



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PRÓTESIS MECATRÓNICA DE MUÑECA**

**TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
INGENIERO MECÁNICO  
PRESENTA:**

**Eduardo Castillo Pinzón**

**DIRECTOR DE TESIS:**

**DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ**



**MÉXICO D.F.**

**SEPTIEMBRE 2006**



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.

*Dedicatoria*

*A mi amada Universidad Nacional Autónoma de México por la oportunidad que me brindó y el gran orgullo que siento por formar parte de ella.*

*Agradecimientos*

*A todos los familiares y amigos que me apoyaron en ésta travesía, que sin su ayuda me hubiera sido imposible recorrer éste camino.*

*Al Dr. Jesús Manuel Dorador González por el apoyo incondicional que siempre me dió, y en especial por haberme demostrado el gran ser humano que es.*

*Eduardo Castillo Pinzón.*

# **TESIS: PRÓTESIS MECATRÓNICA DE MUÑECA**

## **ÍNDICE**

**DEDICATORIA Y AGRADECIMIENTOS.....5**

### **CAPÍTULO 1: OBJETIVO, ALCANCES Y ESPECIFICACIONES**

**1.1 Problema observado.....6**

**1.2 Hipótesis**

**1.3 Justificación**

**1.4 Objetivo general**

**1.5 Alcances u objetivos específicos**

**1.6 Especificaciones.....7**

**1.6.1 Funcionamiento**

**1.6.2 Instalación**

**1.6.3 Ambiente**

**1.6.4 Tiempo de vida**

**1.6.5 Mantenimiento**

**1.6.6 Competencia**

**1.6.7 Facilidad de manufactura**

**1.6.8 Tamaño**

**1.6.9 Peso**

**1.6.10 Estética**

**1.6.11 Material**

**1.6.12 Tiempo de vida del producto**

**1.6.13 Ergonomía**

**1.6.14 Cliente**

**1.6.15 Calidad y confiabilidad**

**1.6.16 Escala de tiempo**

### **CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES Y ESPECIFICACIONES**

**2.1 Historia de las prótesis.....12**

**2.2.1 Amputaciones.....15**

**2.2.2 Principales desarticulaciones.....19**

<b>2.3 Estadísticas.....</b>	<b>20</b>
<b>2.4 Movimientos de las prótesis de miembro superior.....</b>	<b>22</b>
2.4.1 Prótesis mecánica	
2.4.2 Prótesis de función eléctrica	
2.4.3 Prótesis híbrida	
<b>2.5 Biomecánica de la muñeca.....</b>	<b>27</b>
2.5.1 Ligamentos de la muñeca, mecanismos óseos y musculares	
2.5.2 Mecanismos óseos	
2.5.3 Ligamentos de la muñeca	
2.5.4 Mecanismos musculares de la muñeca	
2.5.5 Movimientos de la muñeca	

### **CAPÍTULO 3: DISEÑO CONCEPTUAL**

<b>3.1 Actuadores.....</b>	<b>38</b>
<b>3.1.1 Motor de corriente continua</b>	
3.1.2 Servomotor	
3.1.3 Motor a pasos	
3.1.3.1 Clasificación de los motores a pasos de acuerdo al tipo de rotor	
3.1.3.2 Clasificación de los motores a pasos de acuerdo al número de polos	
3.1.3.3 Pasos del motor a pasos	
<b>3.2 Sistema de soporte.....</b>	<b>52</b>
<b>3.3 Sistema de control.....</b>	<b>53</b>
<b>3.4 Selección de alternativas.....</b>	<b>53</b>
3.4.1 Funcionamiento de los prototipos (descripción)	
3.4.2 Instrucciones de la prueba	
3.4.3 Matrices de decisión	
3.4.4 Descripción de los conceptos seleccionados	

### **CAPÍTULO 4: DISEÑO DE DETALLE**

<b>4.1 Sistema mecánico.....</b>	<b>62</b>
4.1.1 Rodamientos	
4.1.2 Medidas antropométricas del antebrazo	
4.1.2.1 Rangos de movimiento (Goniometría)	
4.1.3 Análisis cinético	

4.1.4 Visualización de los esfuerzos y deformaciones de las piezas mecánicas)	
<b>4.2 Sistema electrónico y programación.....</b>	<b>81</b>
4.2.1 Controlador	
4.2.1.1 Oscilador	
4.2.1.2 Periodo de modulación de ancho de pulso PWM (Pulse Width Modulation)	
4.2.2 Diagrama de flujo del programa	
4.2.3 Programa	
4.2.4 Diseño de tarjeta	
4.2.5 Pilas y baterías	
4.2.6 Sensores	
4.2.6.1 Sensores mioeléctricos	
<b>CAPÍTULO 5: FABRICACIÓN Y PRUEBA</b>	
5.1 Fabricación.....	<b>97</b>
5.2 Prueba.....	<b>101</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>102</b>
<b>RECOMENDACIONES.....</b>	<b>103</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>104</b>
<b>BIBLIIOGRAFÍA DE IMÁGENES.....</b>	<b>108</b>
<b>ANEXOS</b>	
<b>A Principales propiedades Nylamid.....</b>	<b>114</b>
<b>B Especificaciones del servomotor.....</b>	<b>117</b>
<b>C Matrices de decisión.....</b>	<b>118</b>
<b>D Especificaciones del rodamiento.....</b>	<b>121</b>
<b>E Planos de piezas fabricadas y ensamble.....</b>	<b>122</b>
<b>F Programa.....</b>	<b>127</b>

# Capítulo 1: Objetivo, alcances y especificaciones

## 1.1 Problema observado

Actualmente las prótesis son usadas por personas que sufrieron algún accidente o por problemas congénitos. Existen diferentes tipos de prótesis como la mecánica, eléctrica y mioeléctrica. Las que se refieren a las de miembro superior tienen el movimiento de pronosupinación y, el de apertura y cierre como una prioridad ya que es muy útil, pero que carecen de otro tipo de movimientos como el de aducción y abducción de la muñeca, y el de flexión y extensión de la misma.

## 1.2 Hipótesis

Si se implantara el movimiento de flexión y extensión de la muñeca en la prótesis el usuario tendría notables ventajas en el uso de ésta.

## 1.3 Justificación

El movimiento de flexión y extensión de la muñeca es muy útil ya que se pueden realizar movimientos que faciliten muchas actividades como el comer, la toma de objetos, maniobras, etc. y la de realizar dichos movimientos de una manera más natural.

## 1.4 Objetivo general

Diseñar una prótesis que imite algunos de los movimientos principales que la muñeca posee, y permitir una relación entre la unidad terminal (mano) y ésta.

## 1.5 Alcances u objetivos específicos

- Diseñar e implantar un mecanismo que genere los movimientos deseados.
- Controlar los movimientos adecuadamente.
- Considerar los modelos de prótesis de miembro superior (mano) realizados en el Departamento de Mecatrónica para que exista una implantación compatible con la muñeca, donde exista una unión al final de ésta que permita

intercambiar la unidad terminal por otra que desempeñe una distinta actividad específica.

- Construir un modelo funcional de la muñeca

## **1.6 Especificaciones**

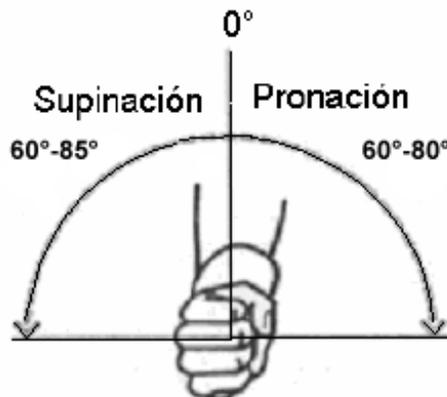
Las especificaciones clasificarán y definirán cuales son las necesidades o requerimientos que debe poseer el prototipo, para que realice las tareas adecuadamente; por lo tanto, es necesario seleccionarlas con gran precisión ya que las etapas siguientes dependerán de éstas. A continuación se muestran el desarrollo de las mismas.

### **1.6.1 Funcionamiento**

El objetivo de ésta prótesis es desempeñar movimientos que realiza la muñeca, que permita tener una fuerza y una precisión adecuada, para los cuales se tendrán dos movimientos, el de prono-supinación y, el de flexión y extensión de la muñeca.

Los movimientos que podrá realizar la prótesis se describen a continuación:

- Pronación y supinación del antebrazo.



**Figura 1.1** Movimiento de Prono-supinación [21]

- Flexión y extensión de la palma

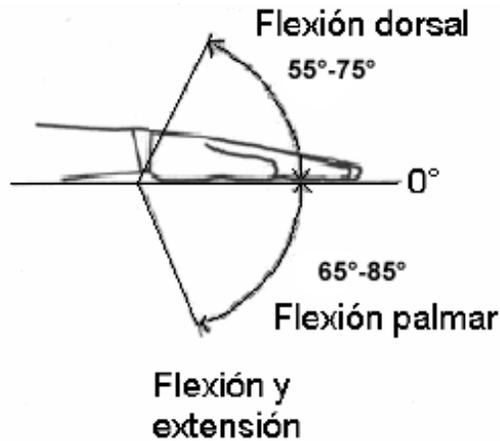


Figura 1.2 Movimiento de flexión y extensión de la muñeca [22]

### 1.6.2 Instalación

La instalación de la prótesis de muñeca la realizará el protesista, sin embargo al paciente se le dificultará el ensamble de toda la prótesis a su muñón, y es por eso que requerirá la ayuda de otra persona que facilite la operación.

### 1.6.3 Ambiente

Durante el funcionamiento de la prótesis se toman valores estándares de la Ciudad de México:

Temperatura: 2°C - 28°C

Presión: 97800 kPa

Humedad: 12% - 90%

No se recomienda el uso de la prótesis en lugares muy húmedos o donde se exponga a los rayos solares durante un largo tiempo.

Se deberá evitar tener contacto con algún líquido que entorpezca el funcionamiento.

#### **1.6.4 Tiempo de vida**

Si el uso de la prótesis es el adecuado tal y como se especifica en éste documento, ésta durará alrededor de 10 años, contemplando el uso de refacciones y mantenimiento en éste periodo de tiempo.

