoextensión.

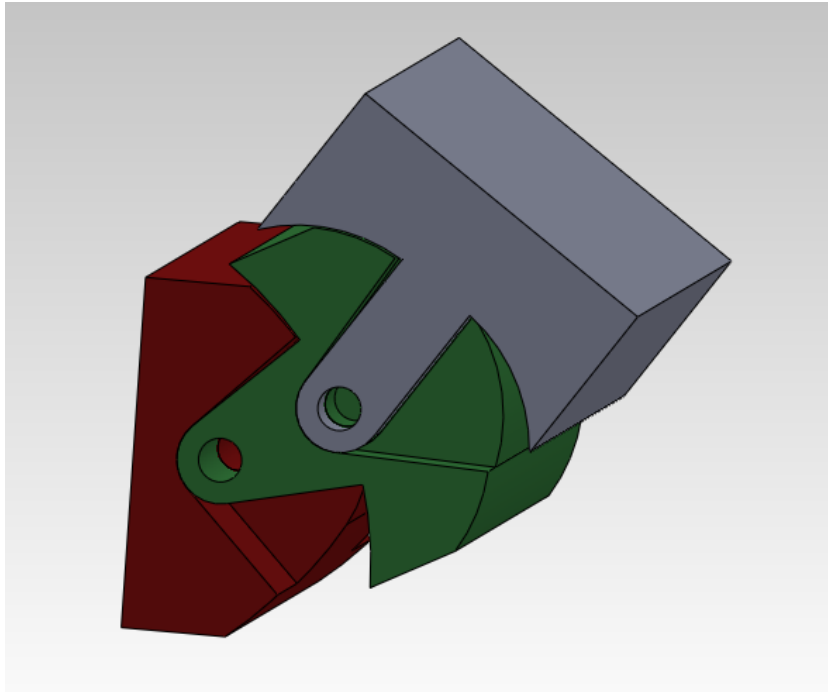


Figura 4.2 Propuesta para el movimiento de flexo-extensión.

La propuesta tiene las dimensiones establecidas de espesor y ancho de la muñeca, así como la distancia entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana, sin embargo tiene el inconveniente de que al moverse se generan espacios grandes entre cada uno de los elementos, espacios donde pueden entrar objetos externos a la prótesis y que pueden ocasionar que el mecanismo sea bloqueado.

Se analizaron algunas modificaciones a la propuesta anterior sin llegar a resolver el problema de los espacios entre elementos por lo que la propuesta es descartada y se procede a retomar el diseño de *Morales* [1], que se muestra en la figura 4.3.

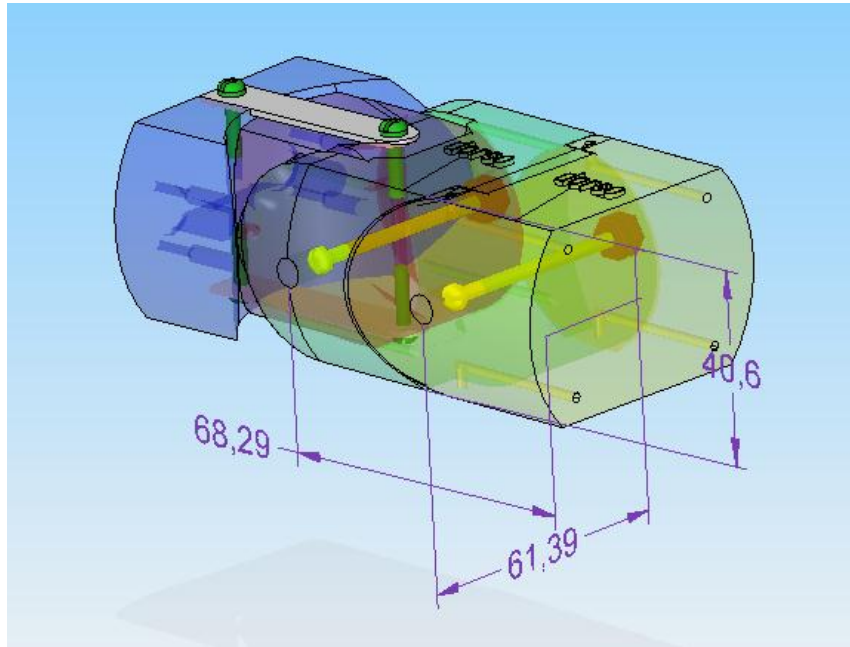


Figura 4.3 Diseño de prótesis de muñeca de *Morales* [1], se muestran las dimensiones en *mm* y la falta de un espacio dedicado a los actuadores y mecanismos

El diseño de *Morales* tiene las siguientes discrepancias con el planteamiento realizado para el presente trabajo:

- Con 40.6 *mm* de espesor, la prótesis excede los 35 *mm* de establecidos para esta especificación dimensional.
- Plantea un sistema de transmisión de poleas con cuerdas, contrario al mecanismo de cuatro barras seleccionado,
- No contempla un espacio para colocar los actuadores y los mecanismos, ya que plantea que sean colocados en el antebrazo, y desde ahí sería prácticamente imposible transmitir el movimiento con el mecanismo de cuatro barras.

Para realizar el diseño y manufactura del modelo funcional de prótesis de muñeca del presente trabajo con los elementos seleccionados y los parámetros establecidos se procede a realizar las modificaciones necesarias para incluir los actuadores y mecanismos así como para adaptarlo a las especificaciones dimensionales.

En la figura 4.4 se muestra el primer paso en el diseño CAD, en éste se incluyen los actuadores y mecanismos y quedan colocados dentro de la prótesis,

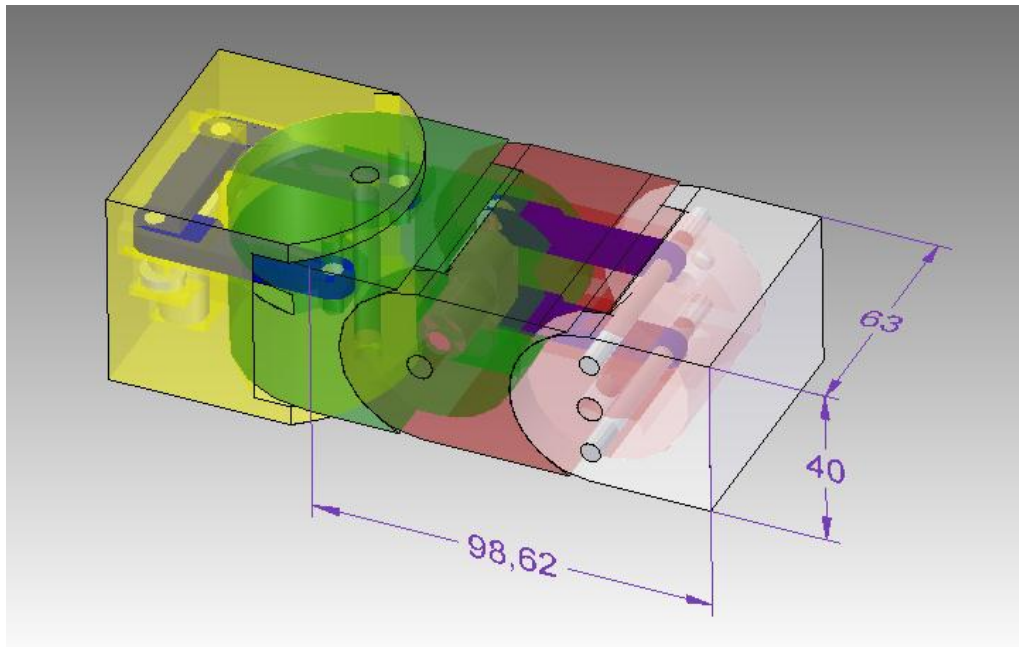


Figura 4.4 Modelo 1 con sus dimensiones en *mm*.

Como se observa en la figura, ya se incluyen los actuadores y los mecanismos, sin embargo este diseño excede por mucho las especificaciones dimensionales. Esto en buena parte se da por la orientación del motor y porque se intenta que el motor se sitúe en el eje del primer elemento de flexoextensión.

A pesar de que excede las dimensiones cumple con los rangos de movimiento establecidos, como se puede observar en la siguiente figura en la que el modelo se encuentra en extensión y aducción máximas.

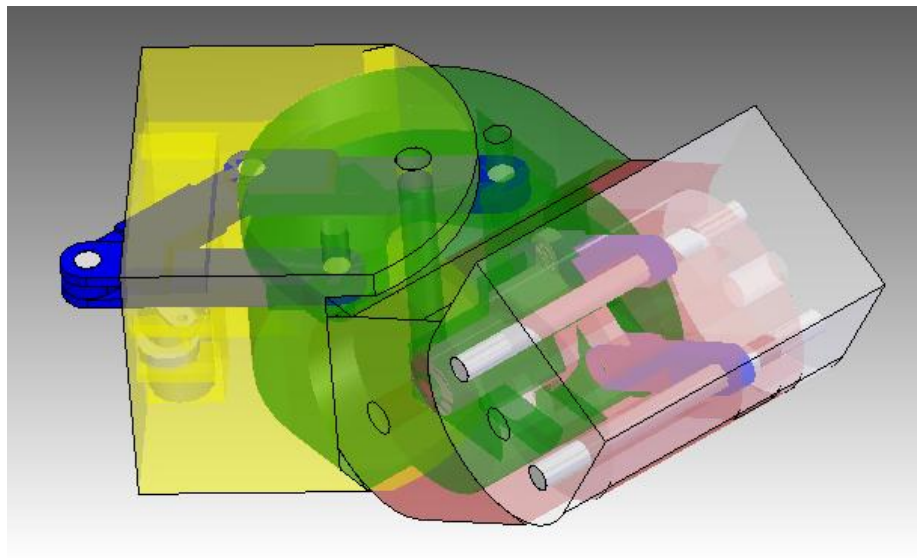


Figura 4.5 Modelo 1 en extensión y aducción máximas.

Cambiando la posición del motor de flexoextensión se logra reducir en gran cantidad el exceso de dimensiones, además se propone una combinación de mecanismo de cuatro barras con engranajes. Sigue cumpliendo con los rangos de movimiento establecidos.

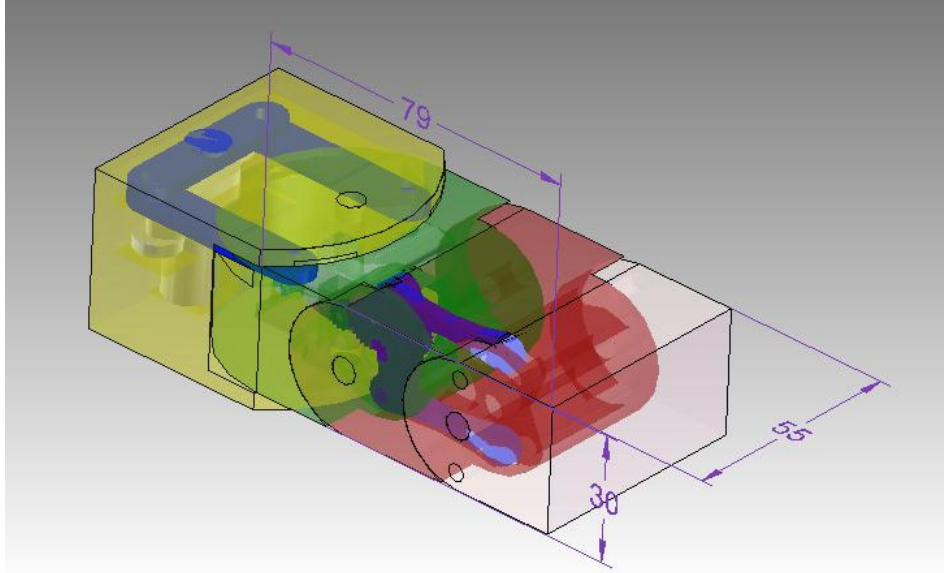


Figura 4.6 Modelo 2, dimensiones en *mm*.

En el modelo anterior, se tiene una transmisión con tres engranes, en el siguiente se reduce a dos, con lo que el número y tiempo de maquinados se reduce, además los dos engranes son del mismo número de dientes y diámetro, es decir son de relación de transmisión 1:1, con lo que mantiene la misma velocidad y el mismo par. Además en éste modelo se comienza a redondear los bordes para dar una apariencia más natural al modelo.

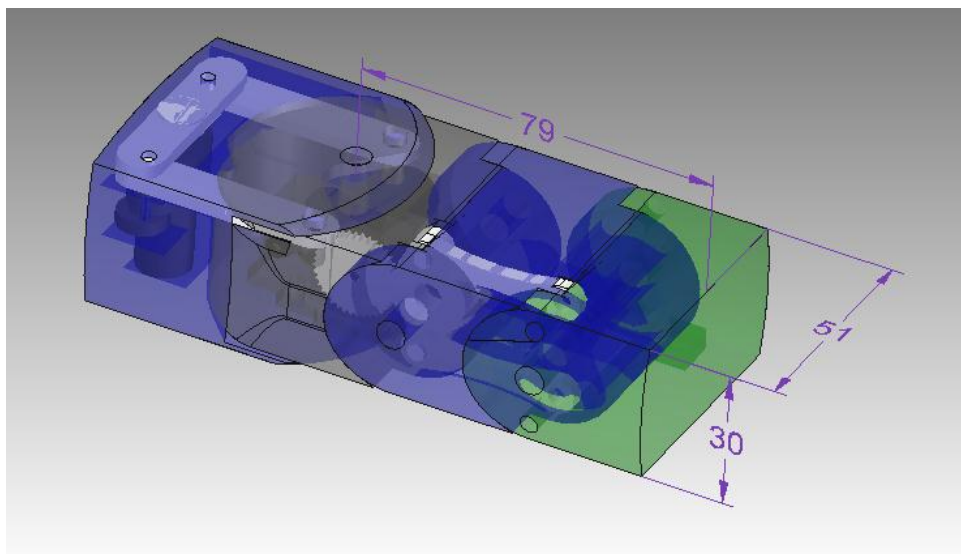


Figura 4.7 Modelo 3, dimensiones en *mm*.

Al trabajar en el modelo anterior, se encontró lo siguiente:

- No es necesario realizar grandes ajustes para que cumpla con las especificaciones dimensionales.
- Al realizar una simulación de movimiento en el CAD, en el que se simula el movimiento del mecanismo completo desde el piñón acoplado al motor se encuentra que el modelo cumple con los rangos de movimiento establecidos.
- Se deben manufacturar dos engranes, además que colocarlos dentro de la prótesis resulta complejo, ya que éstos deben tener un apoyo en cada uno de los extremos del engrane para que éste no quede en cantiléver.

Hasta este momento, los mecanismos de transmisión del movimiento se han colocado de forma intuitiva para realizar el diseño, sin embargo para el siguiente modelo y una vez que se tienen las dimensiones de los eslabones de la carcasa del modelo, se plantea el análisis de los mecanismos de cuatro barras.

4.4 Configuración del mecanismo de transmisión

Como se identificó en las matrices de decisión, el mejor sistema de transmisión para el modelo, es el mecanismo de cuatro barras.

Para el movimiento de abducción-aducción se plantea un mecanismo de cuatro barras de doble manivela que tiene la característica de tener un movimiento equivalente al girar en los dos sentidos, además se plantea que sea de manivelas paralelas, ya que de ésta manera el control es más sencillo, ya que el ángulo de entrada es igual al de salida en todo momento.

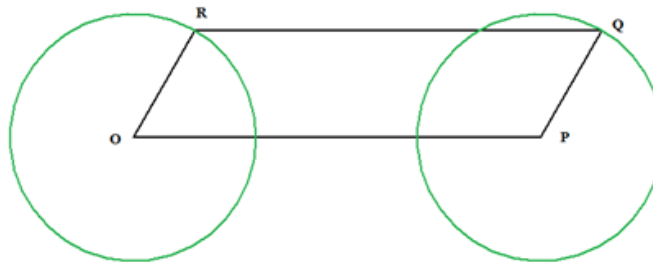


Figura 4.8 Paralelogramo articulado.

Por otra parte se plantea que para tener una buena transmisión hacia los eslabones de la carcasa en los dos sentidos de giro, se continúan las barras OR y PQ hasta que se forme un segundo mecanismo de cuatro barras, estando el eje del motor en el punto O , y siendo Q y T , los puntos donde se transmite el movimiento a los elementos de la carcasa.

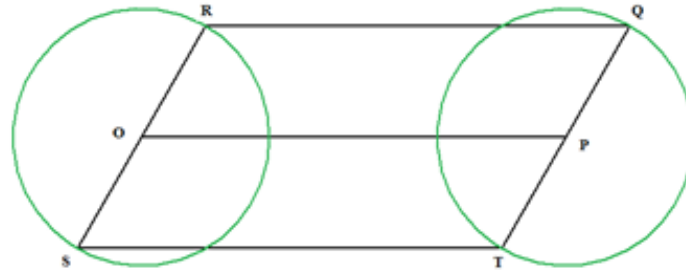


Figura 4.9 Doble Paralelogramo articulado para el movimiento de abducción-aducción del modelo

La barra fija OP y los acopladores tienen una dimensión determinada de acuerdo a las especificaciones dimensionales de diseño, $OP = A1 = 50 \text{ mm}$. Donde $A1$ es el acoplador RQ y ST . Por otra parte, para obtener las dimensiones mínimas de las barras restantes (manivelas), se contempla el ancho de los acopladores de tal manera que éstos no choquen con el cuerpo del motor al rotar las manivelas, el ancho contemplado es $a = 9 \text{ mm}$ y el cuerpo del motor termina a $cm = 6 \text{ mm}$ del punto O .

Las manivelas son de igual magnitud de tal forma que:

$$OR = OS = PQ = PT = M1 \dots\dots\dots(1)$$

$$M1 * \cos(48) > 0.5 a + cm \dots\dots\dots(2)$$

$$M1 > (0.5 a + cm) / \cos(48) \dots\dots\dots(3)$$

$$M1 > 15.69 \text{ mm} \dots\dots\dots(4)$$

Debido a que se trata de paralelogramo y el ángulo de entrada es el mismo que el de salida, sólo es necesario saber el de entrada y las posiciones del punto Q para obtener la dimensión de la manivela, que como principio se establece que debe ser mayor a 15.69 mm . Por lo que se puede trasladar el sistema de coordenadas del punto O al punto P y tomar en cuenta sólo el punto final Q y el ángulo de salida.

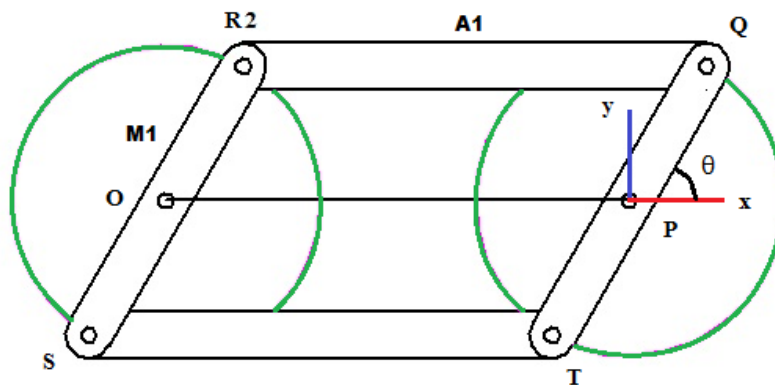


Figura 4.10 Doble Paralelogramo con el origen en la manivela de salida

Para obtener la dimensión de las manivelas, se define la siguiente ecuación:

$$M1 = Qx \cos(\theta) + Qy \sin(\theta) \dots \dots \dots (5)$$

A partir de la ecuación (5) y con los datos de las posiciones de la siguiente tabla, se obtiene la dimensión de la manivela M1.

Tabla 4.6 Posiciones del punto Q obtenidas mediante el CAD.

Qx	Qy	θ
16.35	14.72	42
11	19.05	60
7.52	20.67	70
3.82	21.67	80
-3.82	21.67	110
-7.88	20.54	121

Para el movimiento de flexoextensión se plantea también un doble paralelogramo articulado, sin embargo para éste, debido a las restricciones de espacio, el motor no puede estar en el eje de movimiento de flexoextensión y las barras de tierra y acoplador no pueden ser muy largas, ya que al moverse chocarían con la carcasa, por lo que se plantea un mecanismo similar al de las ruedas de ferrocarril, con un primer paralelogramo articulado conectado a un segundo paralelogramo. Las dimensiones de los acopladores están determinadas por las especificaciones dimensionales del diseño. $A2 = 30 \text{ mm}$ $A3 = 22 \text{ mm}$.

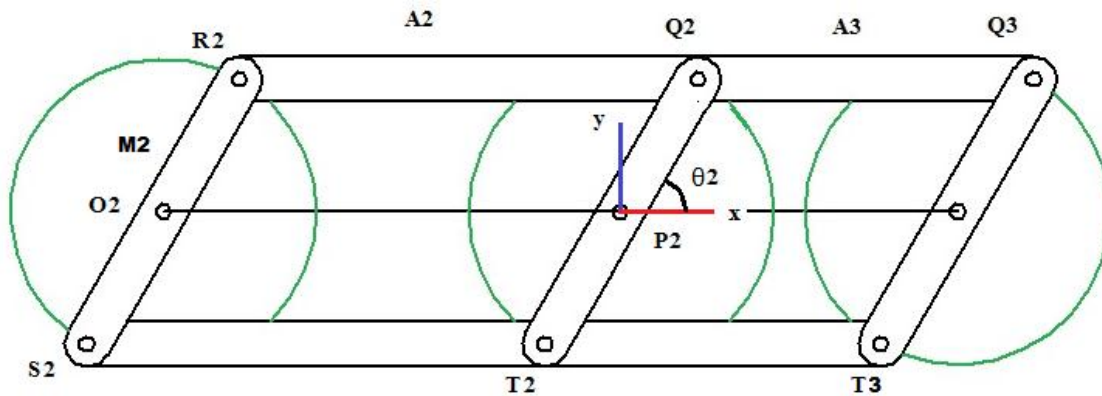


Figura 4.11 Mecanismo para el movimiento de flexoextensión.

De forma similar al mecanismo para abducción-aducción, se obtuvieron las dimensiones de las manivelas M2.

4.5 Configuración del modelo final

Con la configuración del modelo 3, la geometría de las piezas de flexo-extensión, de abducción-aducción y la pieza base del prototipo, la posición del motor y las dimensiones de los mecanismos de cuatros barras, se continuó con el diseño.

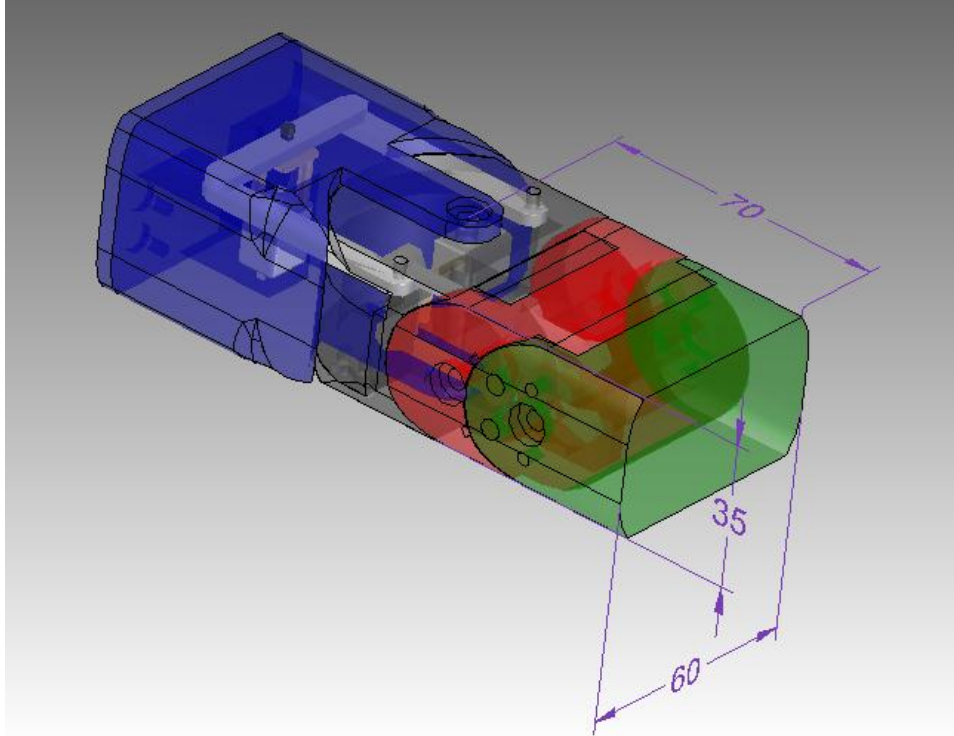


Figura 4.12 Modelo 4, dimensiones en *mm*.

Este modelo tiene las dimensiones establecidas, la transmisión del movimiento se realiza únicamente con mecanismos de cuatro barras, su cumple con los rangos de movimiento establecidos, tiene una forma semejante a la muñeca real y los motores, que se dibujaron en el CAD con sus dimensiones reales, están colocados dentro de la prótesis.

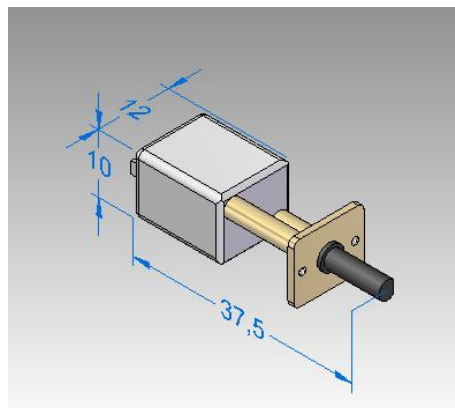


Figura 4.13 Dibujo CAD del motor con sus dimensiones principales (mm).

Para lograr que el movimiento de flexoextensión sea similar al de la muñeca real, en el rango de 30° a 60° de flexión y de extensión, las piezas flexoextensión 1 y flexoextensión 2 se deben mantener unidas y comportarse como una sola pieza, y en el rango de 0° a 30° de flexión y de extensión, las piezas flexoextensión 1 y abducción-aducción deben permanecer fijas una a la otra y comportarse como una sola pieza.

Esta acción la realizan dos pernos (pernos de bloqueo) que recorren un barreno realizado a las piezas de flexoextensión 1, flexoextensión 2 y abducción-aducción, en el rango de 0° a 30° estos pernos se encuentran contenidos en las piezas flexoextensión 1 y abducción-aducción y permiten sólo el movimiento de la pieza flexoextensión 2 como se observa en la figura 4.14. En el rango de 30° a 60° los pernos se encuentran contenidos en las 2 piezas de flexoextensión, con lo que dichas piezas se mueven como si fuesen sólo una como se observa en la figura 4.15.

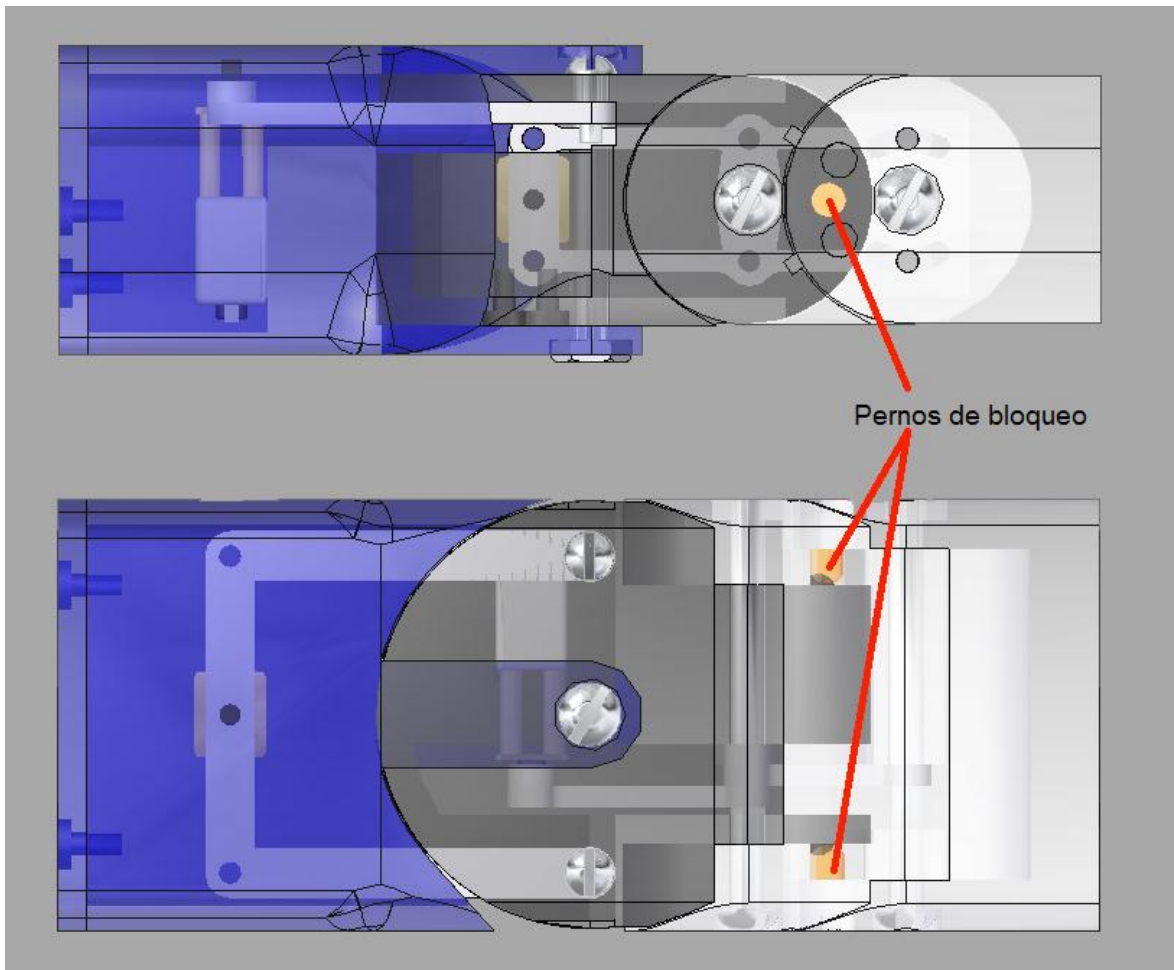


Figura 4.14 Pernos de bloqueo contenidos en flexoextensión 1 y abducción-aducción.

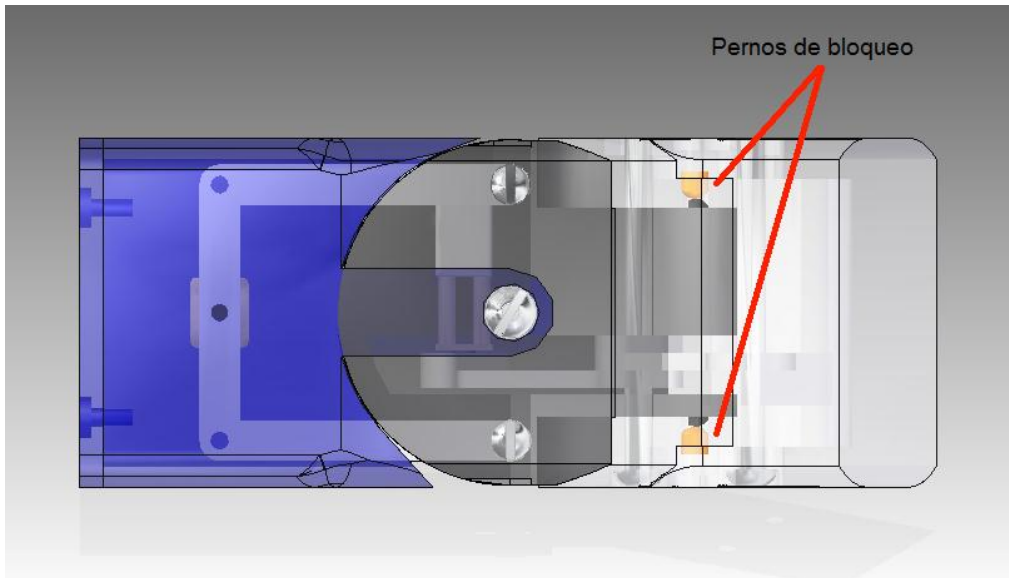


Figura 4.15 Pernos de bloqueo contenidos en flexoextensión 1 y flexoextensión 2.

Una vez que se logró cumplir con las especificaciones de diseño, se procedió a realizar ajustes al modelo para acoplarlo a las dimensiones de los materiales existentes en el mercado, como lo son, el espesor de las soleras de aluminio y acero inoxidable para los mecanismos, los diámetros de tornillos y pernos y las dimensiones de las tuercas para los tornillos utilizados como eje de rotación y acoplamiento de las piezas. Para el dibujo del ensamble se modelaron en CAD los tornillos y tuercas.

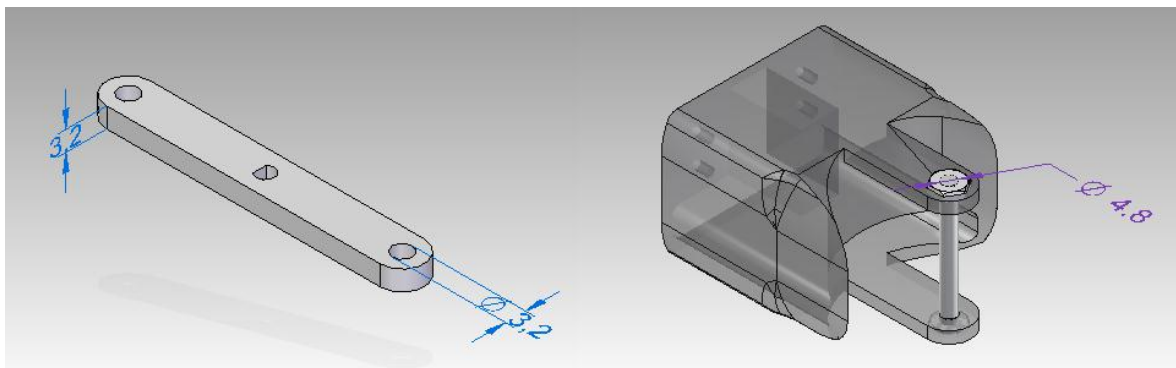


Figura 4.16 Manivela del mecanismo de abducción-aducción con un espesor calibre 11(1/8"), barrenos para tornillos de 1/8" y 3/16" y caja para la tuerca de 3/16".

En las siguientes figuras se muestra el dibujo CAD de la configuración final del modelo antes de ser manufacturado, con todas las piezas, es decir, la carcasa, los

mecanismos, los actuadores, los ejes, (pernos y tornillos), y los elementos de sujeción, además se muestran los rangos de movimiento en abducción-aducción y flexoextensión.

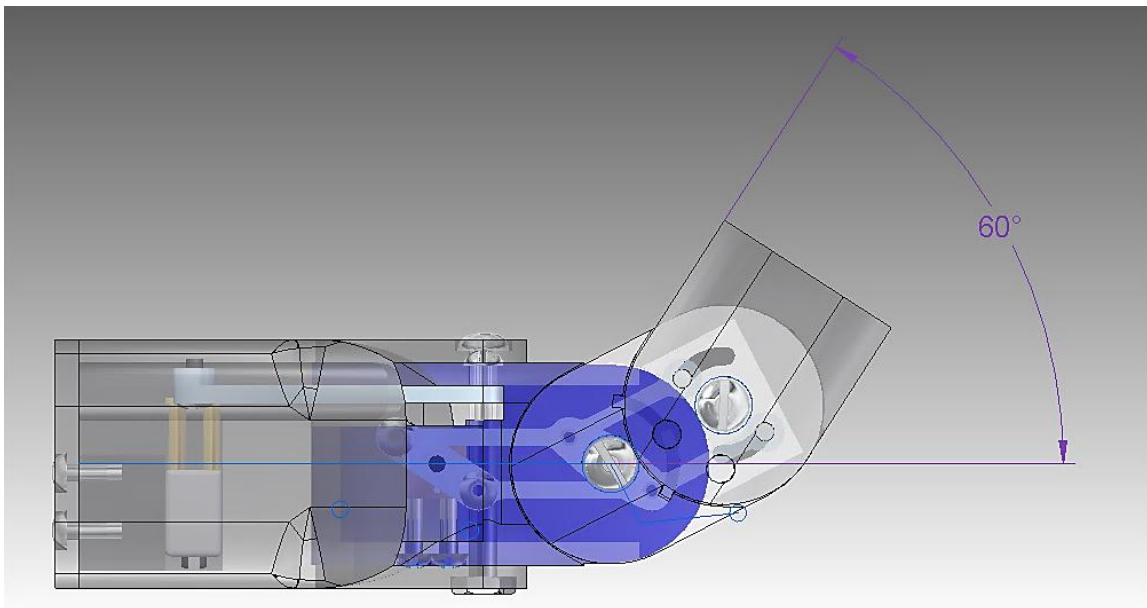


Figura 4.17 Modelo final en extensión máxima (60°).

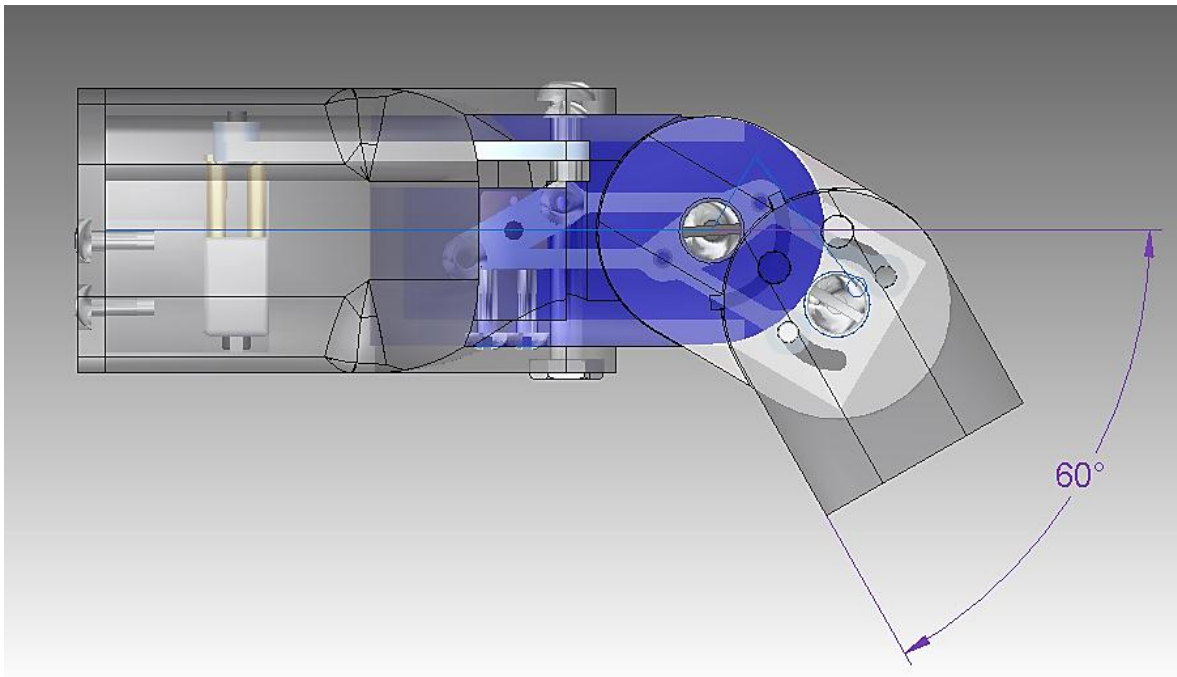


Figura 4.18 Modelo final en flexión máxima (60°).