#### **1.6.5 Mantenimiento**

El usuario debe preocuparse por un mantenimiento periódico por parte del mismo, sencillo y semanal, y por el mantenimiento de un profesional cada seis meses.

#### **1.6.6 Competencia**

Éste prototipo compite con las prótesis del tipo eléctrico, aunque se busca que sea tan funcional o más que las que se encuentran actualmente en el mercado.

#### **1.6.7 Facilidad de manufactura**

El maquinado de la prótesis deberá ser lo más sencillo posible, utilizando herramientas y máquinas convencionales.

#### **1.6.8 Tamaño**

La prótesis deberá tener un tamaño estándar basándose en medidas promedio de un hombre mexicano.

#### **1.6.9 Peso**

El objetivo que se buscará es que la prótesis tenga un peso total de medio kilogramo como máximo.

#### **1.6.10 Estética**

La apariencia de la prótesis será lo más parecido a una muñeca real aunque no es uno de los objetivos principales.

#### **1.6.11 Material**

Las características que debe poseer el material es sin duda un bajo peso y una buena resistencia, razón por la cual se seleccionará alguno que cumpla éstas características pero que sea de bajo costo y fácil de manufacturar.

#### **1.6.12 Tiempo de vida del producto**

Dada la situación actual se puede decir que la vida de este producto prevalecerá por mucho tiempo hasta el desarrollo de nuevas tecnologías, y de los costos que éstas representen por lo que es muy importante el desarrollo de las prótesis eléctricas y mioeléctricas.

#### **1.6.13 Ergonomía**

Para la realización de ésta prótesis se utilizarán datos antropomórficos para lograr un dispositivo que se pueda utilizar para una prótesis; cabe aclarar que en ésta etapa no se contará con el socket.

#### **1.6.14 Cliente**

Uno de los objetivos es el de reincorporar al usuario a la vida cotidiana donde podrá realizar actividades comunes y sencillas, y ésta dirigida a personas de escasos recursos.

**1.6.15 Calidad y confiabilidad**

El producto debe tener una muy buena calidad y confiabilidad pues este equipo será utilizado directamente por una persona y al mismo tiempo debe soportar algunos accidentes menores como los que cotidianamente suceden.

**1.6.16 Consumo de energía**

El consumo de energía que se requiera, deberá ser lo menos posible con el fin de que el tiempo de operación sea el más alto posible.

## Capítulo 2: Antecedentes

### 2.1 Historia de las prótesis

Desde civilizaciones muy antiguas como la griega, romana y egipcia han existido las prótesis; incluso en nuestras culturas prehispánicas como la tolteca, donde Tezcatlipoca (ver figura 2.1) se muestra a menudo con una pierna de obsidiana.



Figura 2.1 Tezcatlipoca [1]

Durante la historia de las prótesis han destacado varios personajes de los cuales se hará referencia a dos de ellos por su importancia. El primero de ellos es el general romano Marco Sergio, quién participó en la Guerra púnica y, que poseía una mano de hierro, la cual le servía para sostener su escudo en las batallas; el segundo es el considerado padre de las prótesis Ambroise Pare quién creó una mano que operaba con resortes y retenes (ver figura 2.2).

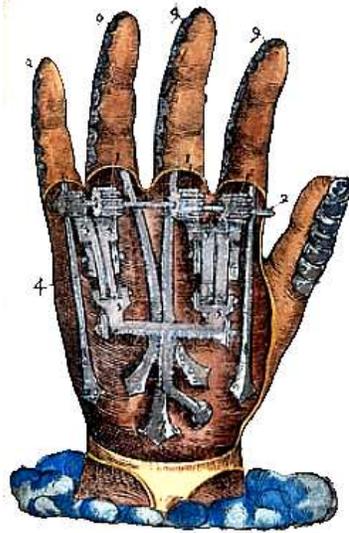


Figura 2.2 Mano de Ambrosie Pare [2]

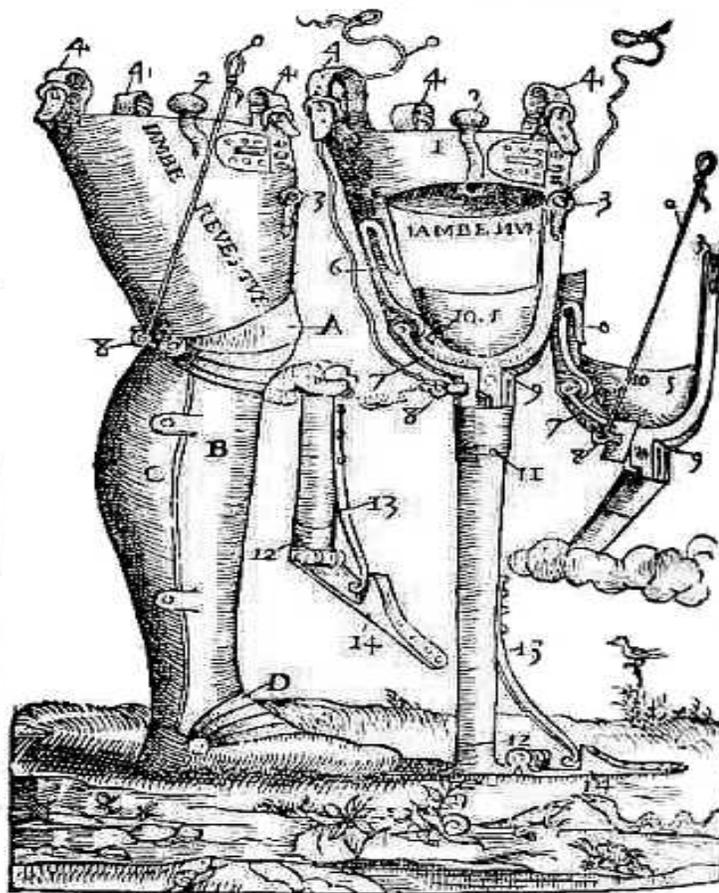


Figura 2.3 Prototipo de miembro inferior de Ambrosie Pare [3]

Las prótesis se desarrollaron a través del tiempo con mejoras durante la edad media y el renacimiento; el desarrollo de la ciencia contribuyó a una mejora tecnológica en la revolución industrial así como en la primera y segunda guerras mundiales.

Cabe aclarar que el desarrollo de la anestesia y analgésicos ayudaron en gran medida a crear un método curativo a través de cirugías, donde nuevas técnicas permitieron crear prótesis funcionales.

Siguieron desarrollándose dispositivos protésicos los cuales fueron mejorados gradualmente en su funcionalidad pero sacrificando su estética.

En el año de 1863 se inventó la mano de caucho, lo que permitió su apariencia con respecto a la madera y al hierro mejorara; los dedos fueron flexibles y producirían baja presión. Teniendo suficiente elasticidad y adhesión, así como una mejor sensación al tocarla y sería más durable que la de madera.

El avance de la tecnología en el campo de las prótesis se desarrolló ampliamente después de las guerras, por las necesidades que se tenían, pues mucha gente fue amputada. Un ejemplo claro fue la guerra civil estadounidense (1861-1865) donde hubo una gran influencia para el desarrollo de las prótesis, con aproximadamente 30,000 amputados la necesidad por la investigación científica y el desarrollo para reemplazo de miembros fue indudable.

En nuestro país las prótesis se dieron a conocer en los años cuarentas, donde estas tareas las desempeñaban los mecánicos ortopedistas, quienes diseñaron y elaboraron las prótesis, donde usaron principalmente madera y aluminio.

Se fundó el Instituto Mexicano de Rehabilitación para beneficio de los discapacitados de México y América Latina, donde se utilizaron, para la elaboración de las prótesis,

materiales modernos como el nylon, aluminio, resinas plásticas y poliéster, con los cuales se lograron obtener sistemas más funcionales y estéticamente satisfactorios.

Otras instituciones que colaboran en la atención de personas amputadas son la Secretaría de Salud con su Centro de Rehabilitación y Educación Especial CREE, el Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación, el Instituto Mexicano del Seguro Social IMSS y el Instituto de Seguridad Social al Servicio de los Trabajadores del Estado ISSSTE.

Hoy en día existen diversos estudios de tipos de prótesis hechas de plásticos y fibras de carbono, de dichas prótesis destacan las eléctricas, y son controladas mediante sonidos, nervios y músculos, con gran precisión y eficiencia.

### **2.2.1 Las amputaciones**

A través de la historia el hombre ha sufrido amputaciones debido a enfermedades congénitas, cirugías (para extirpar tumores de los huesos o músculos), accidentes, guerras, desastres naturales, ataques terroristas, castigos e incluso sacrificios ofrecidos a deidades.

Muchas personas han sufrido algún tipo de amputación (ver figura 2.4), tan solo en Estados Unidos de Norteamérica aproximadamente 1,2 millones de personas han sido amputadas, de donde el 70 por ciento de éstas se deben a enfermedades, el 22 por ciento a traumatismos, el 4 por ciento son congénitas y otro 4 por ciento tienen su origen en un tumor.

Por amputación se entiende que es la sustracción total o parcial de una extremidad seccionada en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. En relación al mecanismo de producción puede ser de dos tipos:

- Amputación primaria o traumática: es aquella producida por un agente traumático

- Amputación secundaria o quirúrgica: es aquella dispuesta para ser realizada en un acto quirúrgico

La amputación es irreversible pues ningún miembro artificial posee una percepción sensitiva idónea, de manera que es importante no eliminar una extremidad que tenga intacta su sensibilidad, aún cuando haya desaparecido la función motora.

Después de la amputación queda una parte residual de la extremidad llamada muñón y para que sea funcional, es necesario que tenga un brazo de palanca suficiente para el manejo de una prótesis, así como que no sea doloroso y sea capaz de soportar roces y presiones. Por lo tanto, hay que obtener un muñón que sea capaz de recibir y adaptarse a una prótesis, y para que ello suceda, es necesario que el nivel de amputación sea el adecuado, que las articulaciones del muñón sean suficientemente móviles. Si el muñón tiene una buena musculatura, es decir que posea potencia, si no hay trastornos circulatorios y la piel está endurecida, se puede considerar como un buen muñón.