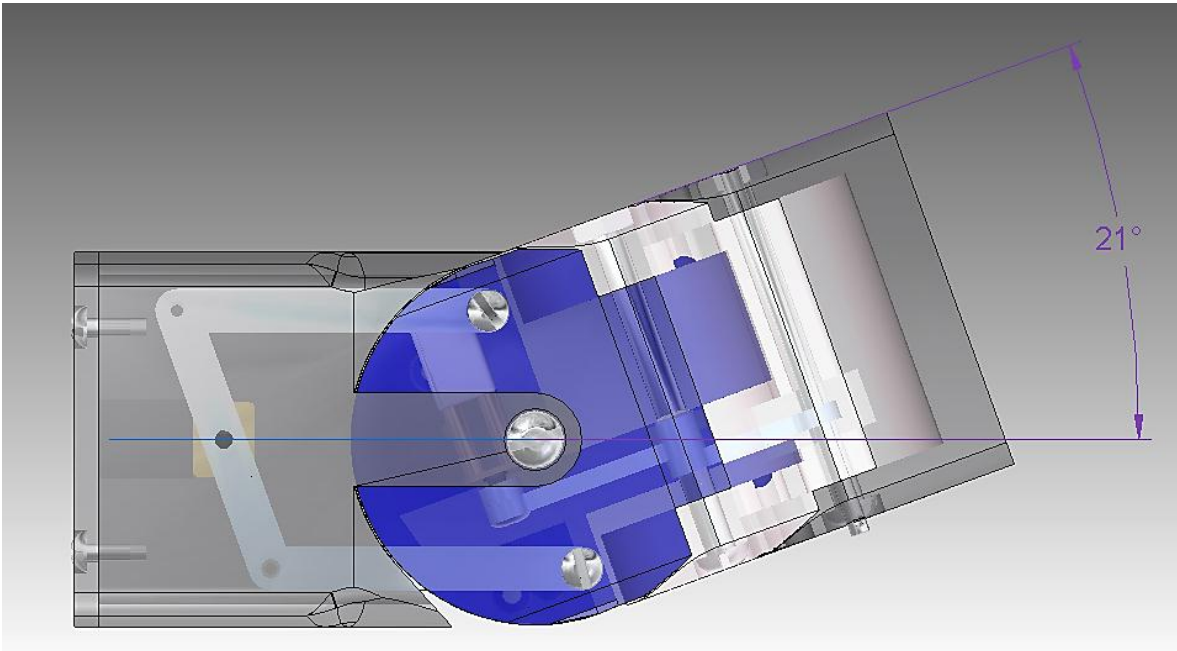


Figura 4.19 Modelo final en abducción máxima (21°).

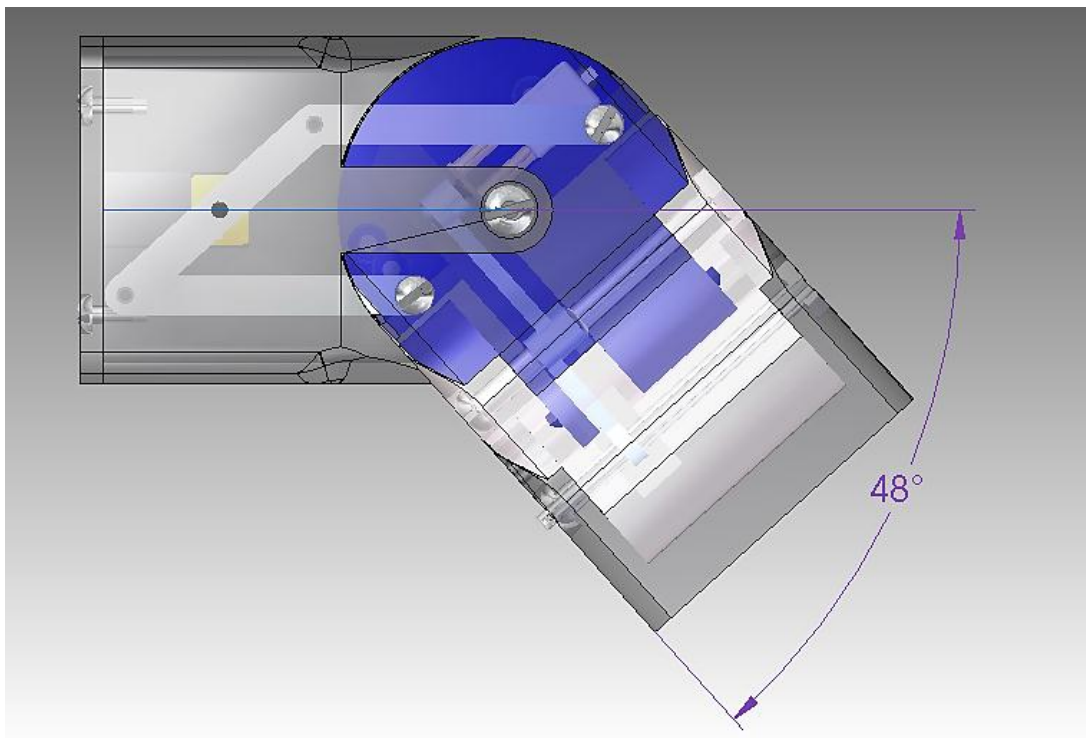


Figura 4.20 Modelo final en aducción máxima (48°).

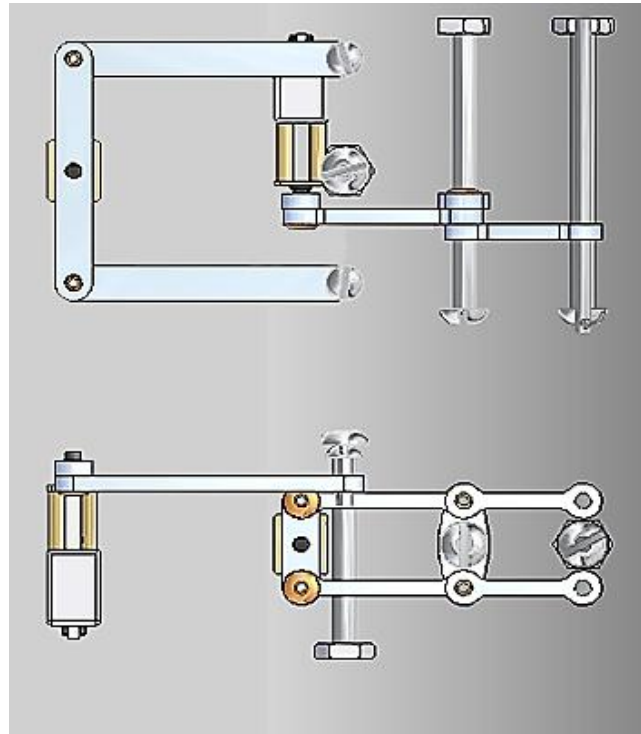


Figura 4.21 Posicionamiento de Mecanismos, actuadores y ejes, (pernos y tornillos), dentro de la prótesis.

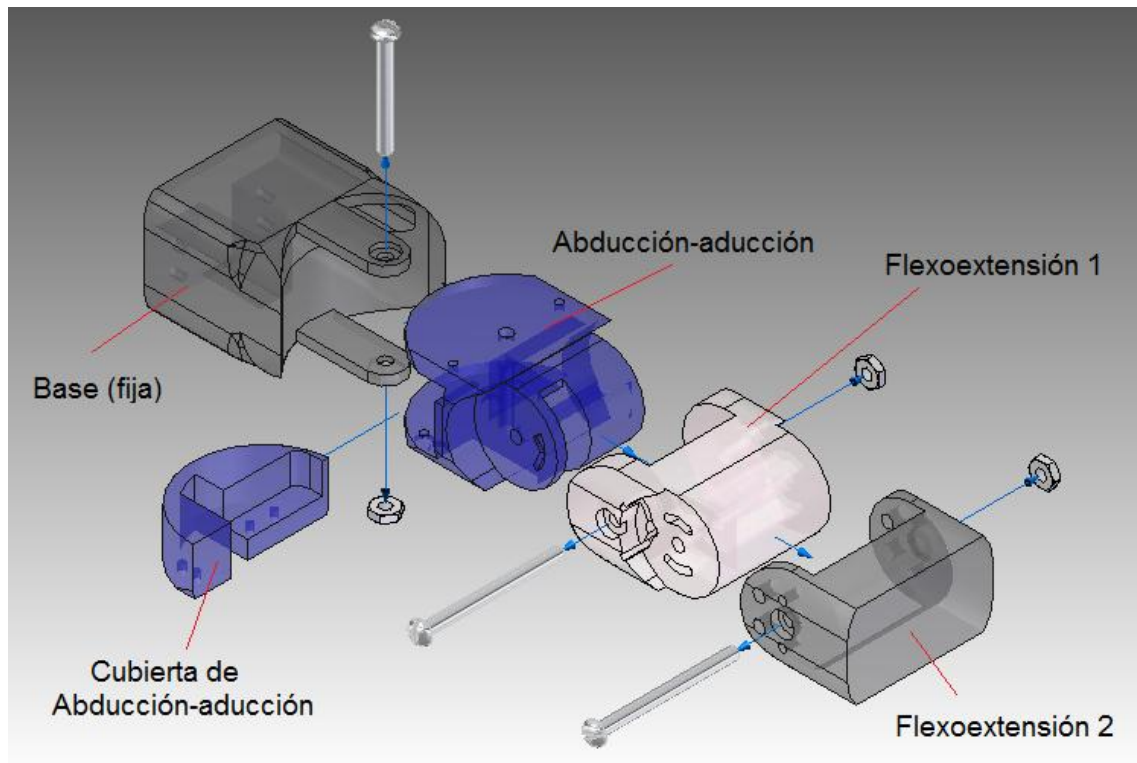


Figura 4.22 Vista en explosión de las piezas de la carcasa y sus elementos de unión.

Tabla 4.7 Lista de piezas del modelo.

Pieza	Material	cantidad
Abducción-aducción	Aluminio	1
Flexoextensión1	Aluminio	1
Flexoextensión2	Aluminio	1
Base	Aluminio	1
Cubierta de la base	Aluminio	1
Cubierta de abducción-aducción	Aluminio	1
Tornillo 3/16" x 2 1/4 "	acero inoxidable	2
Tornillo 3/16" x 1 3/4 "	acero inoxidable	1
Tuerca 3/16 "	acero inoxidable	3
Tornillo 1/8" x 1"	acero inoxidable	12
Perno 1/8" x 2 3/8"	acero inoxidable	2
Perno 1/8" x 1/4"	Aluminio	6
Perno 1/8" x 3/8"	Aluminio	2
Manivela motor flexoextensión	acero inoxidable	1
Manivela motor abducción-aducción	acero inoxidable	1
Acoplador abducción-aducción	acero inoxidable	2
Acoplador1 flexoextensión	acero inoxidable	2
Manivela 2 flexoextensión	acero inoxidable	1
Acoplador1 flexoextensión	acero inoxidable	2
Perno de bloqueo	aluminio	2

4.6 Simulación de movimiento

Para verificar el funcionamiento correcto de los mecanismos se realizó una simulación de movimiento físico mediante el módulo *simulate motor, physical motion* de *Solid Edge ST3*. Donde se comprobó la funcionalidad de la prótesis, ya que al mover los mecanismos en los rangos de movimiento especificados, los eslabones de la carcasa alcanzaron los ángulos máximos para abducción, aducción, flexión y extensión.

4.7 Sistema electrónico

Dentro de los objetivos de este trabajo se encuentra el desarrollar un modelo funcional, por lo que se necesita de un sistema electrónico, sin embargo se plantea realizar las pruebas del modelo con un sistema electrónico de prueba, que contempla drivers para los motores, un microcontrolador que al recibir las señales de entrada de botones pulsadores, envíe las señales de control a los drivers y una fuente de alimentación continua.

Para un trabajo futuro se plantea cambiar las señales de entrada de botones pulsadores por las señales mioeléctricas, provenientes de electrodos colocados en el usuario de la prótesis y una batería como fuente de alimentación.

El siguiente diagrama de flujo muestra el funcionamiento del sistema electrónico durante las pruebas.

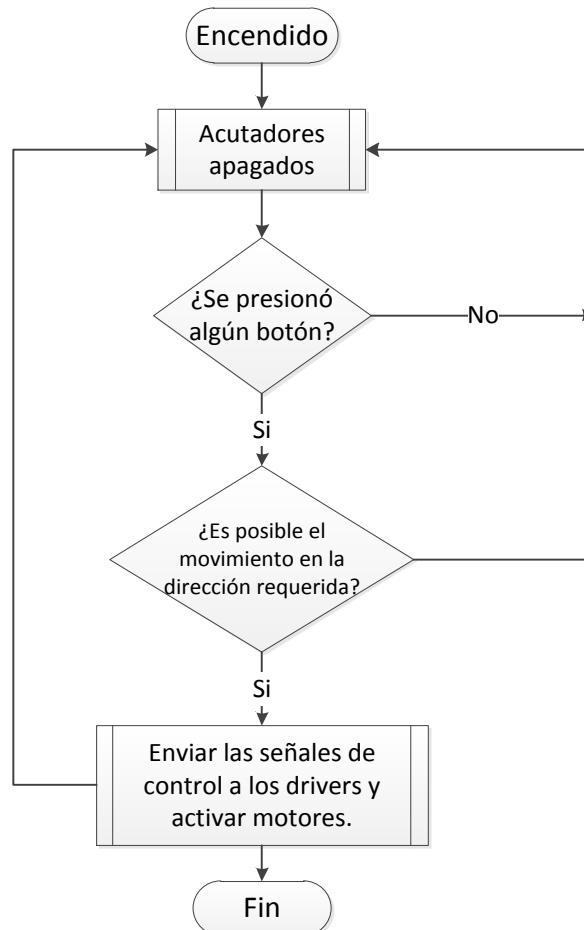


Figura 4.23 Diagrama de flujo del sistema electrónico.

El sistema electrónico de prueba consta de

- Una resistencia variable acoplada al eje de cada uno de los motores, utilizados para conocer la posición angular del motor.
- 4 botones pulsadores, cada uno para indicar un movimiento, es decir, uno para realizar el movimiento de flexión, uno para extensión, uno para abducción y uno para aducción.
- Conectores para la alimentación y las señales.
- Drivers para el control de los motores.
- Plataforma para un microcontrolador.

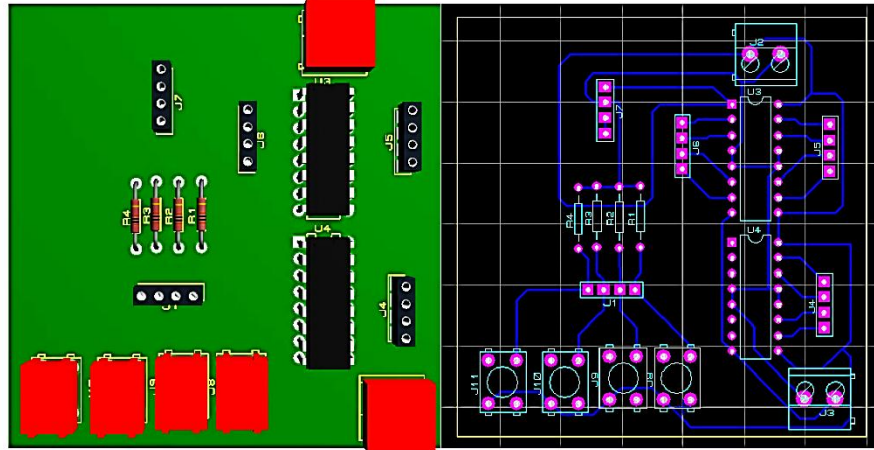


Figura 4.24 Diseño de la tarjeta del sistema electrónico.

En la figura 4.24 se observa el diseño de la tarjeta para los drivers, botones pulsadores y conectores para las señales de entrada y salida del microcontrolador y las señales de los potenciómetros.

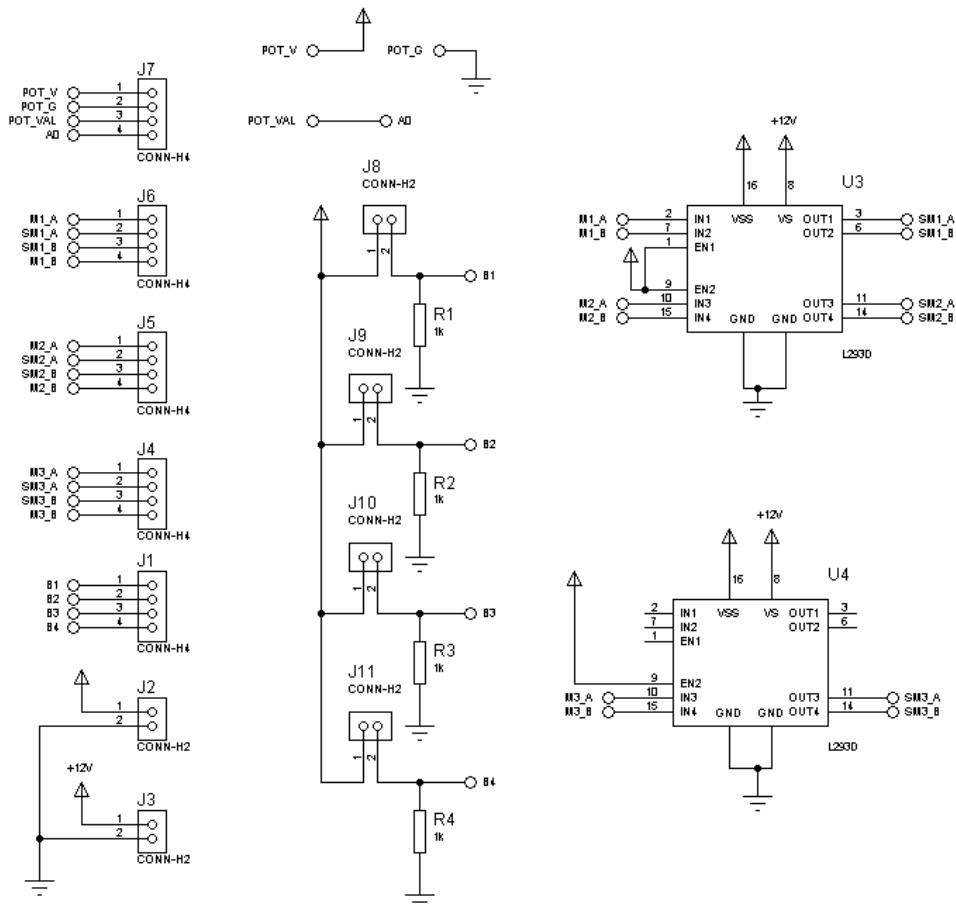


Figura 4.25 Diagrama esquemático del sistema electrónico.

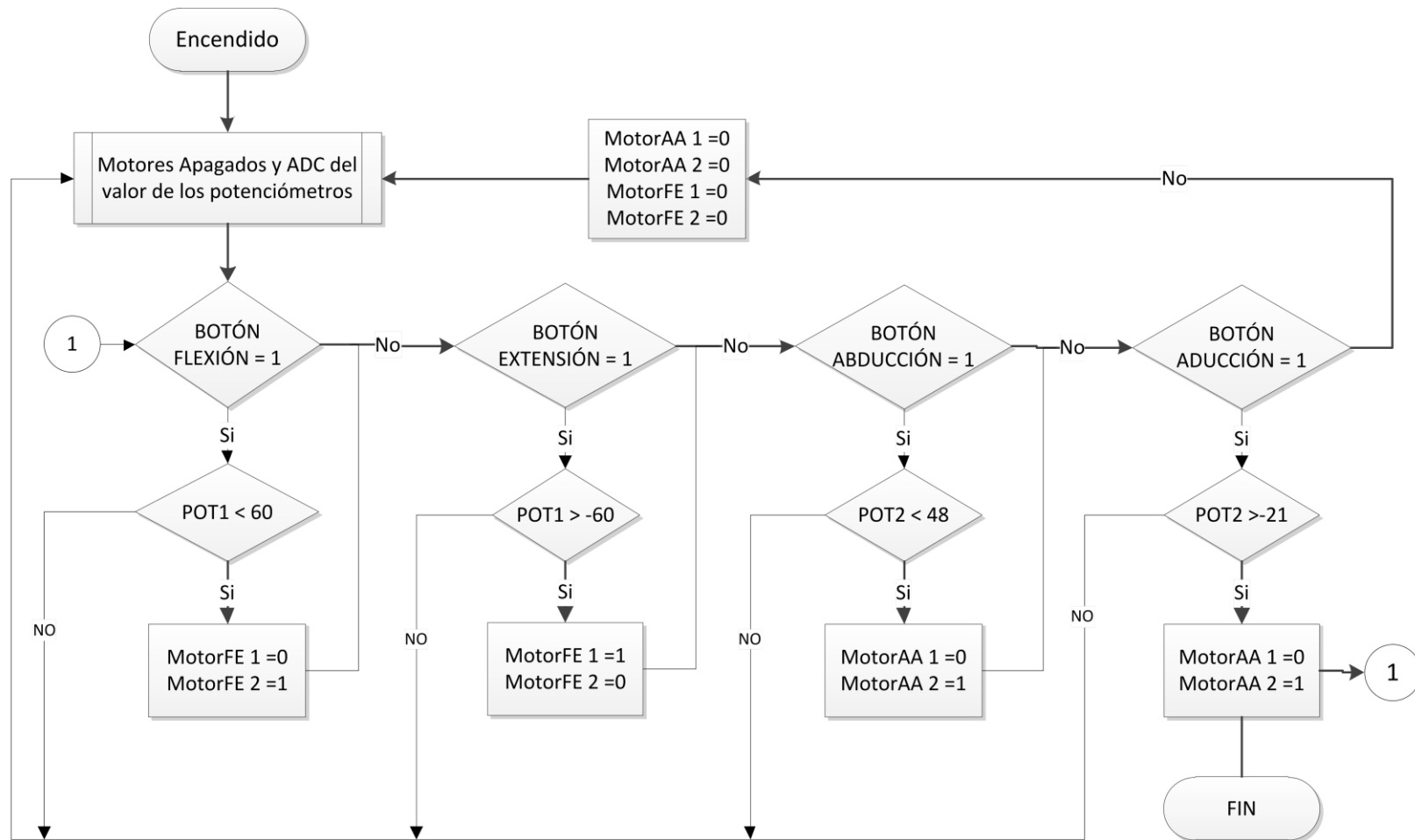


Figura 4.26 Diagrama de flujo del programa del microcontrolador.