Existen diversos tipos de amputación, y se divide en tercios; cuanto más elevado es el nivel de amputación, más articulaciones se pierden y hay por lo tanto menos potencia, debido a la pérdida muscular y al menor brazo de palanca para controlar una prótesis. Dichas razones son suficientes para concluir que siempre es preferible una buena amputación a cualquier nivel, que una amputación de mala calidad a un nivel más bajo.

Por lo tanto, se debe preservar lo más posible la extremidad, tomando en consideración no sólo su longitud, sino también los niveles funcionales de la misma, en otras palabras, las articulaciones.

El nivel de amputación debe permitir el uso de una prótesis, y es un tema importante ya que algunas amputaciones no están dentro de los niveles tradicionales que se han establecido. Cualquier nivel puede ser usado para realizar una amputación; muchas veces el nivel lo determina la extensión de la lesión o enfermedad sobre el miembro. Sin

embargo, tenemos los llamados “niveles ideales”, denominados así, por la adaptación y manejo para con las prótesis.

Teóricamente, cualquier nivel de amputación es posible pero no todos se ajustan a los niveles ideales, así tenemos niveles funcionales para el miembro superior que se enumeran a continuación y se muestran en la figura siguiente:

- 1 Amputación interescápulo-torácica.
- 2 Desarticulación del hombro.
- 3 Amputación a nivel del cuello del húmero.
- 4 Amputación del húmero: a nivel de su tercio inferior.
- 5 Amputación del antebrazo: a nivel del tercio medio.
- 6 Amputación de la muñeca: es preciso conservar cualquier tejido dotado de sensibilidad, incluso los huesos del carpo y los metacarpianos, puesto que también pueden conservar los tendones extensores y flexores de la muñeca.
- 7 Amputación de mano: en general es necesario preservar todo el tejido viable posible
- 8 Amputación de dedos: en lo posible salvar el dedo pulgar ya que es importante para asegurar el movimiento de pinza.

La rehabilitación juega un papel muy importante ya que después de una amputación se ayuda al paciente a recuperar el máximo nivel posible de funcionalidad e independencia y mejorar su calidad de vida, tanto en el aspecto físico como en los aspectos psicológico y social. Para las víctimas de amputaciones, los resultados a largo plazo han mejorado como producto de la mejor comprensión que se tiene acerca del manejo de la amputación traumática, el manejo oportuno de los casos de emergencia y de los cuidados críticos, las nuevas técnicas de cirugía, la rehabilitación temprana y el diseño de prótesis nuevas. Las técnicas recientes de reimplantación de extremidades han tenido un éxito moderado, aun cuando la regeneración incompleta de los nervios sigue siendo un gran factor limitante.

Las personas con enfermedades congénitas pueden usar una prótesis con mucha más facilidad que las personas amputadas, puesto que poseen sensibilidad así como músculos y nervios; sin embargo, dichas personas no usan prótesis porque han desarrollado mucha habilidad sin la ayuda éstas, y por lo tanto les estorbarían.



**Figura 2.4 Amputado transradial a 2/3 [4]**

### 2.2.2 Principales desarticulaciones

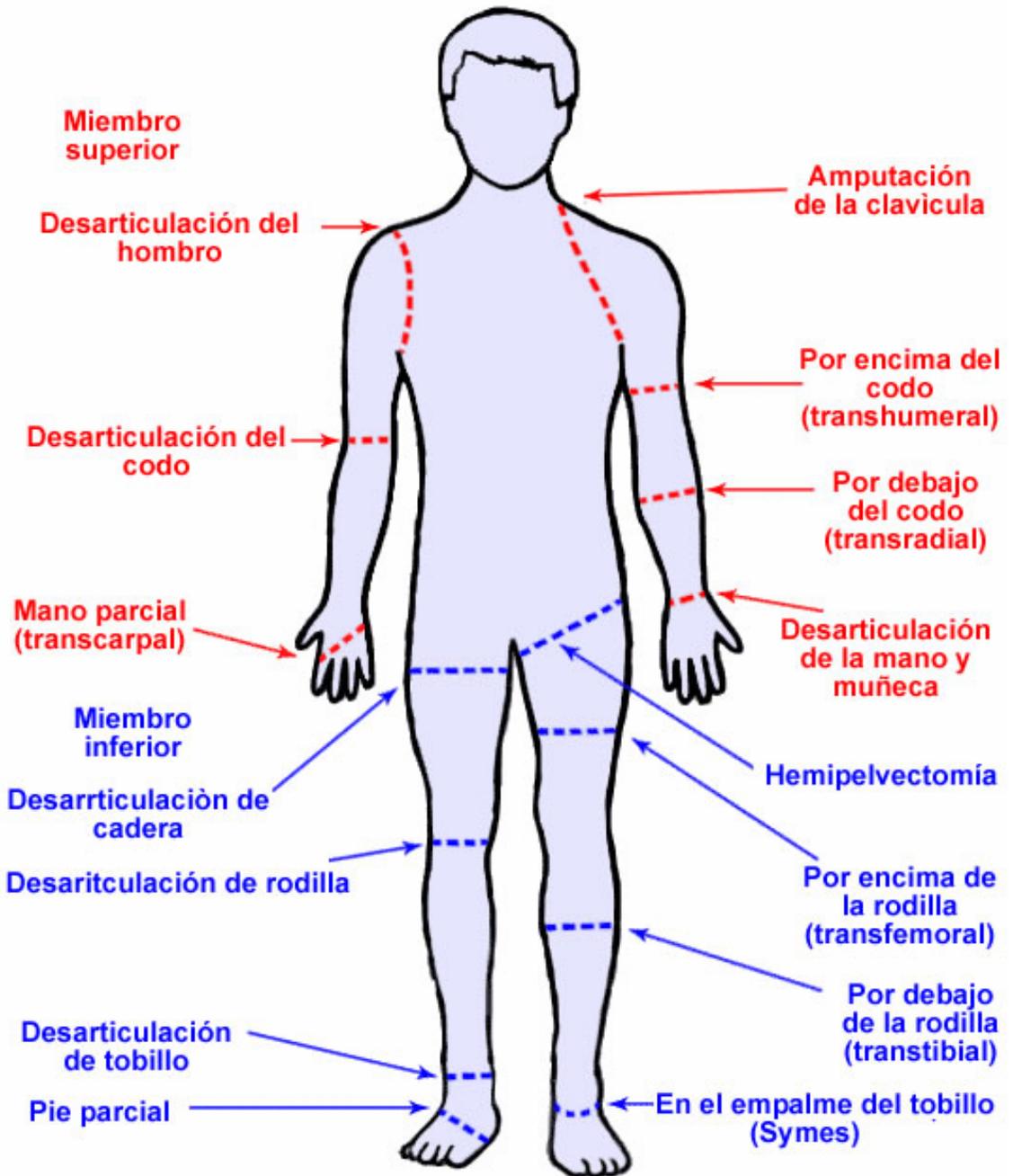
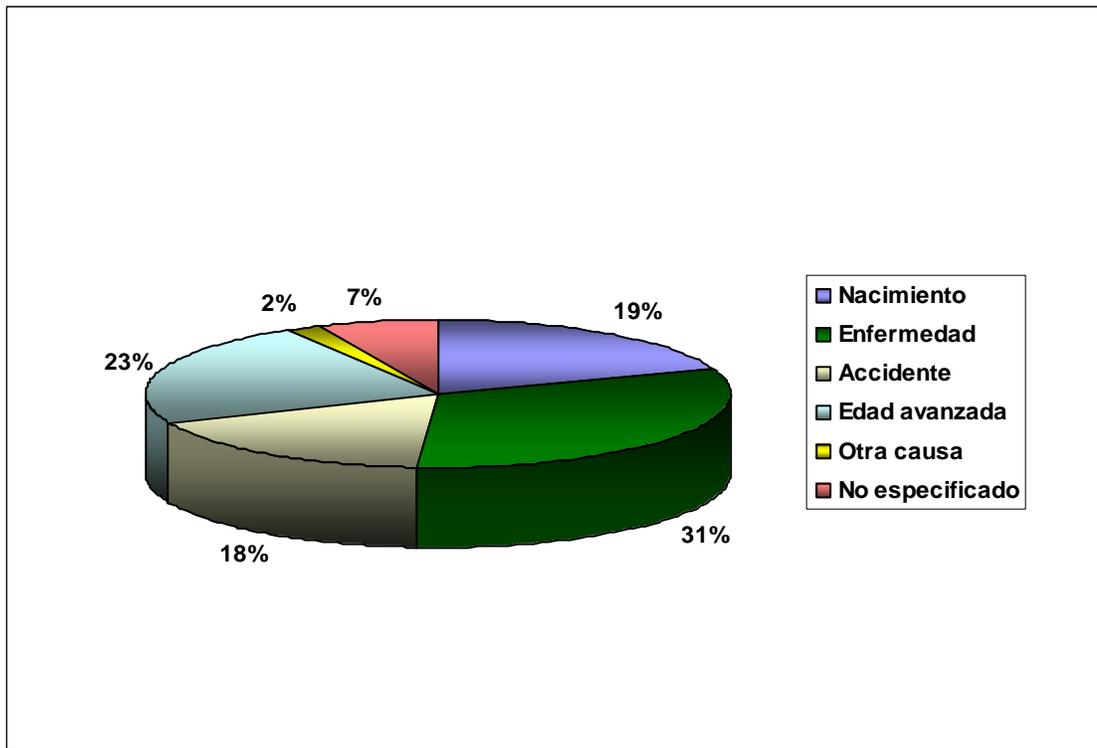


Figura 2.5 Niveles de desarticulación [5]

### 2.3 Estadísticas

De acuerdo con el censo que realizó el INEGI (Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática), XII Censo General de Población y Vivienda 2000 en el país existían 97 483 412 personas, de las cuales 1,795, 300 tienen algún tipo de discapacidad; de éstas últimas el 45.3% (813, 000 personas) padece discapacidad del tipo motriz (ver figura 2.6).



INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda 2000. Base de datos.

**Figura 2.6 Distribución de población con discapacidad [6]**

Como se puede apreciar en la gráfica (ver figura 2.7) el grupo más grande de personas que sufren algún tipo de discapacidad oscila entre los 15 y 64 años de edad; el grupo

representa a la gente cuyas edades se encuentran dentro de las productivas en el ser humano. Y es por eso que la mejora de las prótesis es muy importante para el desarrollo del país y del mundo entero.

La mayor parte de las personas que padecen alguna discapacidad no cuenta con los recursos disponibles, e incluso sólo el 25% tiene una participación económica en el país.

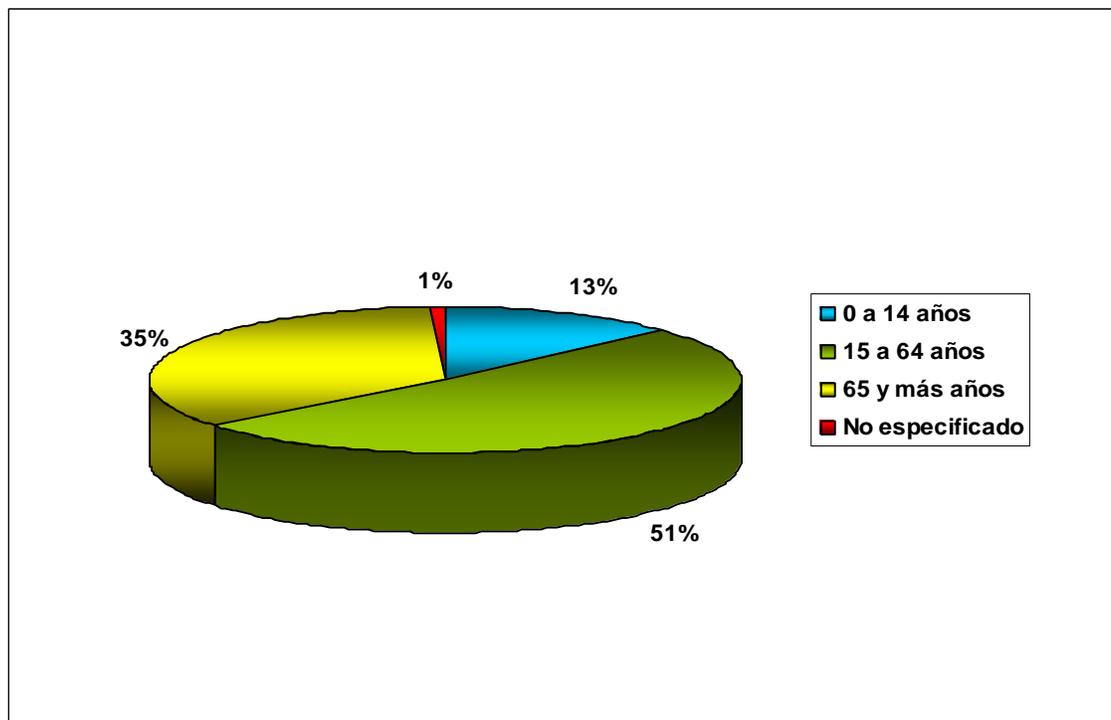


Figura 2.7 Población con discapacidad por grupos de edad. [7]

## **2.4 Movimientos de las prótesis de miembro superior**

Básicamente existen dos tipos principales de control de prótesis de miembro superior que son el de movimiento corporal (mecánico) y el de sistema eléctrico (mioeléctrico).

### **2.4.1 Prótesis mecánica**

Una prótesis accionada por el cuerpo (ver figura 2.9) es activada y controlada por los movimientos generales del cuerpo, donde generalmente se usa el hombro y la parte superior del brazo o el pecho (ver figura 2.8); los movimientos son capturados por un sistema de arneses que está sujeto a un cable que se conecta a un dispositivo terminal.

Para controlar la prótesis accionada por el cuerpo, se debe poseer ciertos movimientos:

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

Los requisitos básicos necesarios para que se pueda ser accionada por el cuerpo son:

- Suficiente longitud de la extremidad residual
- Suficiente musculatura
- Suficiente alcance de movimientos

El problema de ésta opción es que requiere movimiento general del cuerpo para operarla y la necesidad de un arnés apretado de control.



Figura 2.8 Prótesis mecánica [8]

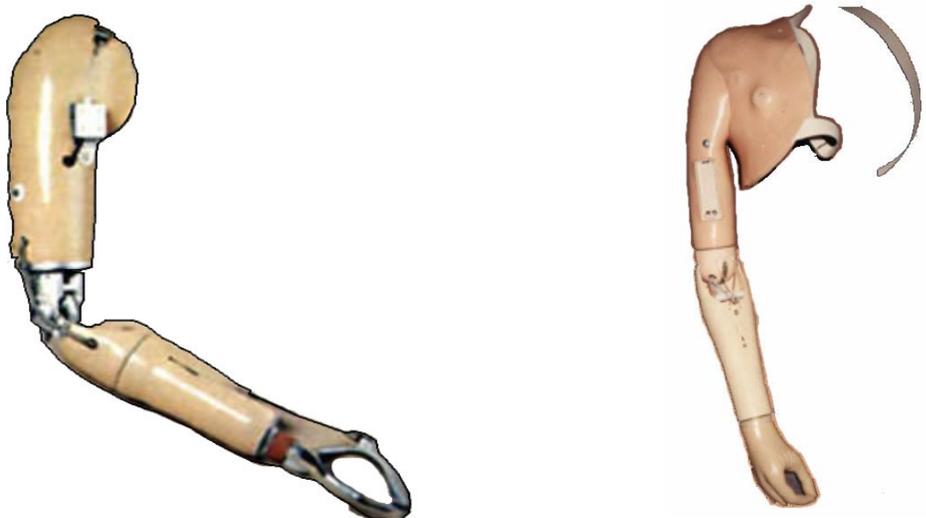


Figura 2.9 Prótesis mecánica [9]

### 2.4.2 Prótesis de función eléctrica

Éste sistema de prótesis (ver figura 2.10) usa motores eléctricos para producir movimientos y utiliza una batería recargable para alimentar los motores.

Hay varias formas de controlar este tipo de prótesis:

- Control mioeléctrico
- Servocontrol
- Control con botón pulsador
- Control con interruptor de arnés

La principal desventaja de la prótesis accionada por electricidad es que usa un sistema de batería que requiere un mantenimiento para cargarla, descargarla y reemplazarla eventualmente. La prótesis accionada por electricidad tiende a ser más pesada que otras opciones protésicas, y puede dañarse debido a la humedad.

Cuando es necesario hacer reparaciones, éstas son con frecuencia más costosas que en otras opciones debido a la complejidad que presenta. Una prótesis accionada por electricidad proporciona un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo.



Figura 2.10 Prótesis eléctrica [10]

Vale la pena hacer hincapié en el control mioeléctrico (ver figura 2.11) basado en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (de entre 5 a 200 microvolts), y ésta se usa para dar órdenes de movimiento como naturalmente se hace. El uso de sensores llamados electrodos entran en contacto con la superficie de la piel y así permite registrar la señal, una vez registrada se amplifica y se procesa por un controlador que manipula los motores.

Las personas interesadas en ésta opción (mioeléctrica) se someten a una prueba donde se mide:

1. La fuerza de la señal.
2. Capacidad para separar las contracciones.

Sus ventajas son que solamente requiere flexionar músculos debido a que no requieren un cable o arnés de control, y se puede aplicar piel cosmética (ver figura 2.12) con lo que se mejora en gran medida la restauración estética.



Figura 2.11 Prótesis mioeléctrica [11]



**Figura 2.12 Prótesis [12]**

### **2.4.3 Prótesis híbrida**

Una prótesis híbrida (ver figura 2.13) combina la acción del cuerpo con la activación eléctrica en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transhumerales (arriba del codo).

Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y una unidad terminal controlado en forma mioeléctrica. Otro tipo de prótesis híbrida combina un codo accionado por electricidad con una unidad terminal accionada por el cuerpo.

Los casos de amputaciones o deficiencias a nivel de desarticulación del hombro han sido tratados con prótesis híbridas, sin embargo, estos casos son de sumo cuidado debido a la cantidad de movimientos generales del cuerpo necesarios para operar este tipo de prótesis y la interferencia en las señales creadas durante dicho movimiento.

Las prótesis híbridas ofrecen varias ventajas excepcionales; la más importante es la capacidad de controlar simultáneamente varios movimientos, pues otras opciones protésicas generalmente sólo controlan un movimiento. La prótesis híbrida pesa menos y es menos costosa que una prótesis accionada por electricidad.

En cuanto a las ventajas y desventajas, son las mismas que presentan la mecánica y la eléctrica en conjunto.



Figura 2.13 Prótesis híbrida [13]

## 2.5 Biomecánica de la muñeca

Este subcapítulo es un texto adaptado del capítulo de “Biomecánica de la muñeca y de la mano” del libro Biomecánica básica del sistema muscoesquelético, 3 ra ed., Mc Graw Hill Interamericana de España, 2001 485 p. Nordin, Margarita y Frankel, Victor H.

La muñeca es un conjunto de huesos y estructuras de tejido blando que une la mano con el antebrazo, tiene un gran margen de movilidad y de ésta manera desarrolla funcionalidad en la mano, además de poseer una buena estabilidad. Permite cambios en la ubicación y orientación de la mano respecto al antebrazo y transmite cargas entre la mano y el antebrazo. Su estabilidad es vital para el funcionamiento de los músculos flexores y extensores de los dedos, su posición afecta a la habilidad de los dedos para flexionarse y extenderse máximamente y para agarrar durante la prensión.

La muñeca comprende ocho huesos (ver figura 2.14) del carpo que se dividen en dos

filas: proximal y distal.

Los huesos de la fila distal, de radial a cubital son: trapecio, trapezoide, grande y ganchoso; ésta fila forma una unidad inmóvil que se articula con los metacarpianos para formar las articulaciones carpometacarpianas, éstos cuatro huesos se mantienen juntos por firmes ligamentos interóseos.

La fila proximal de radial a cubital son: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme; se articulan con la parte distal del radio para formar la articulación radiocarpiana. El escafoides une las filas y articula con el radio, el semilunar articula en parte con las estructuras cubitales de tejido blando y, en el caso del pisiforme es un hueso sesamoideo que potencia al cubital anterior, y forma su propia articulación con el piramidal.