CAPÍTULO 5. MANUFACTURA Y PRUEBAS DEL MODELO

5.1 Selección del proceso de Manufactura

Con el diseño del modelo terminado, se procede a la fabricación de éste, para ello se requiere seleccionar el proceso de manufactura adecuado.

El material seleccionado para las piezas de la carcasa de la prótesis es aluminio sin embargo por ser un primer modelo con el que se pretende realizar únicamente pruebas de movimiento y no de resistencia, se puede utilizar un material distinto.

De los diversos procesos de manufactura existentes, de acuerdo al costo, tiempo, precisión y disponibilidad en los talleres de la facultad, se pueden seleccionar los siguientes:

- Prototipado rápido en plástico ABS en impresora 3D
- Maquinado en Fresadora de control numérico por computadora (CNC)

La primera opción, prototipado rápido es muy sencilla, basta con exportar el dibujo CAD de las piezas a fabricar a un archivo con extensión STL, extensión que reconoce el software *Catalyst* de la impresora, e iniciar la manufactura. Sin embargo por el mismo hecho de que es rápido y sencillo, conlleva un alto costo, que es de \$13.00 M.N. por centímetro cúbico, y de acuerdo al volumen del modelo, el precio por la fabricación del modelo sería mayor a \$2,000.00 M.N.

La segunda opción, fresado CNC es más compleja, y tanto el material a utilizar, como los tiempos de maquinado, dependen de las capacidades de la máquina y las herramientas de corte. Para realizar la manufactura CNC se contempla utilizar el *minirouter CNC Zable 2015*, del Laboratorio de Diseño Mecatrónico de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, debido a sus capacidades y para tener tiempos cortos de maquinado, el modelo se maquina en placas de PVC espumado, el costo de realizar este modelo está dado principalmente por el costo del material que es de alrededor de \$400.00 M.N. por placa.

Si bien es cierto que el tiempo de fabricación es importante, el costo es el factor de más peso, ya que es un primer modelo que puede presentar errores, por lo que se debe considerar la opción que represente un gasto menor. Por lo tanto para la fabricación de la carcasa, la opción seleccionada es el maquinado CNC con el *minirouter CNC* en PVC espumado.

5.2 Planeación de la Manufactura

Para el maquinado con el minirouter se utiliza una fresa de 2 *mm* de diámetro y con una longitud de corte de 10 *mm*, por lo que las piezas a maquinar se deben dividir en secciones de un espesor menor a los 10 *mm*. De acuerdo a las dimensiones de las piezas, algunas de ellas se dividieron en segmentos de 6 *mm* y otras en segmentos de 3 *mm*.

En la siguiente figura se puede observar una de las piezas dividida en secciones de 6*mm*.

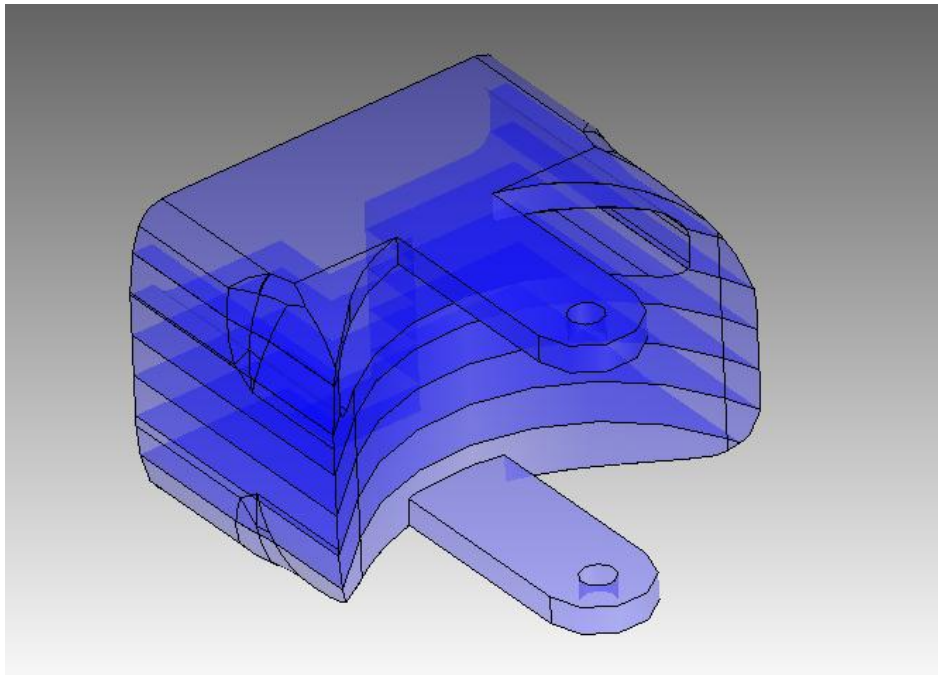


Figura 5.1 Pieza base dividida en secciones de 6*mm*.

De la misma forma en que se dividió la pieza anterior se realizó el seccionamiento de las demás piezas y cada una de ellas se exportó al software de CAD-CAM *Mastercam X5* con el que se obtuvo el código de control numérico para el minirouter CNC.

Dentro del software *Mastercam X5* se planean las operaciones de fresado para realizar cajas, superficies y barrenos para las piezas a manufacturar, se puede verificar tiempos reales de maquinado y observar el resultado final del maquinado, así como asignar las dimensiones de la herramienta real a utilizar para obtener el código del mejor conjunto de operaciones para maquinar la pieza.

Se utilizó una velocidad de avance de 150 *mm/min*, una velocidad de corte de 3500 *rpm* y una profundidad de corte máxima de 1.5 *mm* por pasada.

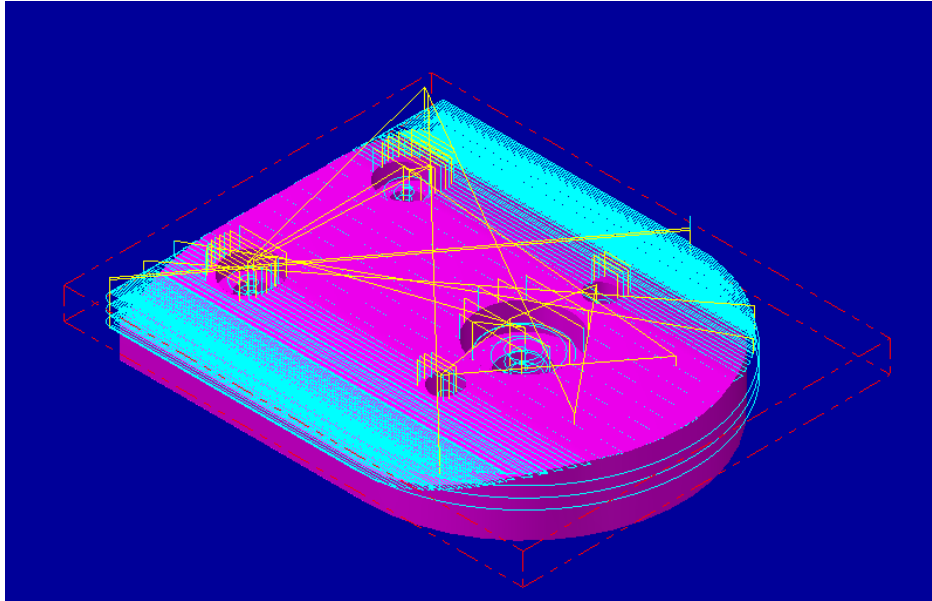


Figura 5.2 Planeación de operaciones de fresado para el extremo de la pieza flexoextensión1.

Con la simulación de maquinado, se puede verificar que las operaciones seleccionadas den el resultado esperado, además de observar el tiempo de maquinado de cada operación y del conjunto de operaciones.

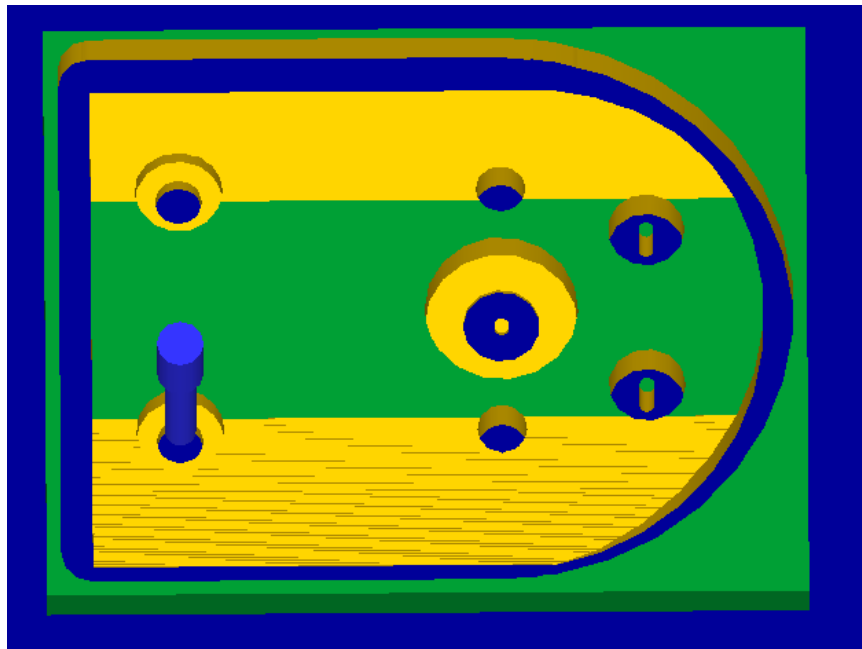


Figura 5.3 Vista de la simulación de maquinado del extremo de la pieza flexoextensión1.

Para cada una de las piezas se realizó el trabajo anterior, una vez terminado este proceso se generó el código de control numérico para el *minirouter CNC* y se realizó el maquinado.



Figura 5.4 Maquinado en el *minrouter CNC*.

Una vez que se maquinaron las secciones de cada una de las piezas se unieron con un adhesivo de cianocrilato formando así las piezas de la carcasa.



Figura 5.5 Modelo de prótesis de muñeca, vista dorsal.



Figura 5.6 Modelo de prótesis de muñeca, vista lateral derecha.

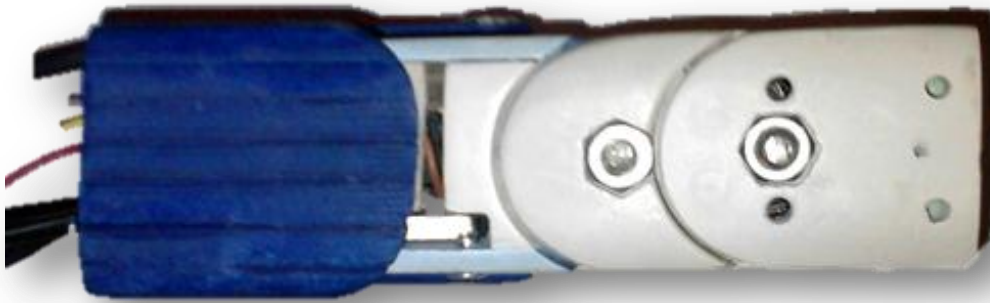


Figura 5.7 Modelo de prótesis de muñeca, vista lateral izquierda.

Por otra parte, las barras de los mecanismos se fabricaron mediante corte láser, ya que éstas son de acero inoxidable, material con el que se excederían las capacidades del minirouter, además de que se requiere de mucha precisión en el barreno central de las manivelas, que es donde se acopla el eje del motor.



Figura 5.8 Mecanismo para abducción-aducción acoplado al motor, realizado mediante corte láser en acero inoxidable.

La tarjeta del circuito de prueba se realizó en el minirouter CNC, consta de los botones pulsadores y los drivers L293D para el control de los motores.

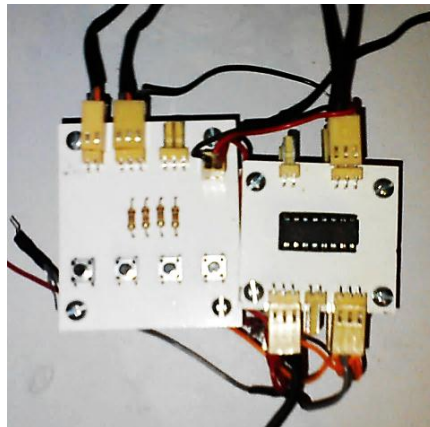


Figura 5.8 Circuito electrónico de prueba.

5.3 Resultados

Con el modelo y el circuito de prueba construido, se realizaron las pruebas de movimiento.

Para que movimiento de flexoextensión del modelo sea similar al de la muñeca real, se debe realizar de la siguiente manera:

- En el rango de 0° a 30° tanto de flexión como de extensión, sólo se debe mover la sección distal de flexión, es decir la pieza flexoextensión 2.

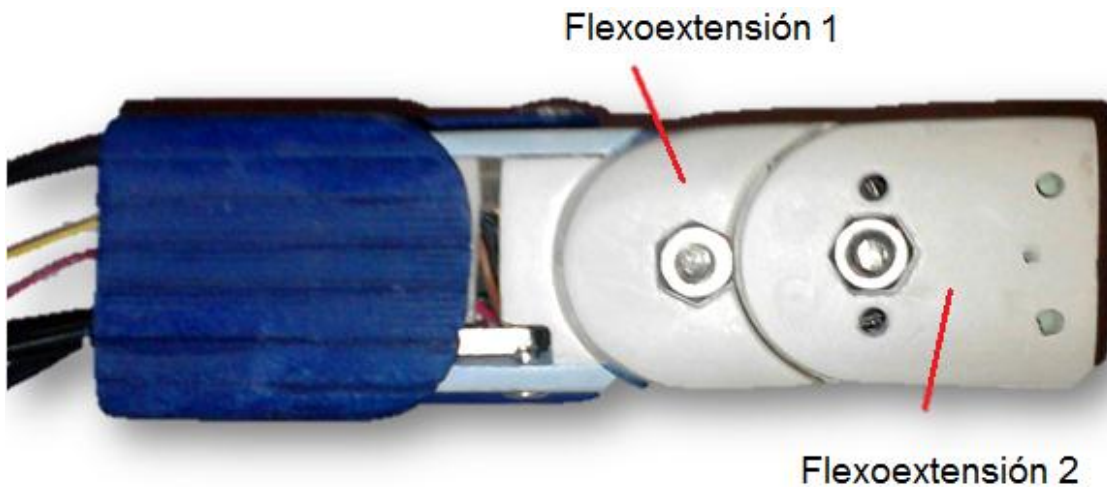


Figura 5.9 Piezas del movimiento de flexoextensión.

- En el rango de 30° a 60° de flexión y de extensión, el movimiento en los dos sentidos se debe realizar de forma que las piezas flexoextensión 1 y flexoextensión 2 se muevan simultáneamente y con la misma velocidad angular, esto es que se muevan como si fuesen una sola pieza.

La primera prueba se realizó sin actuadores para comprobar que no haya bloqueos y que físicamente la carcasa alcance los rangos de movimiento establecidos, obteniendo lo siguiente:

- Los movimientos se dan en los rangos establecidos y no existen bloqueos.
- En el movimiento de flexoextensión existe demasiada fricción debida a los pernos de bloqueo que tienen la función de realizar un bloqueo entre las dos piezas de flexoextensión en los rangos de 30° a 60° de flexión y de 30° a 60° de extensión, además por algunas imprecisiones en la manufactura, dichos pernos no siempre entran en el barreno de la pieza flexoextensión 2.

- El movimiento de abducción-aducción se realiza sin ningún inconveniente.

La segunda prueba realizada con los actuadores arrojó los siguientes resultados:

- El movimiento de abducción-aducción se realiza de forma correcta en los rangos establecidos, (48° de aducción y 21° de abducción) y sin tener ningún bloqueo o problema de cualquier tipo.
- En el movimiento de flexoextensión como ya se había visto en la primer prueba, la fricción ejerce una carga muy grande al motor y a pesar de que se logra el movimiento, éste se hace lento y un alto porcentaje de la capacidad del motor se utiliza en vencer esa fricción, lo que provoca que quede disponible muy poco para el uso de la prótesis.
- Por otra parte en la flexoextensión, al realizar el movimiento de la posición neutra hacia flexión o hacia extensión el movimiento es correcto, sin embargo por el problema de manufactura detectado en la primer prueba, (los pernos de bloqueo no entran siempre en el barreno), el movimiento en dirección a la posición neutra es incorrecto en el rango de 30° a 60° de flexión y de 30° a 60° de extensión, ya que sólo se mueve la pieza flexoextensión 2 mientras la pieza flexoextensión 1 permanece inmóvil.

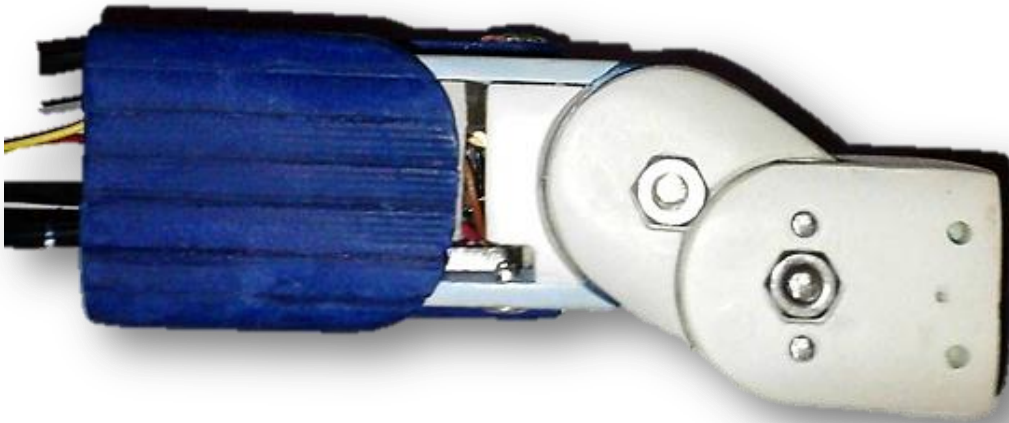


Figura 5.10 Movimiento incorrecto del modelo, la pieza flexoextensión 1 está en su máxima extensión mientras la pieza flexoextensión 2 se encuentra en su máxima flexión.

De acuerdo a los resultados obtenidos en las pruebas, se puede decir que aún no se cumple completamente con el objetivo de funcionalidad del modelo, ya que sólo el movimiento de abducción-aducción se realiza de la misma forma que en la muñeca real. Por lo que se procede a realizar una nueva iteración en el diseño, es decir que se modificará el diseño para lograr la funcionalidad correcta en todos los movimientos.