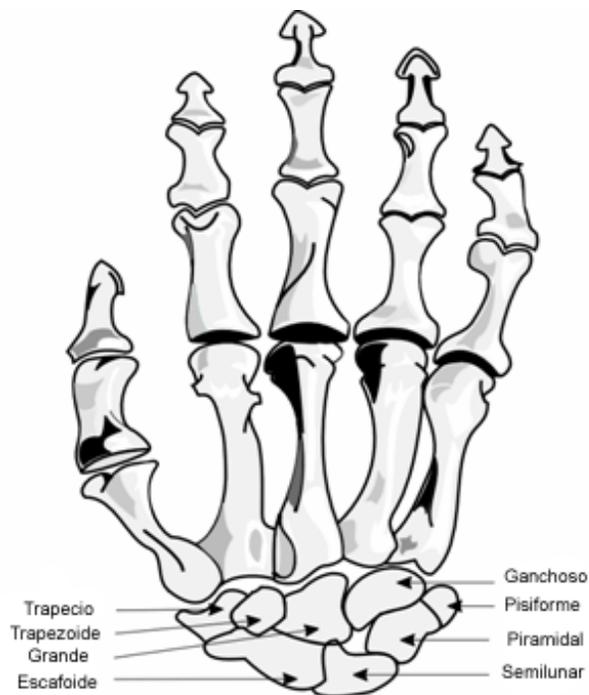
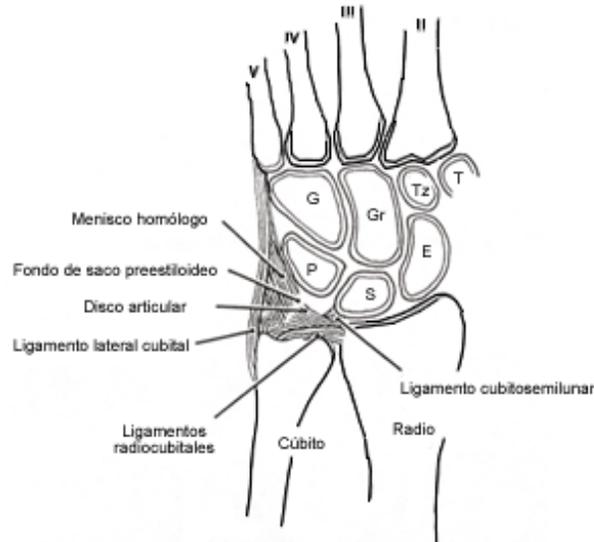


Figura 2.14 Huesos del carpo [14]

El semilunar y piramidal se articulan con la parte distal del cúbito por medio de una estructura ligamentosa y cartilaginosa llamado complejo de fibrocartilago triangular (CFCT) o cubitocarpiano (ver figura 2.15).



**Figura 2.15 Componentes del complejo del fibrocartilago triangular. Vista de la muñeca derecha del lado palmar [15]**

Entre las filas proximal y distal se encuentra la articulación mediocarpiana, y entre los huesos adyacentes de estas filas se hallan las articulaciones intercarpianas.

### **2.5.1 Ligamentos de la muñeca, mecanismos óseos y musculares**

El control activo de la muñeca se consigue por la acción coordinada de la musculatura extrínseca, que se origina en los segmentos del antebrazo y el húmero, y de la musculatura intrínseca, que se origina en los segmentos del carpo. Los mecanismos pasivos que se derivan de la morfología ósea, la función ligamentosa y las expansiones tendinosas desempeñan papeles principales cuando se controlan los movimientos del carpo durante las actividades de la mano; el carpo actúa como un puente para la acción muscular y la transmisión de la carga entre los segmentos de la mano y del antebrazo.

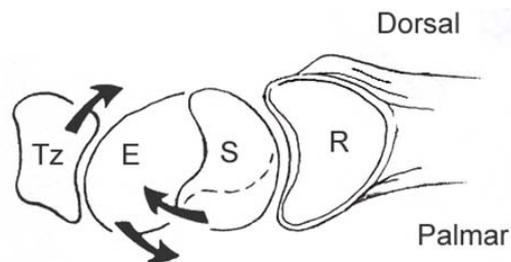
### 2.5.2 Mecanismos óseos

Las articulaciones IFP y mediocarpianas son una construcción bimuscular, biarticular y se somete al colapso bajo cargas compresivas, dichas fuerzas compresivas de los flexores y extensores largos tienden a cerrarse porque no hay músculos que se inserten en el carpo que proporcionen estabilidad, sin embargo, los estabilizadores ligamentosos y la oposición de las superficies articulares compensan estas tendencias.

Cuando el escafoides y semilunar tienden a forzarse hacia la extensión, las fuerzas de estabilización se dirigen principalmente hacia la flexión. La tendencia natural del escafoides a la extensión se estabiliza a nivel mediocarpiano; el trapecio y el trapezoide se articulan con la cara dorsal del escafoides, empujando su polo distal hacia la flexión. El escafoides compensa la tendencia a la extensión del semilunar, proporcionando estabilidad al carpo.

### 2.5.3 Ligamentos de la muñeca

Los ligamentos de la muñeca se limitan al movimiento articular y aproximan las superficies articulares, además son capaces de inducir desplazamientos óseos (ver figura 2.16) y de transmitir cargas que se originan en los segmentos proximales o distales.



**Figura 2.16** La tendencia del cuneiforme semilunar a rotar hacia la extensión se compensa por el escafoides proporcionando una fuerza de flexión palmar inducida por el trapecio y el trapezoide [16]

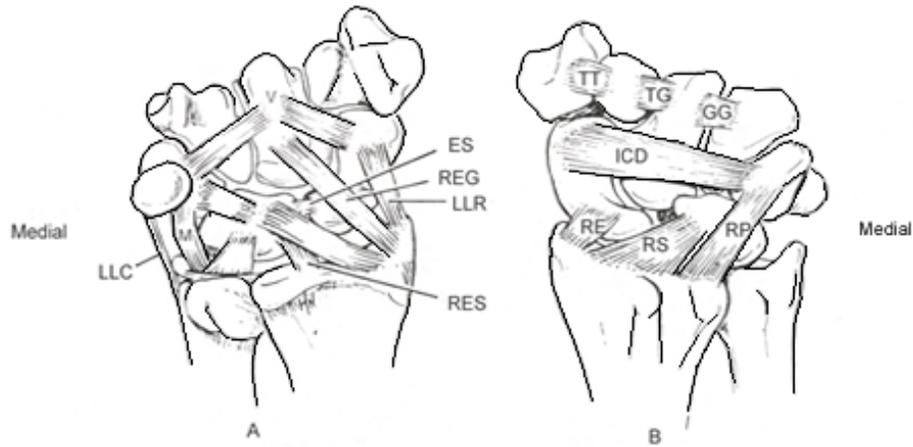
El sistema ligamentoso complejo de la muñeca puede dividirse en componentes extrínseco e intrínseco (ver figura 2.17). Los extrínsecos discurren del radio al carpo y desde el carpo a los metacarpianos, y los intrínsecos se originan e insertan en el carpo. Los ligamentos extrínsecos palmares incluyen el ligamento lateral radial, los ligamentos radiocarpianos palmares y los componentes del complejo del fibrocartílagο triangular (CFCT).

Los ligamentos radiocarpianos palmares se disponen en capas superficiales y profundas; en la capa superficial las fibras proporcionan estabilización y soporte. Los ligamentos profundos son: el radio-escafoides-grande (o radio-grande), que da soporte a la parte estrecha del escafoides; radio-semilunar, que da soporte al semilunar; y radio-escafoides-semilunar, que conecta la articulación escafoides-semilunar con la porción palmar de la parte distal del radio, éste último controla la flexión y extensión del escafoides.

Los ligamentos extrínsecos dorsales incluyen las tres bandas del ligamento mediocarpiano dorsal, originándose en el borde del radio, y se insertan en el semilunar, piramidal y escafoides.

Los ligamentos intrínsecos se pueden agrupar en: corto, largo e intermedio, según su longitud y movimiento intercarpiano.

Los tres cortos ligamentos intrínsecos: palmar, dorsal e interóseo tienen fibras robustas y firmes que se unen a los huesos carpianos adyacentes, estos ligamentos mantienen los cuatro huesos de la fila distal del carpo como una unidad funcional inmóvil. Se localizan tres ligamentos intrínsecos intermedios entre el semilunar y el piramidal, el escafoides y el semilunar, y el escafoides y el trapecio.



**Figura 2.17 Ligamentos de la muñeca [17]**

A  
Ligamentos palmares de la muñeca derecha

Ligamentos extrínsecos:

REG radio-escafoideo-grande  
 LLR lateral radial  
 RS radiosemilunar  
 RES radio-escafoideo-semilunar  
 CS cubito semilunar  
 M menisco homólogo  
 LLC lateral cubital

Ligamentos intrínsecos:

ES escafo-semilunar  
 SP semilunar-piramidal  
 V intercarpiano palmar (deltoideo o en V)

B  
Ligamentos dorsales de la muñeca

Ligamentos extrínsecos:

RP radiopiramidal  
 RS radiosemilunar  
 RE fascículos radioescafoides del ligamento radiocarpiano dorsal  
 ICD intercarpiano dorsal  
 TT trapeciotrapezoideo  
 TG trapecio-grande  
 GG fascículos grande-ganchoso

El ligamento intercarpiano dorsal, estabiliza el hueso grande porque se inserta en su cuello y se expande proximalmente para insertarse en el escafoides y piramidal. El ligamento intercarpiano dorsal se origina en el piramidal y discurre lateral y oblicuamente para insertarse sobre el escafoides y trapecio.

Al someter a cargas compresivas al complejo articular radiocarpiano en una posición de flexión y extensión neutra de la muñeca; las cargas se dirigen a través de él atravesando la cabeza del hueso grande hacia la unión escafoides-semilunar y después hacia las superficies radial-fibrocartilago triangular cubital. Cualquier alteración en el alineamiento de las estructuras de las filas carpianas proximal y distal podría provocar un incremento de la sollicitación en áreas localizadas, lo que aceleraría el desgaste del cartilago articular.

#### **2.5.4 Mecanismos musculares de la muñeca**

El complejo articular de la muñeca posee 10 tendones sobre su periferia, tres flexores y tres extensores, controlan la flexión y extensión, además la desviación radial y cubital, y, la pronación y supinación del antebrazo la controlan otros cuatro músculos.