CAPÍTULO 6. MODIFICACIONES EN EL DISEÑO Y EN LA MANUFACTURA

Como se observó en las pruebas al modelo, es necesario realizar modificaciones al diseño y la manufactura para cumplir con el objetivo de tener un modelo funcional.

6.1 Primer rediseño

En un primer intento de solución se propone que el mecanismo de 4 barras del movimiento de flexoextensión sea reemplazado por cuatro poleas con cuerdas, dos de ellas acopladas al motor, la tercera acoplada a la pieza flexoextensión 1 y la cuarta acoplada a la pieza flexoextensión 2. La polea 2 transmite el movimiento a la polea 3 y la polea 1 transmite el movimiento a la polea 4. Las poleas tienen las siguientes relaciones de diámetros:

$$Dp1 = Dp3 = Dp4 = 2 * Dp2$$

De esta manera las dos piezas de flexoextensión se mueven al mismo tiempo y la pieza flexoextensión 2 tiene el doble de velocidad angular que la pieza flexoextensión 1.

En éste caso sólo se necesitó retirar del modelo el mecanismo de barras, manufacturar las poleas y colocarlas en el modelo.

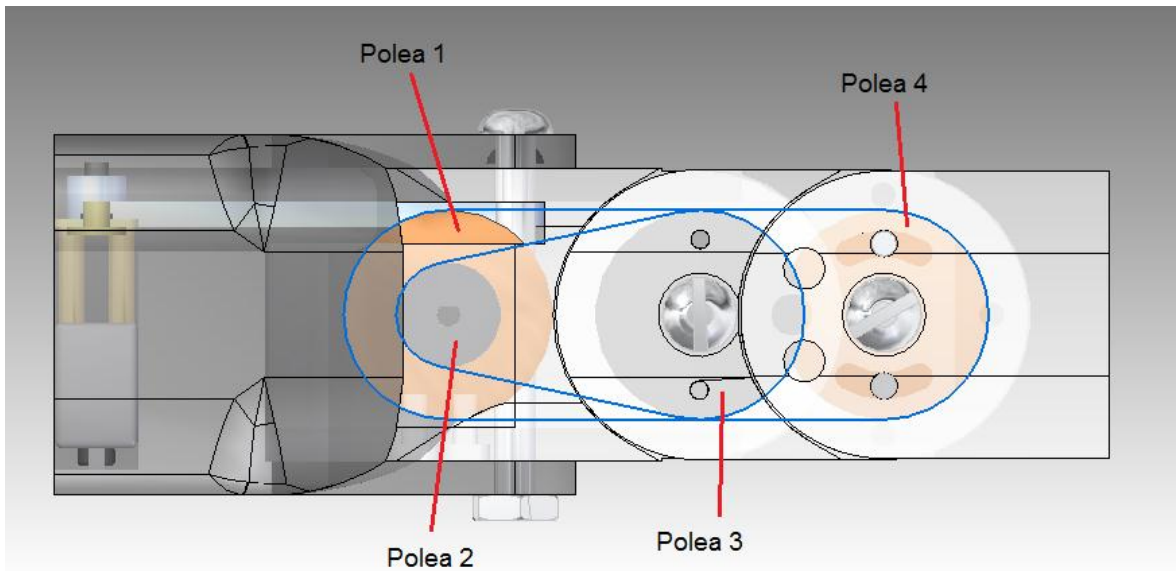


Figura 6.1 Cambio de transmisión del mecanismo de cuatro barras por un mecanismo de poleas y cuerdas.

6.2 Pruebas al primer rediseño

Las pruebas realizadas al modelo con las modificaciones realizadas arrojaron los siguientes resultados:

- Las piezas flexoextensión 1 y 2 rotan siempre en el mismo sentido, sin embargo rotan simultáneamente en todo el rango de movimiento, siendo esto contrario a lo establecido (en los rangos de 0 a 30° tanto de flexión como extensión, sólo debe rotar la pieza flexoextensión 2).
- Se realizan los movimientos en los rangos establecidos.
- El movimiento carece de control y de calidad, ya que en ocasiones el motor se acciona y no se produce movimiento de la prótesis, y en ocasiones con pequeñas rotaciones del eje del motor, se produce un movimiento angular muy grande de la prótesis.
- Se tienen pérdidas en la transmisión por la elasticidad de las cuerdas.

Por los resultados obtenidos y los inconvenientes observados, se descarta esta opción.

6.3 Segundo rediseño

El segundo rediseño consta de incorporar un nuevo elemento que permita que en el rango de 30° a 60° de flexión y de extensión, las piezas flexoextensión 1 y flexoextensión 2 se mantengan unidas y se comporten como una sola pieza, y que en el rango de 0° a 30° de flexión y de extensión, las piezas flexoextensión 1 y abducción-aducción queden fijas una a la otra y se comporten como una sola, de tal manera que el movimiento se realice similar al movimiento en la muñeca real.

Para lograr lo anterior se necesita de un nuevo actuador en conjunto con un mecanismo que funcione como seleccionador. El sistema más adecuado para realizar la función requerida es el freno mecánico, ya que con aplicar una fuerza pequeña entre dos superficies con un alto coeficiente de fricción, se logra que las superficies no se puedan mover una con respecto de la otra.

Es necesario encontrar un par de superficies con un alto coeficiente de fricción entre ellas, para esto se requiere de realizar pruebas entre diferentes materiales y calcular su coeficiente para seleccionar el par de superficies con el coeficiente de fricción más alto. Para ello basta con fijar un primer material en un plano inclinado y colocar encima el segundo material, después comenzar a aumentar gradual y lentamente el ángulo de inclinación y por último, obtener la tangente del ángulo de inclinación en el que el segundo material comienza a deslizarse. Ese valor calculado será el coeficiente de fricción entre las dos superficies. Como se establece en la siguiente ecuación:

$$\mu = \tan \alpha$$

Donde α es el ángulo de inclinación en el que comienza el deslizamiento. En la siguiente tabla se muestra el ángulo α de algunos pares de superficies.

Tabla 6.1 ángulos de deslizamiento entre pares de materiales.

Ángulos (°)						
	Lija agua 100	Lija esmeril 36	Caucho	Disco de desbaste	Pvc espumado	Lija madera 100
Lija agua 100	70	66	70	65	55	69
Lija esmeril 36	66	64	55	60	40	69
Caucho	70	55	26	45	50	70
Disco de desbaste	65	60	60	18	20	68

En la siguiente tabla se muestra el coeficiente de fricción de algunos pares de superficies.

Tabla 6.2 Coeficientes de fricción entre pares de materiales.

Coeficientes de fricción						
	Lija de agua N° 100	Lija de esmeril N° 36	Caucho	Disco de desbaste	Pvc espumado	Lija de madera N° 100
Lija de agua N° 100	2.7	2.2	2.7	2.1	1.4	2.6
Lija de esmeril N° 36	2.2	2.1	1.4	1.7	0.8	2.6
Caucho	2.7	1.4	0.5	1.0	1.2	2.7
Disco de desbaste	2.1	1.7	1.7	0.3	0.4	2.5

De la tabla anterior se puede observar que hay diferentes pares de materiales que tienen un coeficiente $\mu = 2.7$, sin embargo el par caucho-lija de agua N° 100 es el más adecuado ya que son los materiales más flexibles y de menor espesor.

El par aplicado en el movimiento es de 5 *kg-cm* y para frenar las piezas se necesita igualar dicho par al generado por la fuerza de fricción, por lo tanto la fuerza de frenado necesaria se obtiene de la siguiente manera:

$$Mm = R * Ff * \mu$$

Donde:

- Mm* Es el par aplicado por el mecanismo de flexoextensión
- R* Es el brazo de palanca
- Ff* Es la fuerza de frenado
- μ Es el coeficiente de fricción

Despejando Ff resulta:

$$Ff = \frac{Mm}{R * \mu}$$

Al sustituir los valores en la ecuación se obtiene que la fuerza de frenado debe ser de 1.1 kg. Para ejercer la fuerza en la zapata se seleccionó como actuador un micromotorreductor con caja de reducción metálica de 290:1 con características de tamaño y consumo similares al micromotorreductor 1000:1 que fue seleccionado para los mecanismos de flexoextensión y abducción-aducción.

La fuerza de frenado se transmite desde el actuador mediante una polea y una cuerda de hilo cáñamo, este material tiene la capacidad suficiente para transmitir la fuerza de frenado de 1.1 kg, además de que es de bajo costo y es fácil de conseguir.

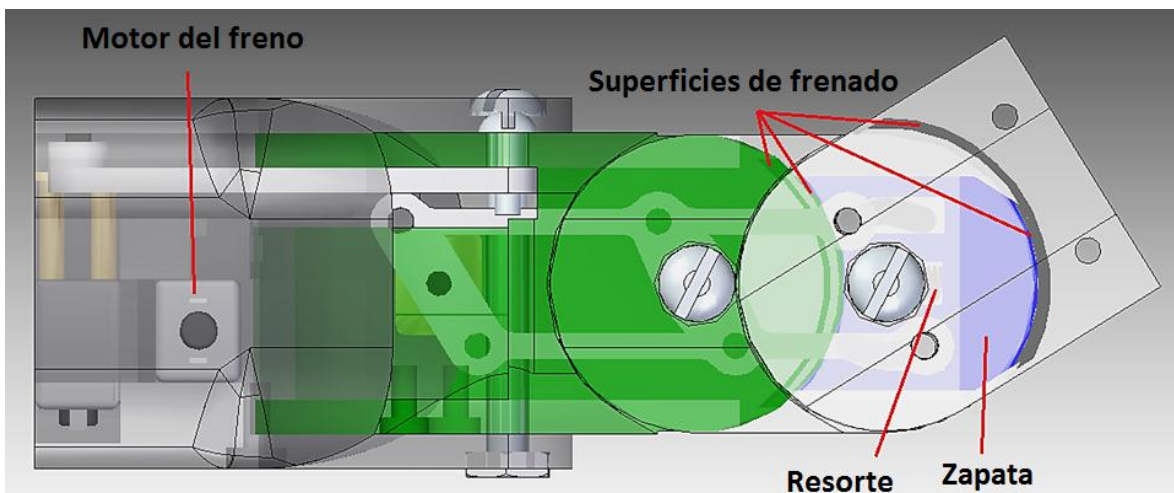


Figura 6.2 Modelo de prótesis con freno en 30° de extensión, vista lateral.

En la figura anterior se puede observar el modelo con el freno, la pieza azul es la zapata, la superficies de frenado colocadas en la pieza abducción-aducción, (en color verde), y en la pieza flexoextensión 2 son de caucho y las superficies de frenado colocadas en los extremos de la zapata son de lija de agua del $N^{\circ}100$, y un resorte que actúa sobre la zapata para mantener fija la pieza flexoextensión 2 a la pieza flexoextensión 1, esto sucede en los intervalos de 30° a 60° de flexión y de extensión, por otra parte, en los intervalos de 0° a 30° de flexión y extensión, (como se muestra en la figura 6.3), el actuador jala la zapata hacia la pieza abducción-aducción fijándola a la pieza flexoextensión 1 y liberando la pieza flexoextensión 2.

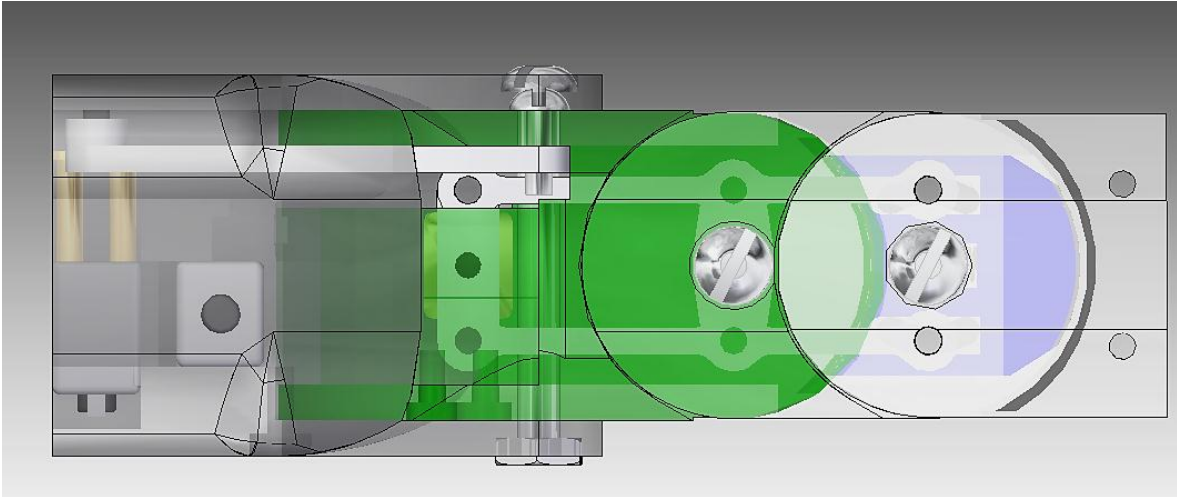


Figura 6.3 Modelo de prótesis con freno, vista lateral.

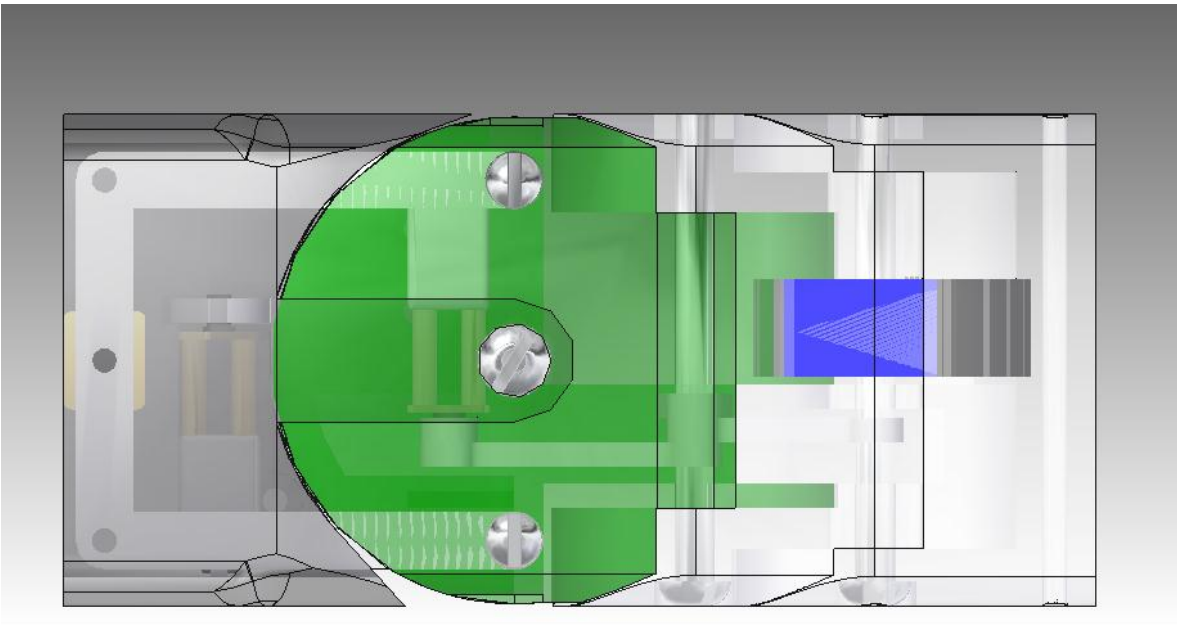


Figura 6.4 Vista superior del modelo de prótesis con freno.

Para el control de los actuadores, se requiere únicamente de realizar modificaciones al programa del microcontrolador, ya que en la tarjeta diseñada se colocaron los drivers y conectores suficientes para controlar hasta cuatro motores de DC.

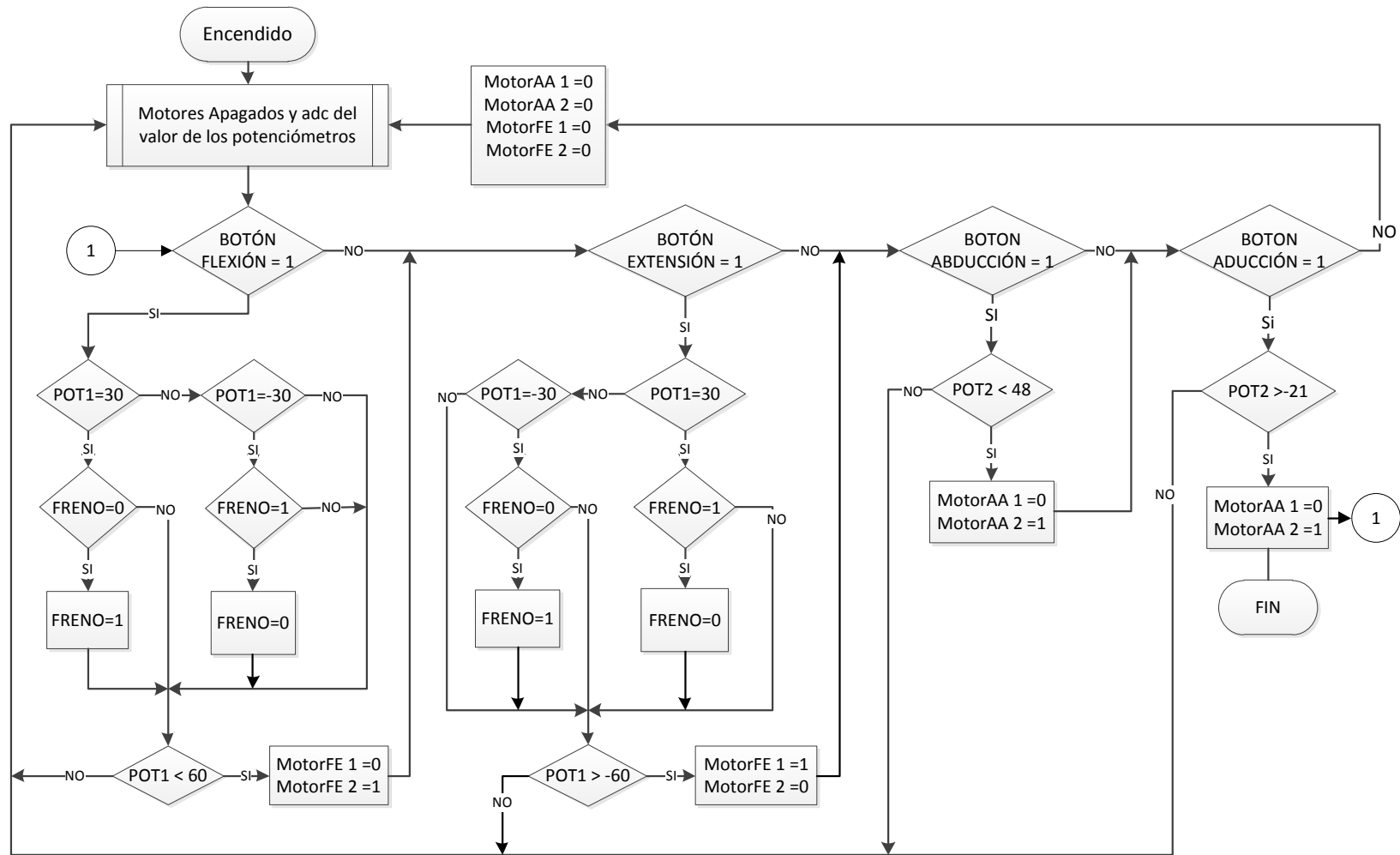
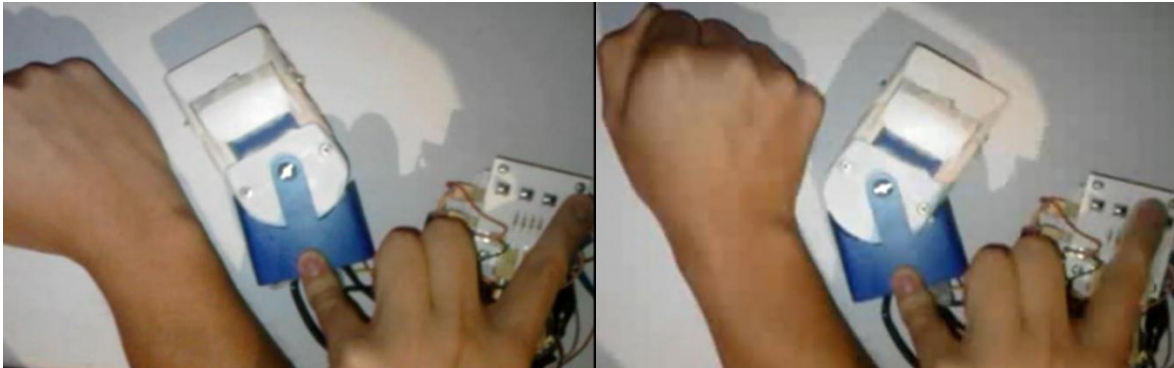


Figura 6.5 Diagrama de flujo del programa final del microcontrolador.

6.4 Pruebas al segundo rediseño

Se realizaron las modificaciones de acuerdo al último rediseño y al realizar las pruebas se encontró lo siguiente:

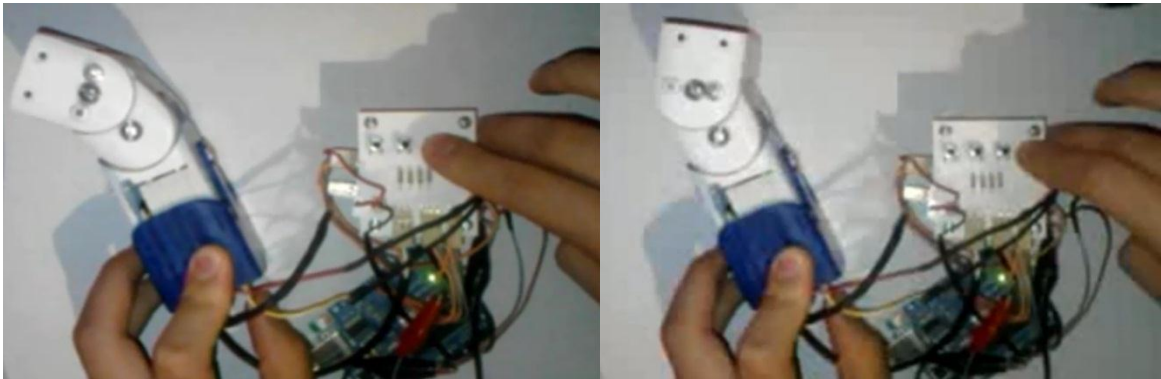
- El movimiento de abducción-aducción se mantuvo funcionando sin problemas.
- Se corrigieron los problemas en el movimiento de flexoextensión, logrando que dicho movimiento se realice como se planteó, en el rango de 0° a 30° de flexión y extensión sólo se mueve la pieza flexoextensión 2 y entre 30° y 60° grados, se mueven juntas las dos piezas de flexoextensión.



a)

b)

Figura 6.6 Pruebas del modelo, 21° de aducción (a) y 48° de abducción (b).



a)

b)

Figura 6.7 Pruebas del modelo, 60° de extensión (a) y 30° de flexión (b). Vista lateral.

CONCLUSIONES

Se realizó el diseño y manufactura de un modelo funcional de prótesis de muñeca que es semejante a la muñeca real en tamaño, forma y movimientos.

Posee la capacidad de realizar los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción de forma semejante a la muñeca real y mediante la combinación de dichos movimientos, es capaz de realizar el movimiento de circunducción.

Es un modelo semejante en cuanto a funcionalidad ya que realiza los movimientos en los rangos especificados en base a la muestra analizada en el Capítulo 3, además de forma similar a como sucede en la muñeca real, los movimientos de flexión y extensión se realizan por medio de dos eslabones, en la primera mitad de ambos movimientos sólo se mueve el eslabón distal y en la segunda mitad se mueven en conjunto los dos eslabones como uno solo.

El modelo construido es simétrico, ya que puede utilizarse para el brazo izquierdo o derecho sin necesidad de realizar modificaciones, sólo depende de la forma en que se coloca la pieza base.

Se utilizan tres actuadores para realizar los movimientos, dos de ellos para los movimientos de flexión y extensión y uno para abducción y aducción, al trabajar simultáneamente los tres motores el consumo de corriente es menor a 500 mA.

Se logra que el ancho y el espesor del modelo estén dentro del rango dimensional definido en el Capítulo 3, a partir de la muestra de la población analizada.

Se mencionó que una característica importante es que la prótesis debe contener en su interior a los mecanismos y actuadores de forma que no queden expuestos al exterior, el modelo construido cumple con ello, sin embargo, debido a esto la longitud es mayor a la especificada al inicio.

La manufactura se realizó por secciones y posteriormente éstas se unieron por medio de adhesivos, lo que provocó ligeros desplazamientos en el ensamble que afectaron al funcionamiento óptimo del mecanismo. Para simplificar y mejorar la manufactura es necesario fabricar las piezas de la carcasa mediante subensambles de piezas más simples, además de incorporar restricciones mecánicas entre cada una de éstas, para que al ensamblarlas sólo exista la posibilidad de unirlas en la posición correcta y lograr con esto aumentar la precisión en la manufactura y permitir el funcionamiento óptimo del mecanismo.

Las pruebas realizadas al modelo fabricado en PVC espumado causaron deformaciones en los barrenos en los que se colocan los pernos para realizar el ensamble de las piezas, dichas deformaciones fueron aumentando con cada

prueba realizada, afectando el funcionamiento del mecanismo hasta impedir el movimiento de flexoextensión. Para solucionar el problema anterior es necesario fabricar las piezas de la carcasa en aluminio, ya que por sus propiedades mecánicas fue el material seleccionado en el proceso de diseño.

Un punto crítico en el modelo se encontró en los mecanismos de transmisión, ya que en un principio para obtener un modelo de bajo costo, se manufacturaron en PVC y en acrílico y al aplicar resistencia al movimiento se rompían constantemente, por lo que se manufacturaron posteriormente en acero inoxidable, con lo que se solucionó el problema. Por otra parte se observó que en el ensamble del mecanismo de transmisión es necesario reducir la holgura existente entre los barrenos de los eslabones y los pernos con los que se ensamblan, para que la transmisión del movimiento sea más eficiente y entre los eslabones no existan desplazamientos lineales que afecten el funcionamiento óptimo del mecanismo.

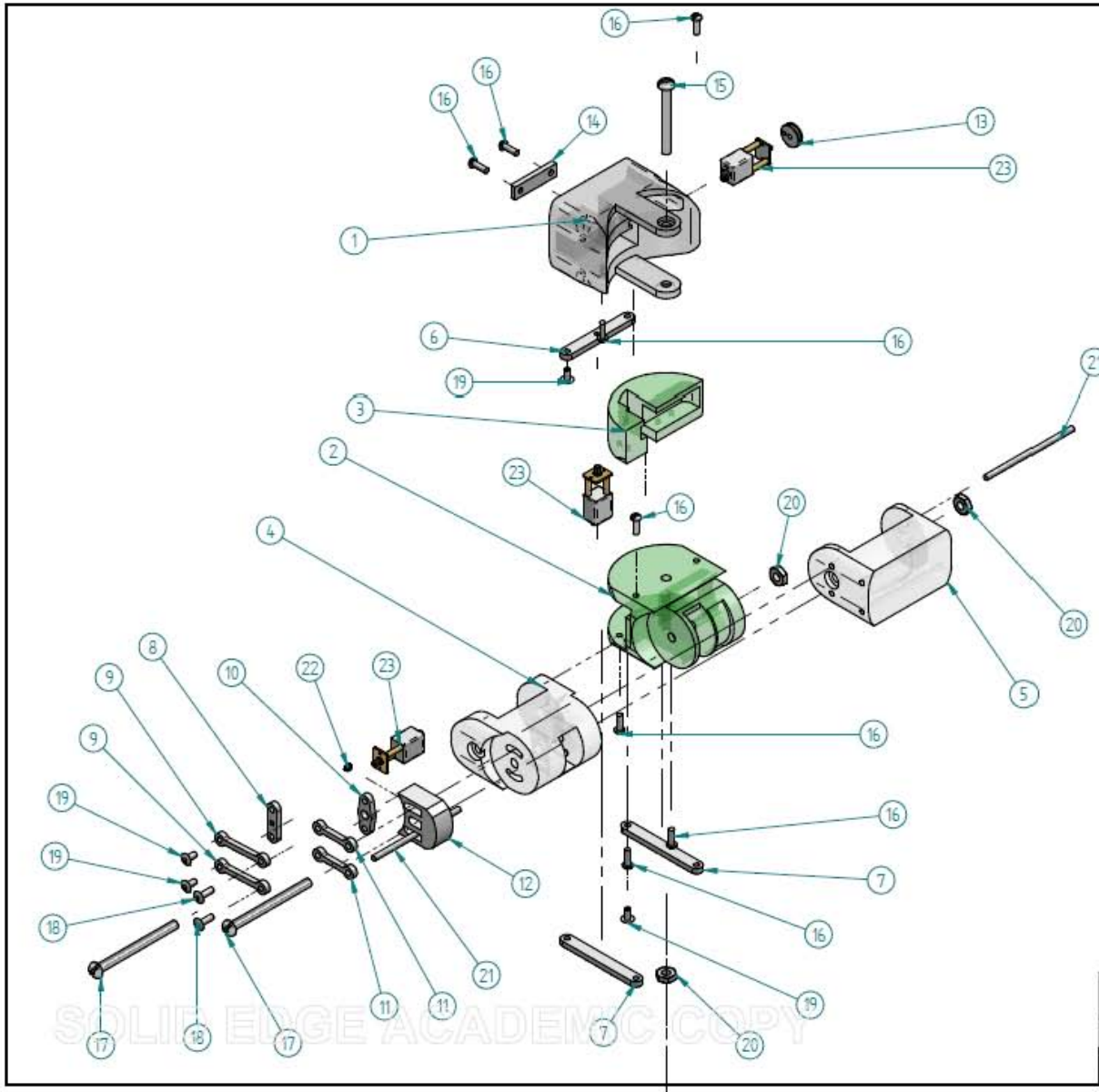
El diseño no contempla el movimiento de pronosupinación porque este es realizado por la articulación radio-cubital y no por la muñeca.

Se observó que los conocimientos obtenidos mediante el estudio de la carrera de ingeniería mecatrónica sirvieron de base para llevar a cabo el desarrollo del diseño y manufactura del modelo. Por otra parte, las habilidades adquiridas a través de dicho estudio impulsaron el rápido aprendizaje de nuevos conocimientos, métodos y tecnologías, lo que permitió contar con las herramientas necesarias para realizar un modelo que cumple con los objetivos planteados.

ANEXO

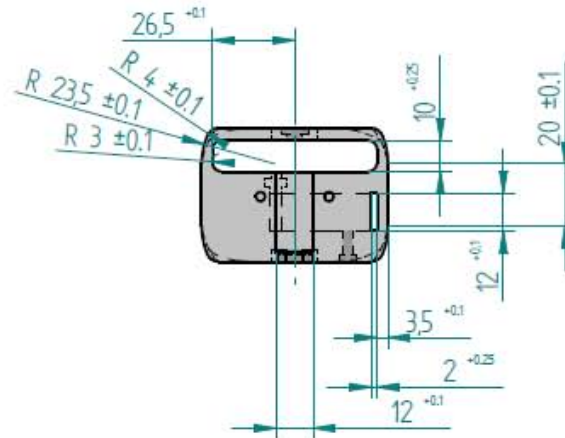
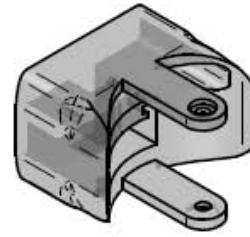
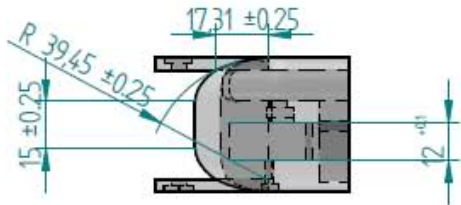
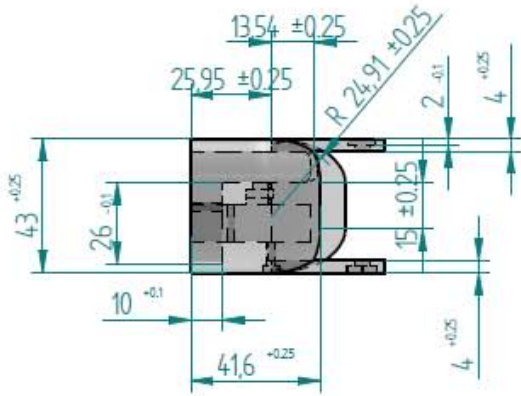
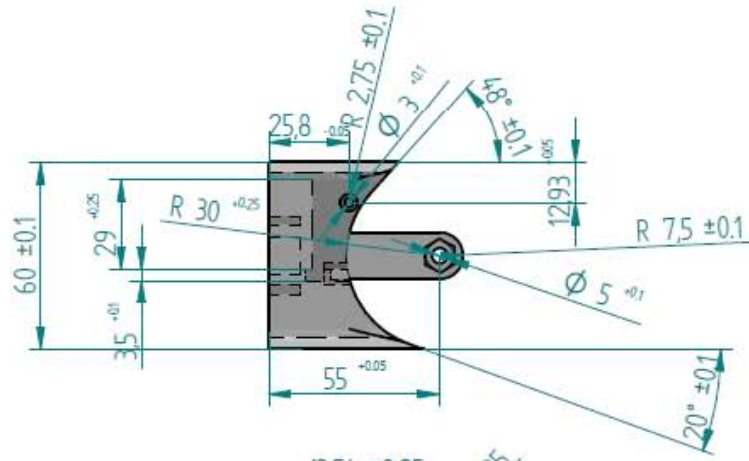
A

PLANOS DE MANUFACTURA






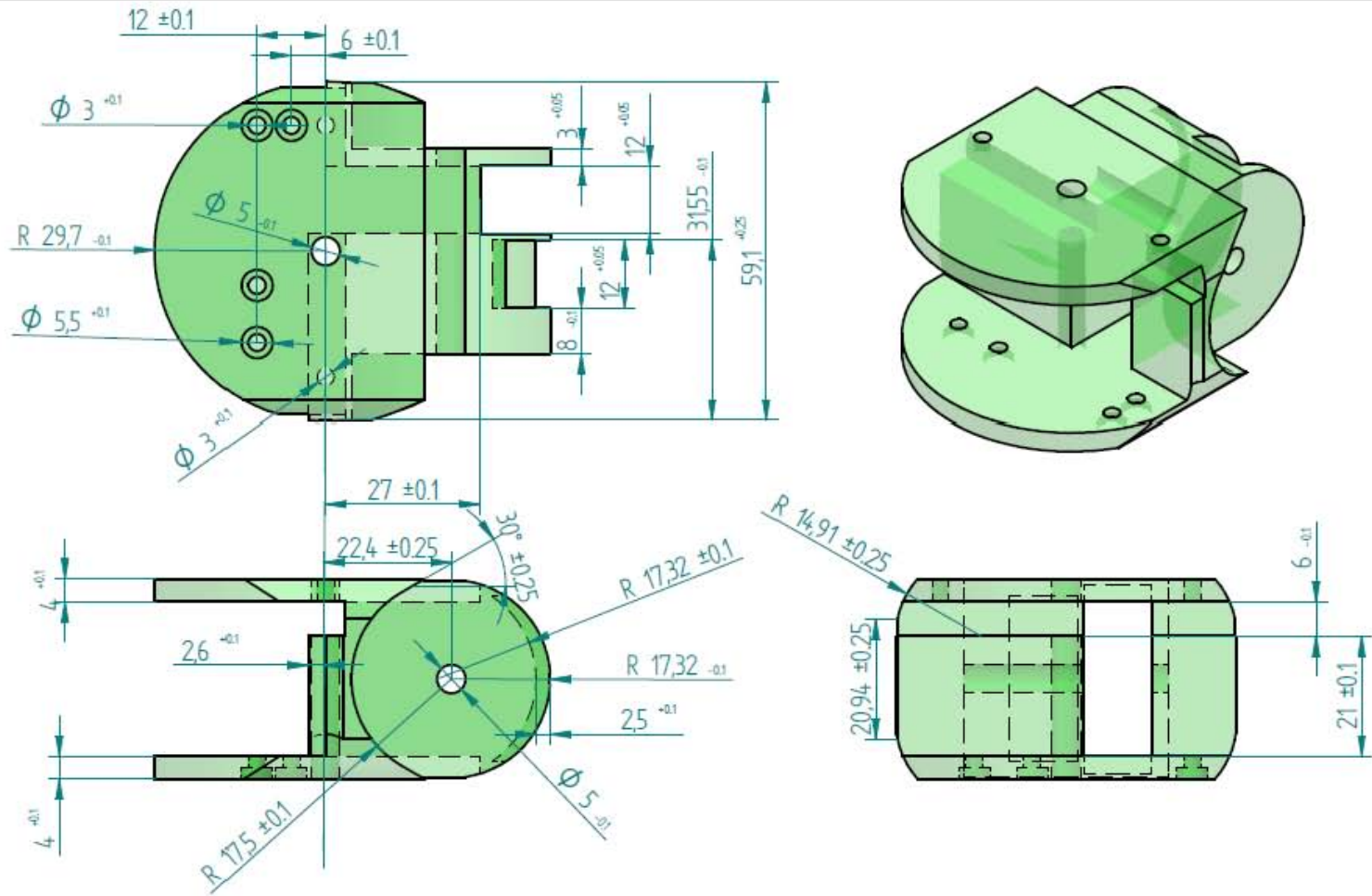
NÚMERO DE PIEZA	NOMBRE DE LA PIEZA
1	PIEZA BASE
2	PIEZA DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN
3	CUBIERTA DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN
4	FLEXOEXTENSIÓN 1
5	FLEXOEXTENSIÓN 2
6	MANIVELA ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN
7	ACOPLADOR ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN
8	MANIVELA FLEXOEXTENSIÓN
9	ACOPLADOR 1 DE FLEXOEXTENSIÓN
10	MANIVELA 2 DE FLEXOEXTENSIÓN
11	ACOPLADOR 2 DE FLEXOEXTENSIÓN
12	ZAPATA DEL FRENO
13	POLEA DEL MOTOR DEL FRENO
14	SEGURO DEL MOTOR DE AB-AD
15	TORNILLO DE 3/16 " x 1 3/4"
16	TORNILLO DE 3mm x 10mm
17	TORNILLO DE 3/16 " x 2 1/4"
18	PERNO DE 1/8 " x 1/4"
19	PERNO DE 1/8 " x 3/8"
20	TUERCA DE 3/16"
21	PERNO DE 1/8 " x 2 1/4"
22	RESORTE
23	MOTORREDUCTOR

VISTA EN EXPLOSIÓN DEL MODELO	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. v.	Rev. Ulises M. P. R.	
	Escala:	Acot: mm	PLANO 1 DE 15