Ocho de éstos músculos se originan en el antebrazo, y dos por encima del codo. Todos los tendones de los músculos de la muñeca atraviesan los huesos carpianos y se insertan en los metacarpianos a excepción del tendón del cubital interior que se inserta en el pisiforme.

Cada tendón de la muñeca tiene una excursión bastante amplia; el primero y segundo radiales tienen una excursión máxima de aproximadamente 37 mm, la excursión del palmar mayor es de 40 mm, la del cubital anterior es de 33 mm, y la excursión del pronador redondo es de 50 mm.

La disposición de los sistemas extensor y flexor de la muñeca, y de los dedos alrededor del eje de la muñeca proporciona los agrupamientos antagonistas de las fuerzas motoras que permiten la estabilidad posicional.

Las contribuciones del cubital posterior, extensor corto del pulgar y abductor largo del pulgar durante la flexión de la muñeca poseen una función que actúa como soporte lateral, el cubital posterior para el lado cubital de la muñeca y el extensor corto del pulgar y el abductor largo del pulgar para el lado radial.

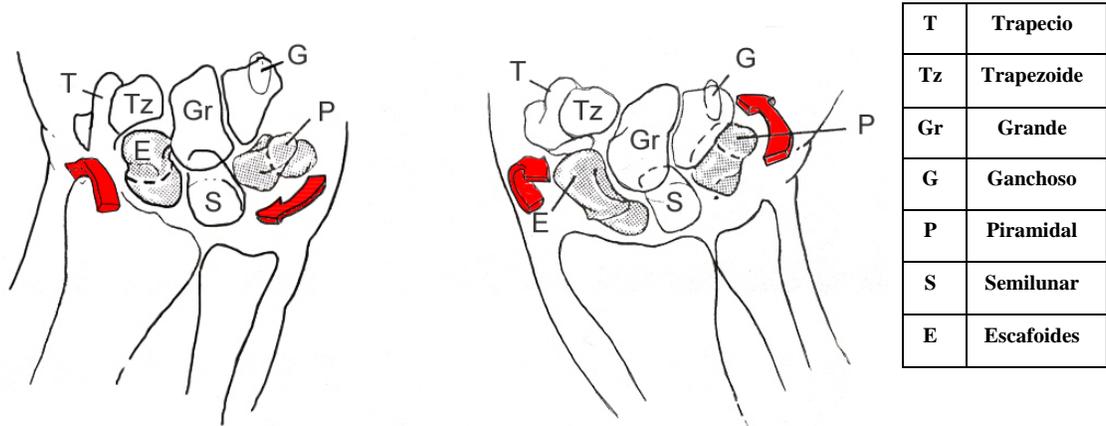
El centro instantáneo de rotación se sitúa en la cabeza del hueso grande, con el eje de flexión-extensión orientado desde la apófisis estiloides radial al cubital y el eje de la desviación radial-cubital orientado de forma ortogonal respecto del eje de flexión-extensión.

<b>Músculos de la muñeca</b>	
<b>Músculo</b>	
<b>Flexores</b>	
Cubital anterior	Flexión de muñeca; desviación cubital de la mano
Palmar mayor	Flexión de muñeca; desviación radial de la mano
Palmar menor	Tensión de la fascia palmar
<b>Extensores</b>	
Primer y segundo radial	Extensión de muñeca; desviación radial de la mano
Cubital posterior	Extensión de muñeca; desviación cubital de la mano
<b>Pronadores-supinadores</b>	
Pronador redondo	Pronación del antebrazo
Pronador cuadrado	Pronación del antebrazo
Supinador corto	Supinación del antebrazo
Supinador largo	Pronación o supinación, depende de la posición del antebrazo

**Tabla Músculos de la muñeca [a]**

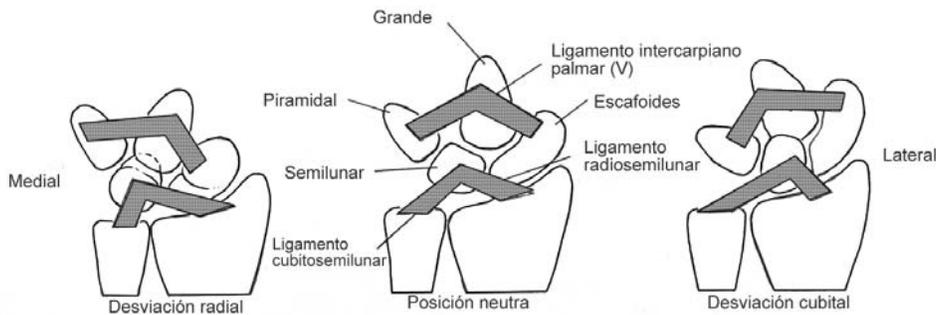
### 2.5.5 Movimientos de la muñeca

Las articulaciones de la muñeca permiten el movimiento en dos planos: flexión-extensión (flexión palmar y flexión dorsal) en el plano sagital y desviación radial-cubital (abducción-aducción) en el plano frontal (ver figura 2.18 y 2.19).



**Figura 2.18 Vista dorsal de la muñeca derecha [18]**

En desviación radial (figura izquierda), los huesos de la fila proximal se flexionan hacia la palma.  
 En desviación cubital (figura derecha), los huesos de la fila proximal se extienden.



**Figura 2.19 [19] Representación de los cambios en el alineamiento del sistema de doble V formado por los ligamentos cubitosemilar, radiosemilar y el ligamento intercarpiano palmar con la muñeca en desviación radial, posición neutra, y desviación cubital.**

La rotación axial de la mano, llamada pronación y supinación, es el resultado del movimiento que surge en las articulaciones radiocubital y radiohumeral proximal y distal.

El rango de movimiento de flexión y extensión de la muñeca es de 65 a 80° de flexión y de 55 a 75° de extensión, donde el 60% de la flexión se produce en la articulación mediocarpiana y el 40% en la articulación radiocarpiana, mientras que el 67% de la extensión tiene lugar en la articulación radiocarpiana y el 33% en la articulación mediocarpiana.

El rango de movimiento de la desviación radial y cubital es aproximadamente 65°, de 15 a 25° en dirección radial y de 30 a 45° en dirección cubital. La fila carpiana distal continúa las hileras de los dedos durante la desviación radial y cubital, mientras que la fila carpiana proximal se desliza en la dirección opuesta al movimiento de la mano.

En el caso de la pronación y supinación el rango de movimiento es de 150°, 60-80° de pronación y 60-85° de supinación. El eje de pronación-supinación se dispone oblicuo tanto al radio como al cúbito, atravesando el centro del cóndilo humeral y el punto medio de la cabeza del cúbito.

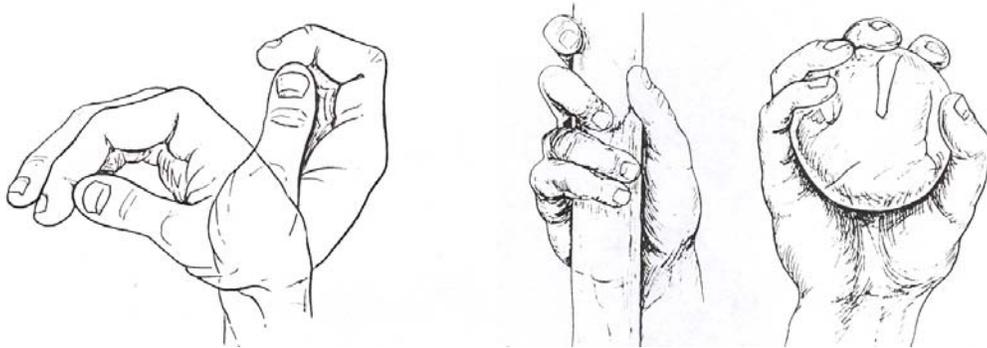
El movimiento de la muñeca aumenta el control de los dedos y de la mano (ver figura 2.20); posicionar la muñeca en flexión o extensión y los dedos en extensión o flexión altera la longitud funcional de los tendones de los dedos de modo que se pueda obtener el movimiento máximo del dedo. La extensión de la muñeca es sinérgica a la flexión de los dedos e incrementa la longitud de los músculos flexores de los dedos, permitiendo el aumento de flexión con el estiramiento y, parte de la flexión de la muñeca pone tensión sobre los extensores largos, provocando que los dedos se abran automáticamente y ayuden a la extensión completa del dedo.

Los movimientos de los extensores de los dedos y los más poderosos flexores de los dedos se facilitan por la arquitectura de la muñeca.

Los flexores y extensores extrínsecos de la muñeca se posicionan ampliamente sobre la periferia para proporcionar los brazos máximos de los momentos al posicionar la

muñeca.

Dependiendo de la posición de la muñeca y las longitudes funcionales de los tendones flexores de los dedos, las fuerzas resultantes en los dedos varían, afectando a la habilidad de la toma.



**Figura 2.20 [20] Patrones fundamentales de la función prensil de la mano, ayudado por las posiciones que puede tomar gracias a los movimientos de la muñeca**

Para que sea efectiva la toma y tenga la fuerza máxima, la muñeca debe ser estable y debe estar en ligera extensión y desviación cubital.

La posición de la muñeca también cambia la posición del pulgar y de los dedos, influyendo sobre la habilidad de la toma. Cuando se flexiona la muñeca con la mano relajada, el pulpejo del pulgar alcanza sólo, el nivel de la IFD dedo índice; con la muñeca extendida, los pulpejos del pulgar y el dedo índice están pasivamente, en contacto, creando una situación óptima para la toma.

## Capítulo 3: Diseño conceptual

En éste capítulo se exponen las posibles alternativas que pueden ocuparse en el prototipo para resolver las demandas descritas en las especificaciones, anteriormente expuestas; tomando en cuenta los problemas e inconvenientes que pueden traer cada una de ellas, para después evaluarlas y elegir la opción más idónea.

### 3.1 Actuadores

Dentro de los diversos tipos de actuadores, se han seleccionado a los motores eléctricos por su eficiencia, facilidad de operación y tamaño. Sin embargo, existen diferentes tipos de motores basados sobre el mismo principio de funcionamiento pero con notables diferencias, aprovechadas según el tipo de tarea a desempeñar.