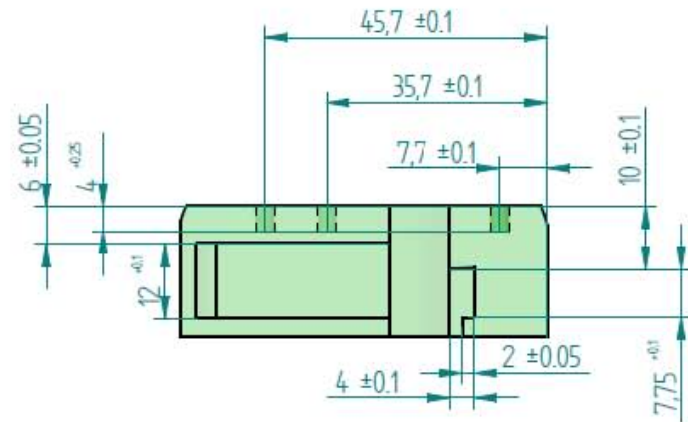
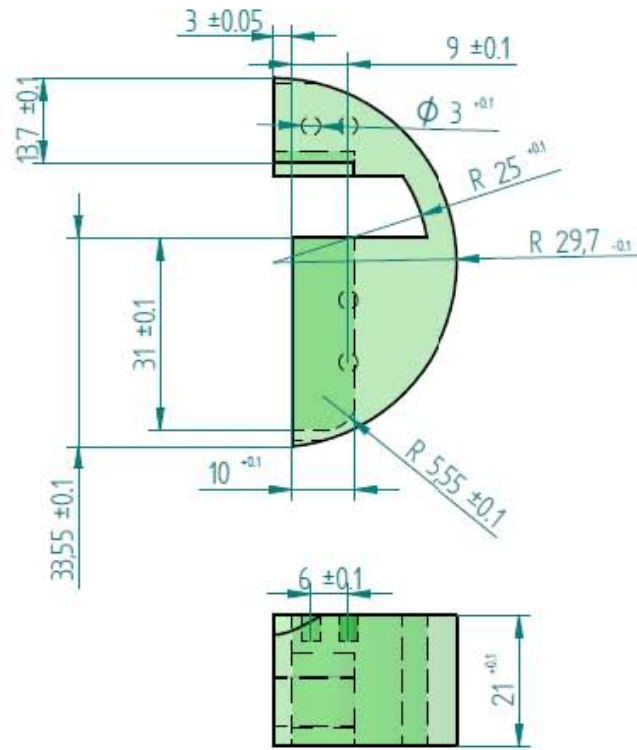
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

PIEZA BASE	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.	
			Escala: 1:2 Acot: mm PLANO 2 DE 15






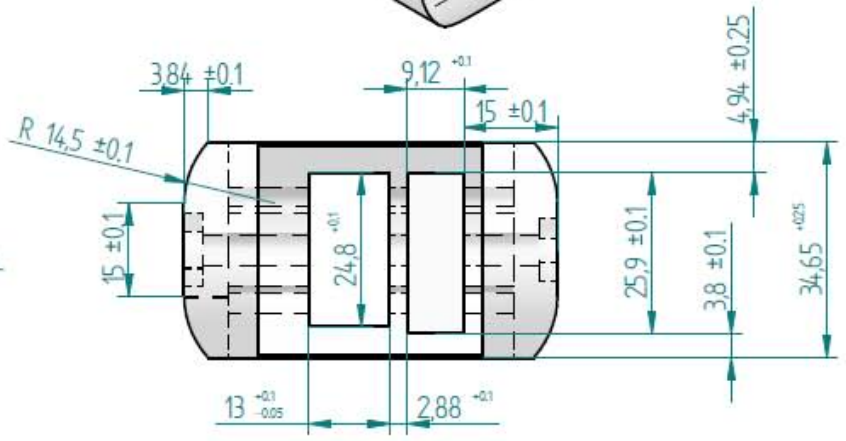
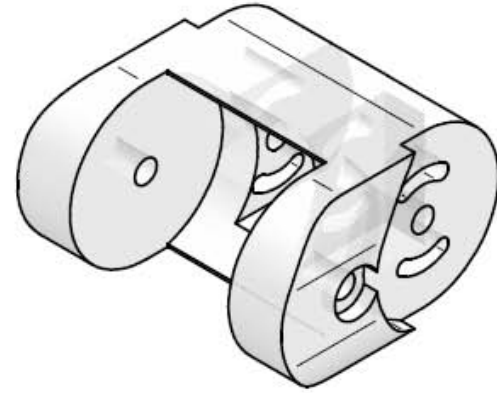
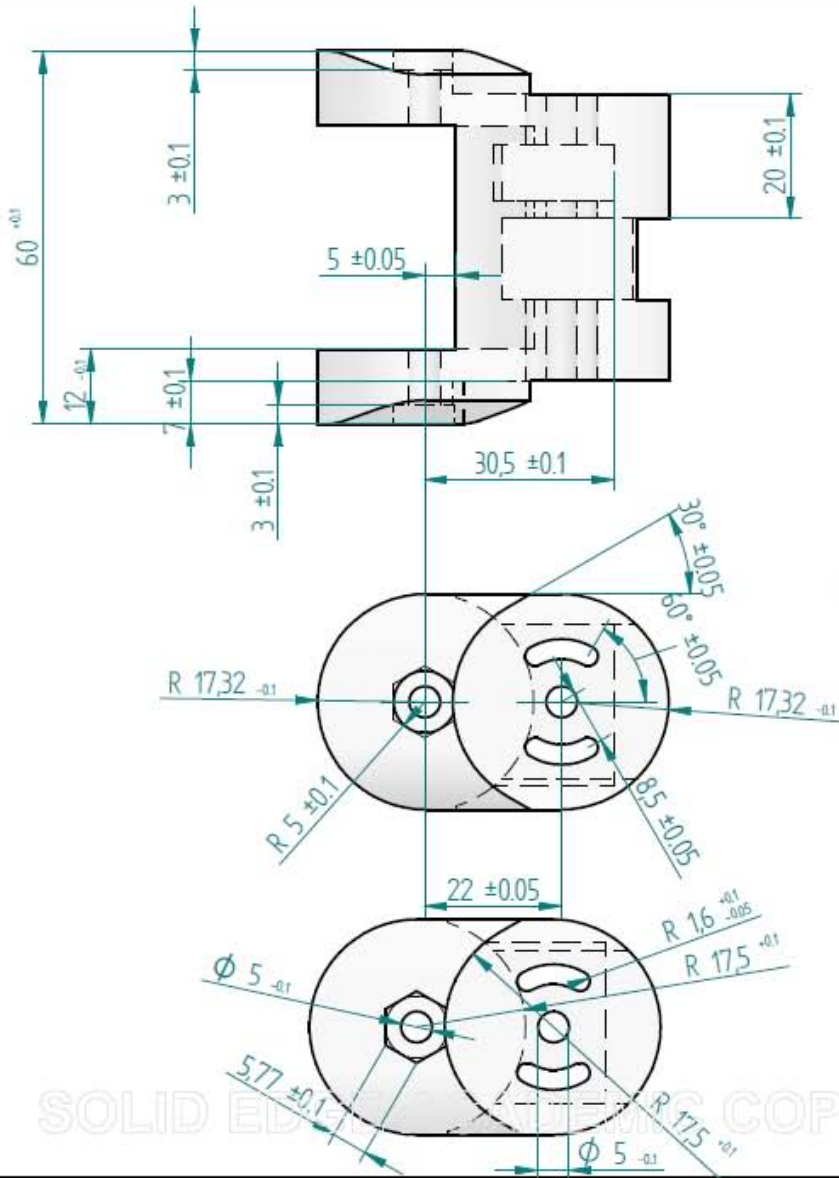
SOLID EDGE ACADEMIC COPY




PIEZA DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. V., Rev. Ulises M. P. R.		
  	Escala: 1:1	Acot: mm	PLANO 3 DE 15



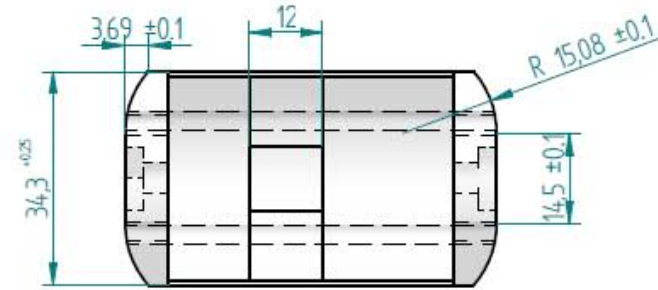
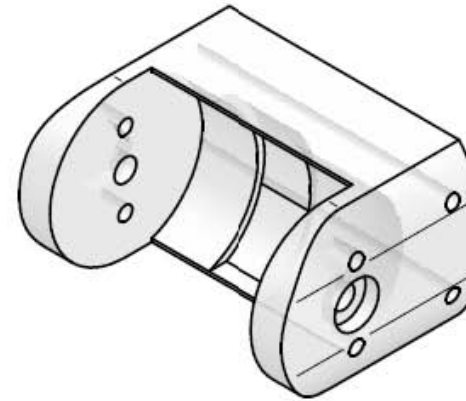
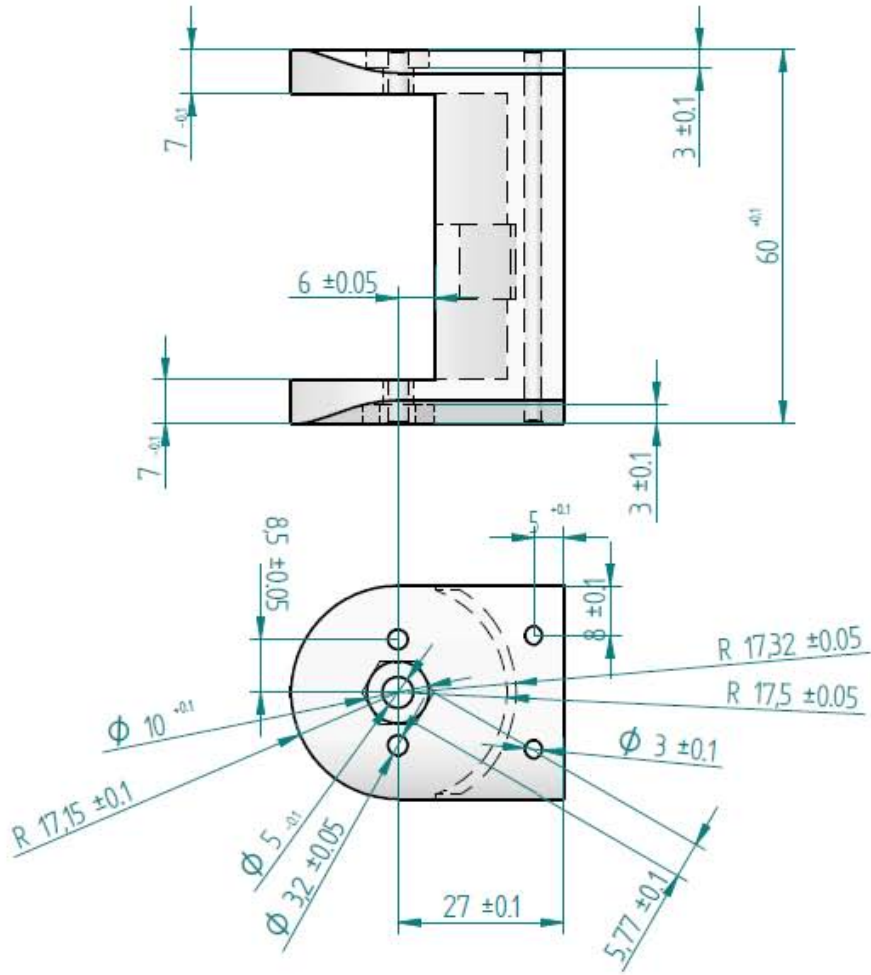
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

CUBIERTA DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.
			Escala: 1:1 ALU: IIIIII PLANO 4 DE 15



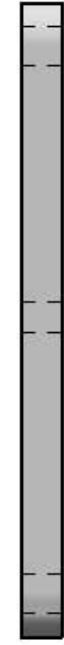
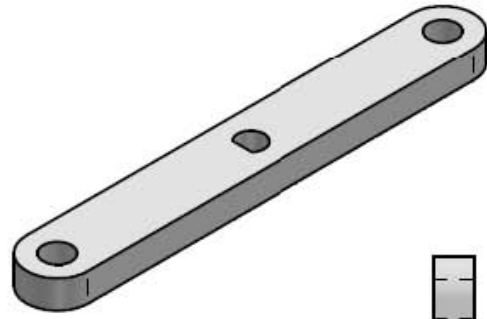
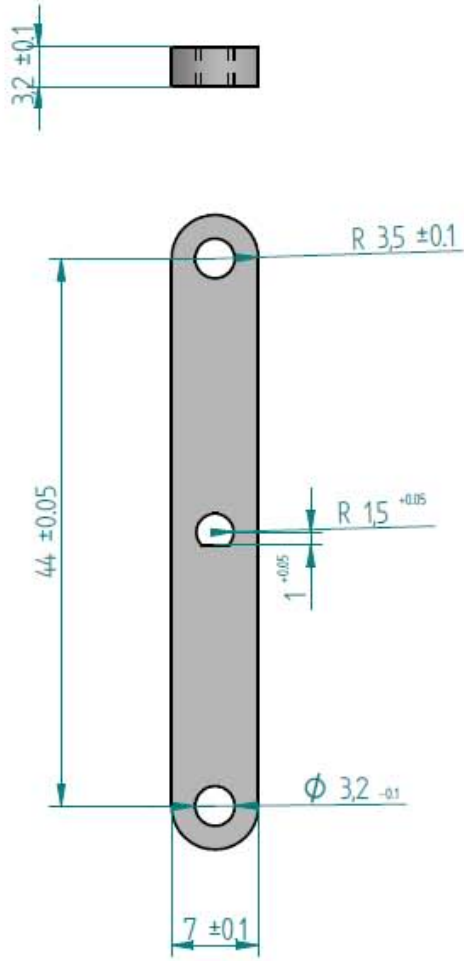
FLEXOEXTENSIÓN 1	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. V. Rev. Ulises M. P. R.		
			Escala: 1:1 Acot: mm PLANO 5 DE 15

SOLID EDGE 3D MODELING COPY



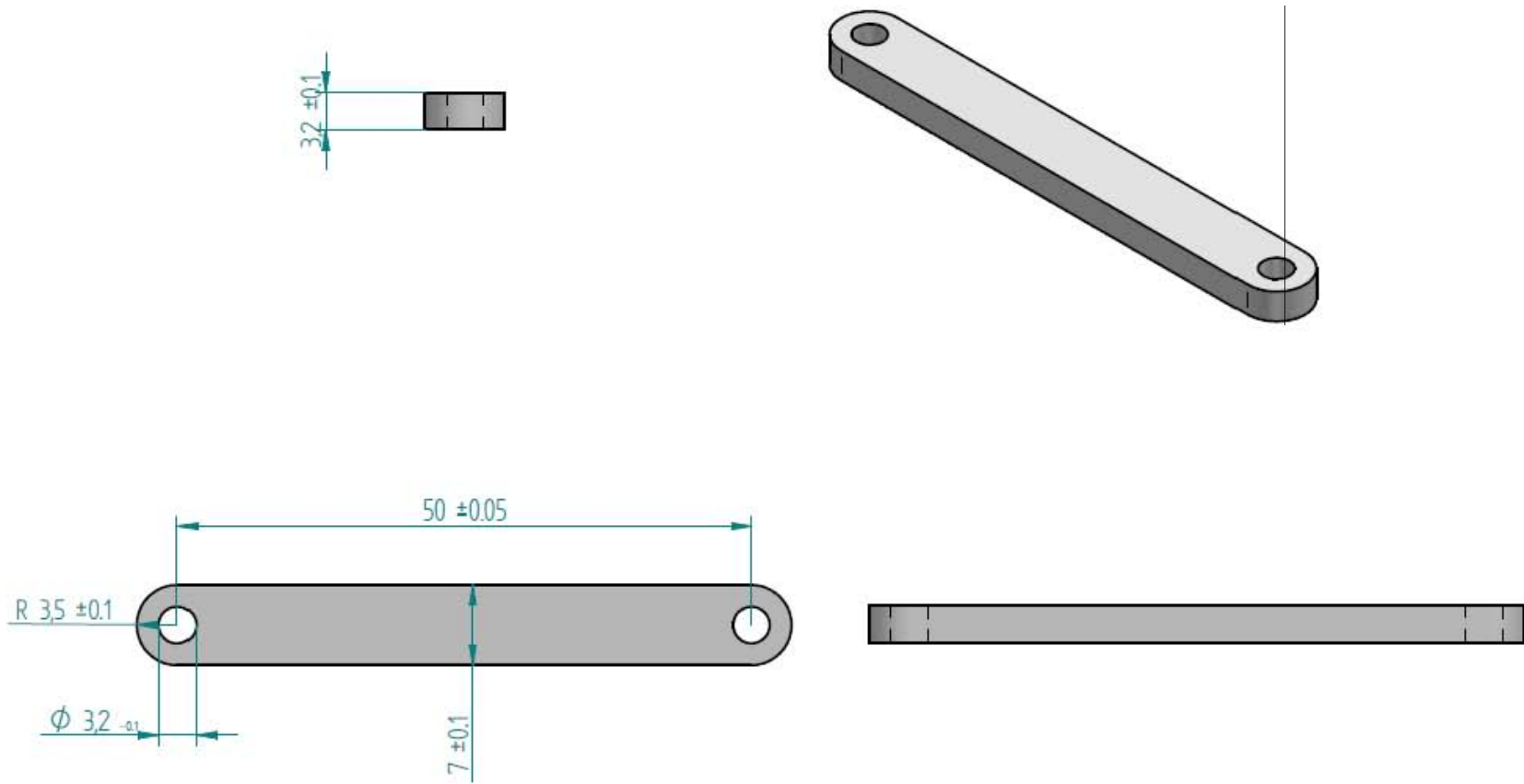
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

FLEXOEXTENSIÓN 2		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V. Rev. Ulises M. P. R.	
		Escala: 1:1	Acot: mm PLANO 6 DE 15





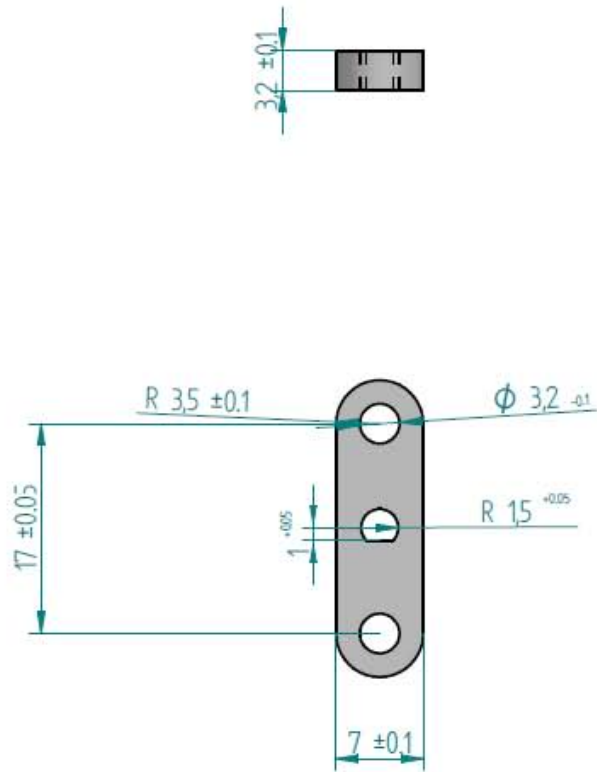
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

MANIVELA ADUCCIÓN-ABDUCCIÓN		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 7 DE 15



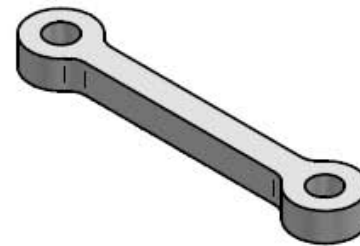
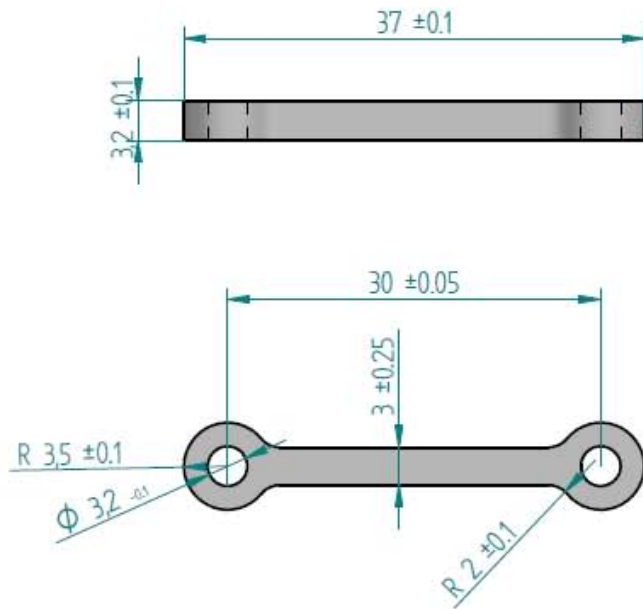
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