#### 3.1.1 Motor de corriente continua

Éste tipo de motor está compuesto de dos piezas: rotor y estator (ver figura 3.1). En la siguiente figura se pueden apreciar dichas piezas con sus partes.



Figura 3.1 Rotor y estator de un motor de corriente continua [23]

## Rotor

Constituye la parte móvil del motor (ver figura 3.2), y está formado por: eje, núcleo, devanado y colector.

El eje es una barra que imparte la rotación al núcleo, devanado y colector. El núcleo proporciona un trayecto magnético entre los polos para que el flujo magnético del devanado circule.

El devanado consta de bobinas entre el núcleo y la armadura, dichas bobinas están conectadas eléctricamente al colector, el cual debido a su movimiento rotatorio, proporciona un camino de conducción eléctrica conmutado.

El colector o conmutador se encuentra sobre uno de los extremos del eje del rotor, de modo que gira con éste y está en contacto con las escobillas, su función es recoger la tensión producida por el devanado inducido, transmitiéndola al circuito por medio de las escobillas.

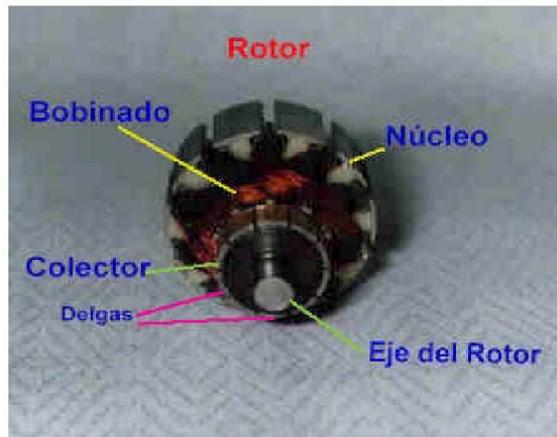


Figura 3.2 Rotor de un motor de corriente continua [24]

### **Estator**

Constituye la parte fija de la máquina (ver figura 3.3) y su función es suministrar el flujo magnético que será usado por el bobinado del rotor para realizar su movimiento giratorio. Está formado por el armazón, imán permanente y escobillas.

El armazón sirve como soporte y proporciona una trayectoria de retorno al flujo magnético del rotor y del imán permanente, donde éste último está fijo al armazón, para completar el circuito magnético.

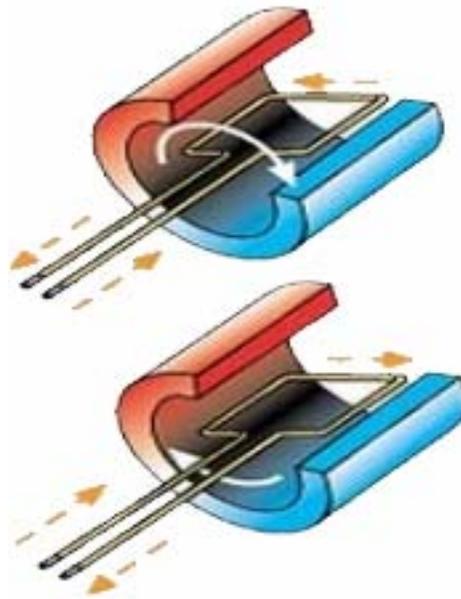
Las escobillas tienen la función de transmitir la tensión de la fuente de alimentación hacia el bobinado del rotor a través del colector.



**Figura 3.3 Estator de un motor de corriente continua [25]**

### Movimiento del motor de corriente continua

Al circular una corriente eléctrica a través de la bobina y someterse a las acciones del campo magnético como se muestra en la figura 3.4, de acuerdo a las orientaciones tanto del campo magnético como del sentido de la corriente, se generan fuerzas que provocan un par de movimiento.



**Figura 3.4** Movimiento del rotor al circular una corriente eléctrica a través de la bobina sometida a un campo magnético. [26]

### **3.1.2 Servomotor**

Éste tipo de motor (ver figura 3.5, 3.6 y 3.7) se caracteriza por su capacidad de posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su rango de operación, corrigiendo los errores producidos.

Está formado por un circuito que gobierna el sistema, un motor y, la reducción de velocidad y multiplicador de fuerza (engranaje).

Disponen de tres conexiones eléctricas: Vcc, GND y la entrada de control (ver figura 3.9).

El control se da por un tren de pulsos (ver figura 3.8) que corresponden con el movimiento a realizar, donde la duración del pulso indica el ángulo de giro del motor. Para que mantenga una misma posición durante un periodo tiempo, es necesario enviarle continuamente el pulso correspondiente.

El servomotor tiene acoplado en su eje de salida un potenciómetro, y es por medio de éste que regula la posición. Compara la señal de entrada con la señal de la salida mediante un sistema diferencial y, de ésta manera modificar la posición del eje de salida hasta que los valores de las señales se igualen.

El servomotor compara la anchura del pulso de entrada con la anchura del pulso producido por un reloj interno, donde el periodo de éste último es controlado por el potenciómetro. La diferencia entre anchura del pulso de entrada y la anchura del pulso interno se utiliza como señal de error, y es la electrónica del servomotor la que determina la dirección en la que ha de girar el motor para minimizar el error. La precisión de éste tipo de motor depende de la precisión del potenciómetro, de la anchura de las pulsos que llegan al motor y de la conversión analógica a digital.

En teoría de control es un sistema de lazo abierto, porque no existe retroalimentación entre el controlador y el servomotor, sin embargo, en el interior del servomotor es un sistema de lazo cerrado, porque tiene una retroalimentación entre la señal de error y la posición el potenciómetro. Esto representa una ventaja importante ya que es mínima la atención que requiere el servomotor por parte del controlador.



Figura 3.5 Servomotor [27]

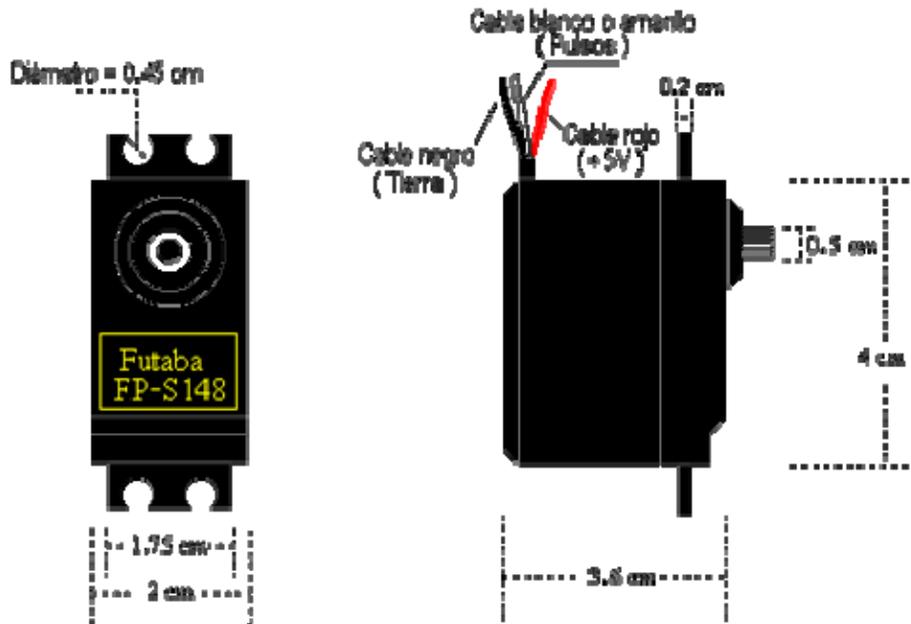


Figura 3.6 Servomotor [28]

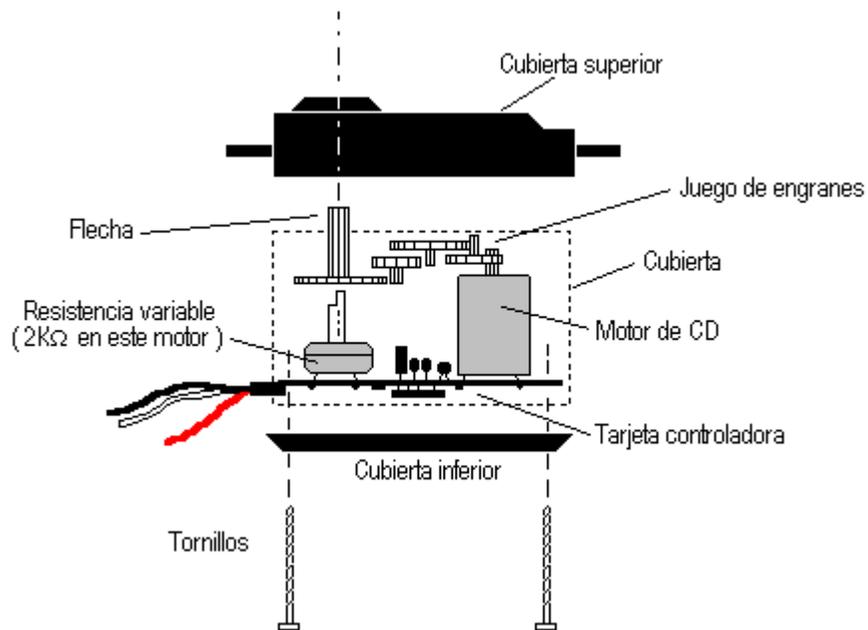


Figura 3.7 Partes internas del servomotor [29]

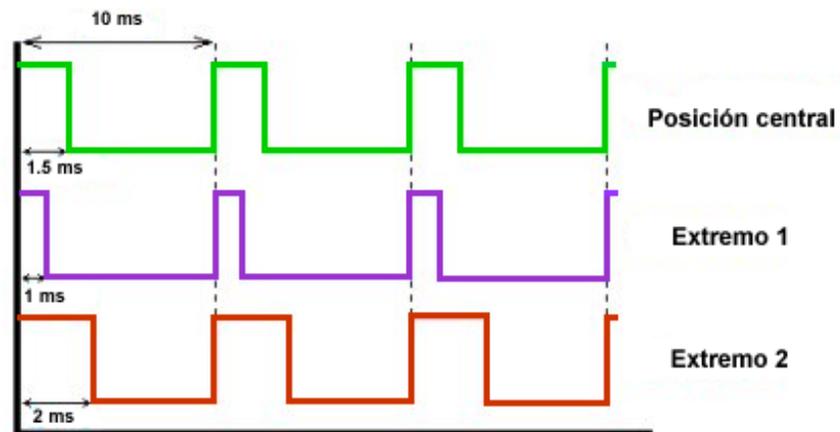


Figura 3.8 Ancho de pulso de entrada según la posición del servomotor [30]