ACOPLADOR ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 8 DE 15



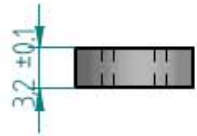
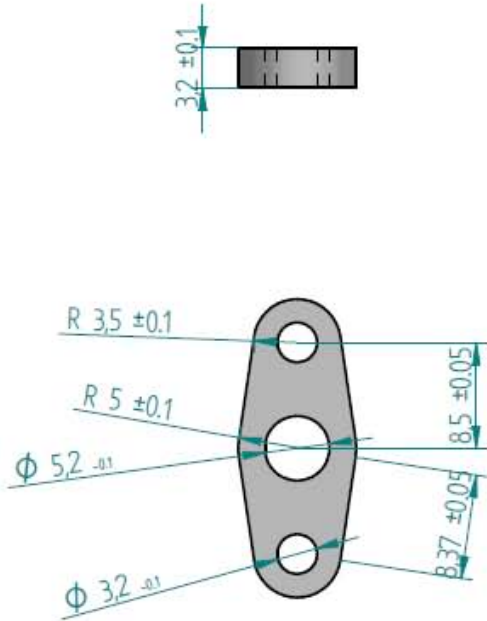
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

MANIVELA FLEXOEXTENSIÓN		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V. Rev. Ulises M. P. R.	
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 9 DE 15





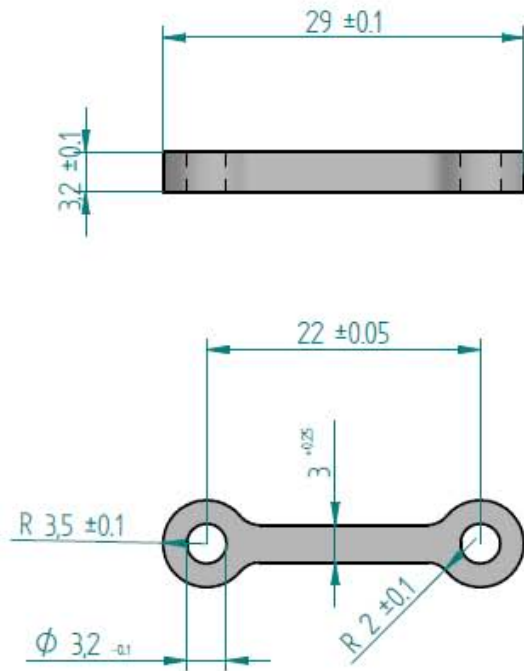
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

ACOPLADOR 1 FLEXOEXTENSIÓN		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 10 DE 19




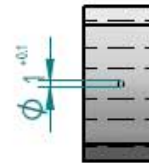
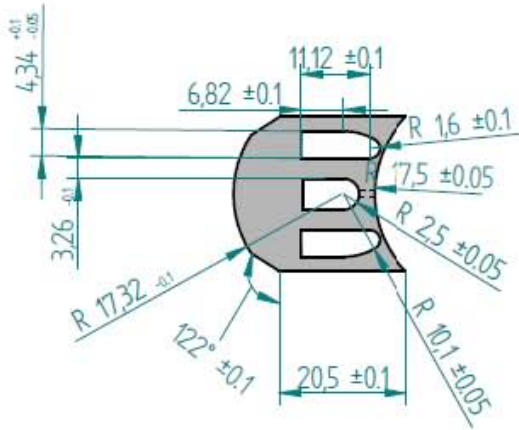
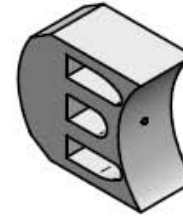
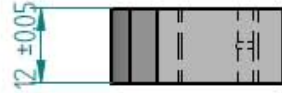
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

MANIVELA 2 FLEXOEXTENSIÓN		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 11 DE 15



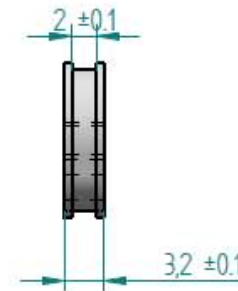
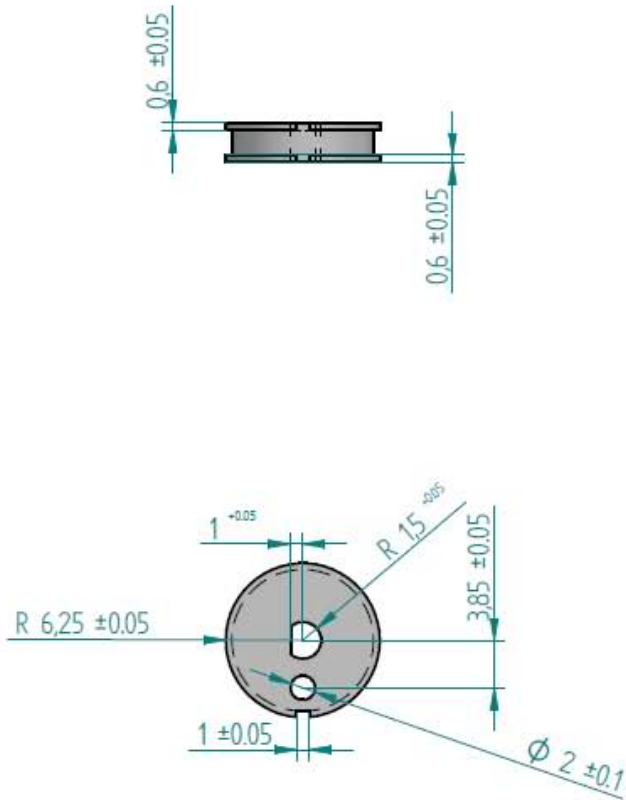
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

ACOPLADOR 2 FLEXOEXTENSIÓN	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.	
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 12 DE 19






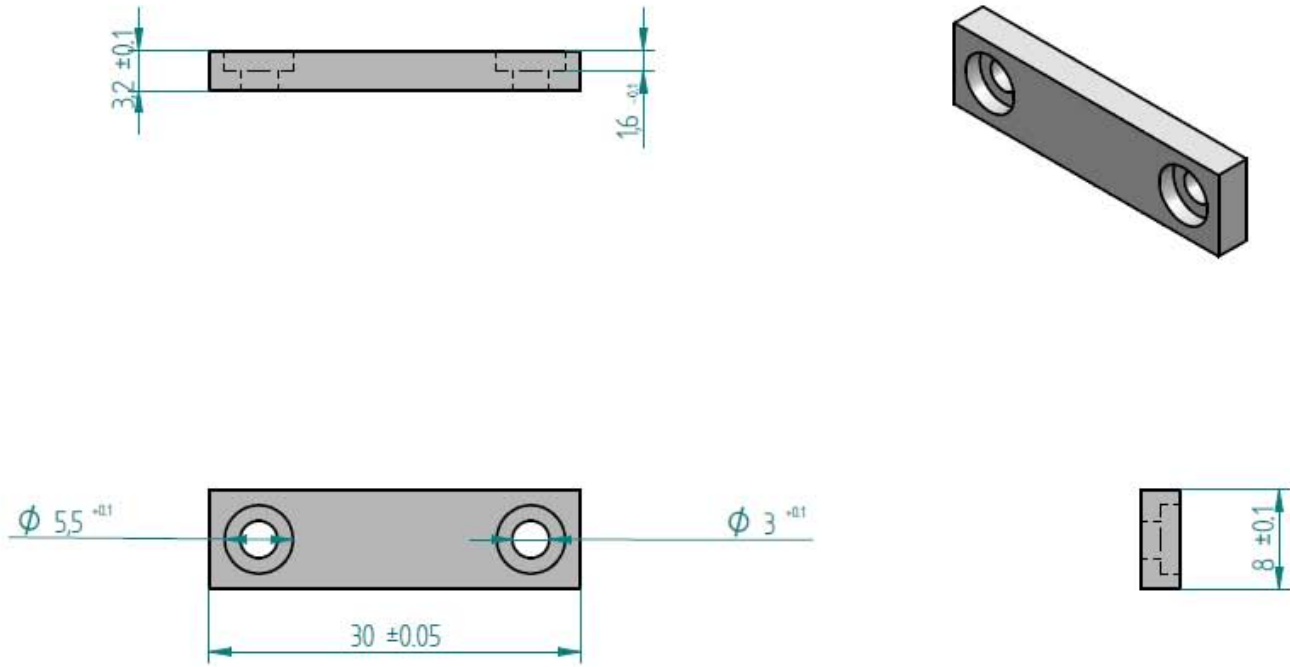
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

ZAPATA DEL FRENO	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.	
			Escala: 1:1 Acot: mm PLANO 13 DE 15




SOLID EDGE ACADEMIC COPY

POLEA DEL ACTUADOR DEL FRENO	Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca		
Fac. Ingeniería UNAM	Dib. Marco A. F. V.	Rev. Ulises M. P. R.	
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 14 DE 19



SOLID EDGE ACADEMIC COPY

SEGURO DEL MOTOR DE AB-AD		Diseño y manufactura de prótesis mecatrónica de muñeca	
Fac. Ingeniería UNAM		Dib. Marco A. F. V. Rev. Ulises M. P. R.	
			Escala: 2:1 Acot: mm PLANO 15 DE 15

ANEXO B

CÓDIGO FUENTE DEL
MICROCONTROLADOR

```

#include <math.h>
#define pi 3.1416
int entrada=A0; //Entrada para lectura del potenciómetro
int M1a=2; //Señal de control "a" para el motor de flexoextensión
int M1b=3; //Señal de control "b" para el motor de flexoextensión
int M2a=4; //Señal de control "a" para el motor de abducción-aducción
int M2b=5; //Señal de control "b" para el motor de abducción-aducción
int M3a=6; //Señal de control "a" para el motor del freno
int M3b=7; //Señal de control "b" para el motor del freno
int f= 8; //Señal del pulsador de flexión
int e = 9; //Señal del pulsador de extensión
int ab=10; //Señal del pulsador de abducción
int ad=11; //Señal del pulsador de aducción

int flexion = 0; int extension = 0; int abduccion = 0; int aduccion = 0; int freno=1; int valor=0;
int M1=0; int extendio=0; int movio_abduccion=0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(2,OUTPUT);
  pinMode(3,OUTPUT);
  pinMode(4,OUTPUT);
  pinMode(5,OUTPUT);
  pinMode(6,OUTPUT);
  pinMode(7,OUTPUT);
  pinMode(8,INPUT);
  pinMode(9,INPUT);
  pinMode(10,INPUT);
  pinMode(11,INPUT);
}
void loop()
{
  control_muneca();
}
void control_muneca()
{
  valor=analogRead(entrada); //Conversión analógica a digital del voltaje del potenciómetro
  flexion=digitalRead(f);
  extension=digitalRead(e);
  abduccion=digitalRead(ab);
  aduccion=digitalRead(ad);

  if(valor>438 && valor<698)
  {
    if(freno==0)
      frenar_flexoextension1();
  }
}

```



```

if(valor<435&&flexion==1)
{
    if(freno==1)
        liberar_flexoextension1();
}
else if(valor<435&&extension==1)
{
    if(freno==0)
        frenar_flexoextension1();
}
if(valor>698&&extension==1)
{
    if(freno==1)
        liberar_flexoextension1();
}
else if(valor>698&&flexion==1)
{
    if(freno==0)
        frenar_flexoextension1();
}
if(valor>365 && valor<760)
{
    M1=1;
}
if(valor==365 && flexion==1)
{
    M1=0;
}
if(valor==760 && extension==1)
{
    M1=0;
}
if(extension==1 && M1==1)
{
    digitalWrite(M1a,LOW);
    digitalWrite(M1b,HIGH);
    extendio=1;
}
else
{
    digitalWrite(M1a,LOW);
    digitalWrite(M1b,LOW);
}

if(flexion==1 && M1==1)
{
    digitalWrite(M1a,HIGH);
    digitalWrite(M1b,LOW);
}

```

```

else
{
  if(extendio==0)
  {
    digitalWrite(M1a,LOW);
    digitalWrite(M1b,LOW);
  }
}
extendio=0;
if(abduccion==1)
{
  digitalWrite(M3a,LOW);
  digitalWrite(M3b,HIGH);
}
else if(aduccion==1)
{
  digitalWrite(M3a,HIGH);
  digitalWrite(M3b,LOW);
}
else
{
  digitalWrite(M3a,LOW);
  digitalWrite(M3b,LOW);
}
}

void frenar_flexoextension1()
{
  digitalWrite(M2a,HIGH);
  digitalWrite(M2b,LOW);
  freno=1;
  delay(100);
  digitalWrite(M2a,LOW);
  digitalWrite(M2b,LOW);
}
void liberar_flexoextension1()
{
  digitalWrite(M2a,LOW);
  digitalWrite(M2b,HIGH);
  freno=0;
  delay(100);
  digitalWrite(M2a,LOW);
  digitalWrite(M2b,LOW);
}

```

BIBLIOGRAFÍA

1. Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología articular. Tomo 1 hombro, codo, pronosupinación, muñeca y mano*. Madrid: Médica Panamericana.
2. Museo virtual anatómico. Articulación Mediocarpiana [En línea]
< <http://www.anatovirtual.com.ar/Articulacion%20Mediocarpiana.html>>
[Consultada en septiembre de 2011].
3. Guía de músculos. Muñeca [En línea]
< <http://www.musculos.org/musculo-muneca.html>> [Consultada en septiembre de 2011].
4. *The UK Limb loss information center. History of prosthetics* [En línea]
< <http://limblossinformationcentre.com/rehabilitation/prosthetics/prosthetics-general/the-history-of-prosthetics/>> [Consultada en septiembre de 2011].
5. Estrella Ana María. Las primeras prótesis funcionales. [En línea]
< <http://estrella-ana-maria.blogspot.mx/2011/02/las-primeras-protesis-funcionales-de.html>> [Consultada en septiembre de 2011].
6. Hashimoto group. [En línea]
< <http://www.hashimoto.co.jp/hashimotogisi/history2.html>> [Consultada en septiembre de 2011].
7. *Healthinformatics. i-LIMBS*. [En línea]
< <http://healthinformatics.wikispaces.com/i-LIMBS>> [Consultada en septiembre de 2011].
8. Patente US 7,918,894. [En línea]
<<http://www.google.com/patents/US7918894>> [Consultada en septiembre de 2011].
9. Patente US 6969407. [En línea]
< <http://www.google.com/patents/US6969407>> [Consultada en septiembre de 2011].
10. Patente US 8,052,756. [En línea]
<<http://www.google.com.mx/patents/US8052756>> [Consultada en septiembre de 2011].
11. Patente US 7625408. [En línea]
< <http://www.google.com/patents/US7625408>> [Consultada en septiembre de 2011].
12. Patente US 7914587. [En línea]
< <http://www.google.com/patents/US7914587>> [Consultada en septiembre de 2011].
13. Prótesis. [En línea]
< <http://www.slideshare.net/taniasobrevilla/protesis-2686266>> [Consultada en septiembre de 2011].
14. Avances en prótesis. [En línea]
<<http://www.ate.uniovi.es/8695/documentos/TRABAJOS%202008/avances/viernes%2030/1030/G4%20protesis%20de%20mano.pdf>> [Consultada en septiembre de 2011].
15. Innovar. Gobierno de Argentina. [En línea]
<<http://www.innovar.gob.ar/wp-content/uploads/2009/10/2516-protesis-mioelectrica.jpg>>
[Consultada en septiembre de 2011].

16. Morales San Juan, A. (2010). *Diseño biomecánico de Prótesis de Muñeca*. Tesis. Facultad de Ingeniería UNAM.
17. Médicos en Formación. Fotogalería movimientos del cuerpo. [En línea]
<<http://medicosenformacion4.tripod.com/Fig.7.6.jpg>> [Consultada en Diciembre de 2011].
18. Metales Díaz. Línea Nylamid. [En línea]
<http://www.metalesdiaz.com/> [Consultada en Diciembre de 2011].
19. Plastimundo. Trovicel PVC espumado. [En línea]
<<http://www.plastimundo.com.mx/entrada.html>> [Consultada en Noviembre de 2011].
20. Solostocks. Luck SA. [En línea]
<<http://www.solostocks.com.mx/venta-productos/minerales-metales-materiales/metales-aleaciones/barra-cuadrada-y-hexagonal-de-aleacion-de-titanio-586157>> [Consultada en Noviembre de 2011].
21. Todo robot. Descripción y control de un motor de continua DC. [En línea]
<<http://www.todorobot.com.ar/informacion/informacion.htm>> [Consultada en Diciembre de 2011].
22. Pololu. Motors and gearboxes. [En línea]
<<http://www.pololu.com/catalog/category/51>> [Consultada en septiembre de 2011].
23. Todo Robot. Tutorial animado sobre motores paso a paso. [En línea]
<<http://www.todorobot.com.ar/informacion/informacion.htm>> [Consultado en septiembre de 2011].
24. Pololu. Stepper Motors. [En línea]
<<http://www.pololu.com/catalog/category/87>> [Consultada en septiembre de 2011].
25. Motores paso a paso PAP. [En línea]
<http://www.infoab.uclm.es/labelec/solar/electronica/elementos/motores_paso_a_paso.htm> [Consultada en diciembre de 2011].
26. INTEF. Actuadores [En línea]
<http://platea.pntic.mec.es/vgonzale/cyr_0204/ctrl_rob/robotica/sistema/actuadores.htm> [Consultado en septiembre de 2011].
27. Pololu. RC servos. [En línea]
<<http://www.pololu.com/catalog/product/2140>> [Consultado en septiembre de 2011].
28. Todo robot. Servomotor [En línea]
<<http://www.todorobot.com.ar/documentos/servomotor.pdf>> [Consultado en septiembre de 2011].
29. Pololu. Lineal Actuators. [En línea]
<<http://www.pololu.com/catalog/category103>> [Consultado en septiembre de 2011].
30. Robots-argentina.com. Actuadores - Músculos neumáticos [En línea]
<http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_musculosneumaticos.htm> [Consultado en septiembre de 2011].

31. Plastmavent. Productos y aplicaciones – PVC espumado [En línea]
<<http://www.plastmavent.com/PVC.html>> [Consultado en octubre de 2011].
32. Hellopro. Plásticos Carrera. PVC [En línea]
<http://www.hellopro.es/PLASTICOS_CARRERA_S_L_-6300-noprofil-1001401-13367-0-1-1-fr-societe.html> [Consultado en octubre de 2011].
33. Plásticos Ferplast. PVC Espumado [En línea]
<http://www.plasticosferplast.com/files/producto/pvc_espumado.pdf> [Consultado en octubre de 2011]
34. Nylamid. Plásticos de uso general [En línea]
<http://www.nylamid.com.mx/nylamid_pa.php> [Consultado en octubre de 2011].
35. Tecnología de los plásticos. ABS [En línea]
< <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.mx/2011/06/abs.html>> [Consultado en octubre de 2011].
36. Siim. ABS [En línea]
< <http://www.siim.com/docs/RAE-1018.pdf>> [Consultado en octubre de 2011].
37. Universidad de las Américas Puebla. Aluminio 6061 T6 [En línea]
< http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/gama_o_je/capitulo2.pdf> [Consultado en octubre de 2011].
38. Observatorio tecnológico de la soldadura. El titanio y sus aleaciones [En línea]
<http://www.obtesol.es/index.php?option=com_content&task=category§ionid=4&id=37&Itemid=30> [Consultado en octubre de 2011].
39. Dr. Daniel Kalmar. Implantes Odontológicos [En línea]
< <http://www.odontologiakalmar.com.ar/implantes.php>> [Consultado en octubre de 2011].
40. Educa Madrid org. Máquinas y mecanismos. [En línea]
<http://www.educa.madrid.org/web/ies.atenea.sansebastian/departamentos/tecnologia/contenido/1_eso/maquinas_y_mecanismos.pdf> [Consultado en octubre de 2011].
41. Shigley, J. E., Mitchell, L. D. (1985). *Diseño en Ingeniería Mecánica*. México: McGraw-Hill.
42. Tipos de transmisión [En línea]
< <http://html.rincondelvago.com/metodos-de-transmision.html>> [Consultado en octubre de 2011].
43. Sánchez Mecánica. Mecanismos [En línea]
< http://www.sanchezmecanica.mex.tl/847473_UNIDAD-2.html> [Consultado en octubre de 2011].