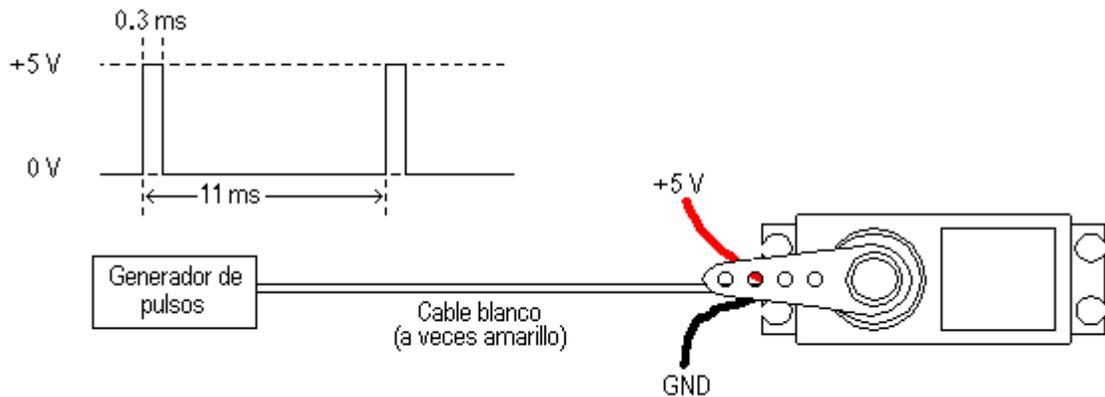


Figura 3.9 Diagrama de servomotor [31]\*

### 3.1.3 Motor a pasos

Éste tipo de motor transforma impulsos eléctricos en un movimiento de giro controlado, por medio de magnetismo. Es muy preciso y puede girar un ángulo llamado ángulo de paso (o resolución angular). Puede quedar estático (enclavado en una posición) o totalmente libre, y girar en sentido horario o antihorario, además posee un buen torque en comparación con los motores de corriente continua y los servomotores. Es posible controlar la velocidad, la cual será función directa de la frecuencia de variación de las codificaciones en las entradas.

El motor paso a paso está constituido por dos partes:

a) Una fija llamada estator (carcaza), construida a base de cavidades donde se encuentran bobinas que excitadas formarán los polos norte-sur de forma que se cree un campo magnético (ver figura 3.10).

\* GND (Ground) es tierra y Vcc es voltaje.

b) Una móvil llamada rotor, construida mediante un imán permanente, o en el caso del motor de reluctancia variable, una pieza dentada hecha de un material magnético; este conjunto va montado sobre un eje soportado por dos cojinetes que le permiten girar libremente. En el caso del motor de reluctancia variable, el rotor se excita con una corriente la cual produce un campo magnético.

### Funcionamiento

Cuando se aplica tensión a cualquiera de las bobinas generará un campo magnético, ante esta situación el rotor se alinea con este campo porque busca una posición de equilibrio, desplazándose así un paso. Si se cesa la alimentación en la bobina y se alimenta una contigua el rotor girará otro paso en la dirección dada. En función de las veces que se repita esta secuencia el rotor girará una determinada cantidad de pasos (ver figura 3.11).



Figura 3.10 Estator de un motor a pasos de 4 bobinas [32]

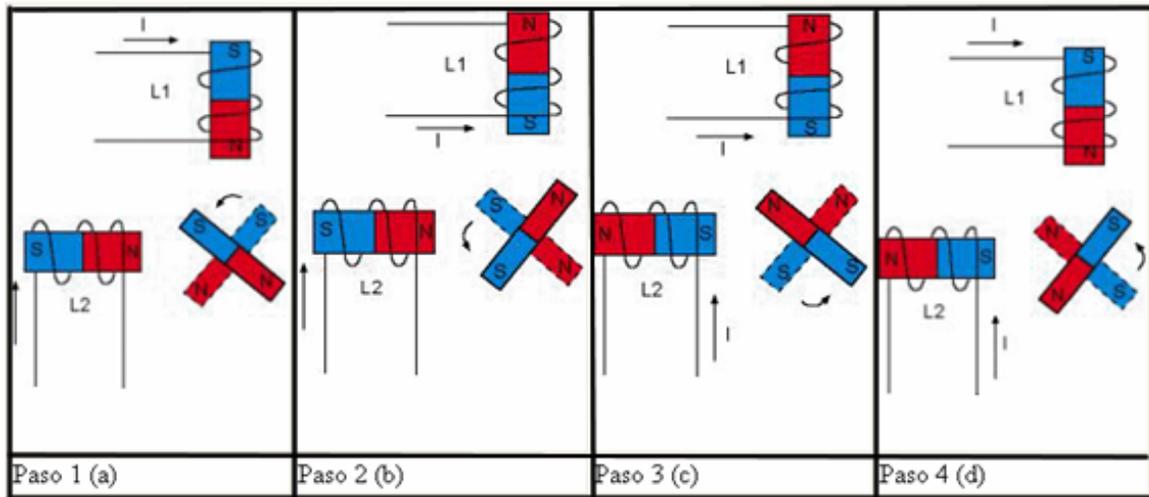


Figura 3.11 Principio de funcionamiento de un motor paso a paso [33]

### 3.1.3.1 Clasificación de los motores a pasos de acuerdo al tipo de rotor

Existen tres tipos de motores de acuerdo al tipo de rotor: de reluctancia variable, de magneto permanente e híbridos.

#### Motores de reluctancia variable

La reluctancia magnética de un material es la resistencia que éste posee a verse influenciado por un campo magnético.

Éste tipo de motores poseen un rotor de hierro dulce que en condiciones de excitación del estator y bajo la acción de su campo magnético, es atravesado por el flujo y se ubicará en una posición de equilibrio (ver figura 3.12). Su inconveniente radica en que en condiciones de reposo (sin excitación) el rotor queda en libertad de girar y, por lo tanto, su posicionamiento de régimen de carga dependerá de su inercia y no será posible predecir el punto exacto de reposo.

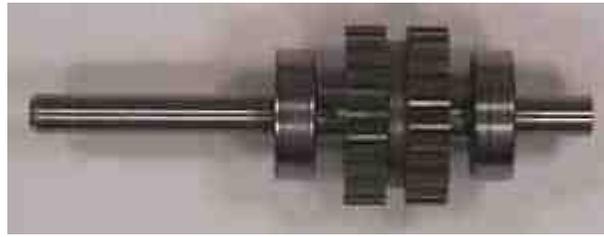


Figura 3.12 Rotor de un motor a pasos de reluctancia variable [34]

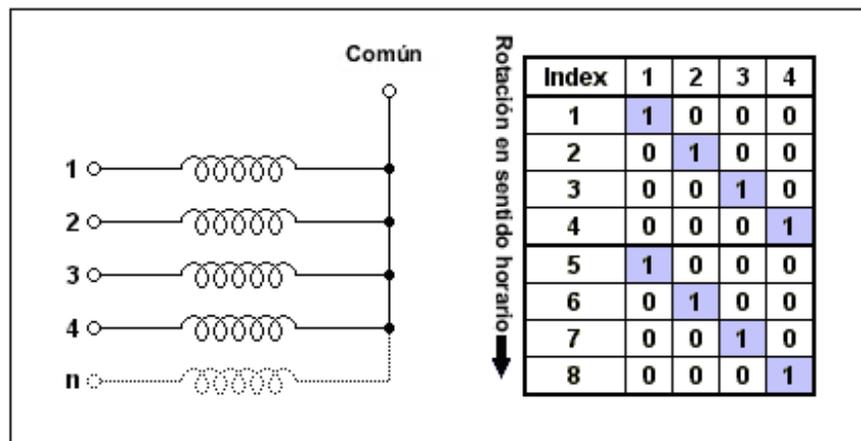


Figura 3.13 Secuencia de control de un motor a pasos de reluctancia variable [35]

### De imán permanente

El rotor es un imán permanente y su principal ventaja es que su posicionamiento no varía aún sin excitación.

### Híbridos

El rotor suele estar constituido por anillos de acero dulce dentado en un número ligeramente distinto al del estator y dichos anillos montados sobre un imán permanente dispuesto axialmente.

Existen diferentes tipos de motores a pasos de acuerdo a su configuración interna, los motores: unipolares y bipolares.

### 3.1.3.2 Clasificación de los motores a pasos de acuerdo al número de polos

#### Motores unipolares

Éste tipo de motores tienen una derivación central en cada bobina, de manera que salen dos grupos (por ser dos bobinas “completas”) de tres cables, y las derivaciones se conectan para después conectar el cable a una terminal de alimentación (ver figura 3.14).

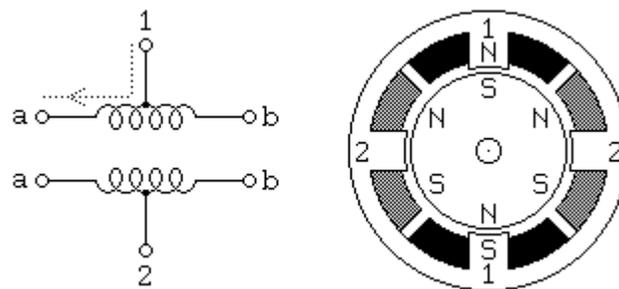


Figura 3.14 Configuración interna de un motor a pasos unipolar [36]

Al conectar dicho cable a la corriente, se energizará y los demás cables se conectarán a tierra en cierta secuencia, de esto último se encargará el circuito controlador y producirá así el movimiento del motor.

Existe una configuración donde las derivaciones no se conectan, y el usuario hará las conexiones necesarias para usarlo como motor unipolar o bipolar.

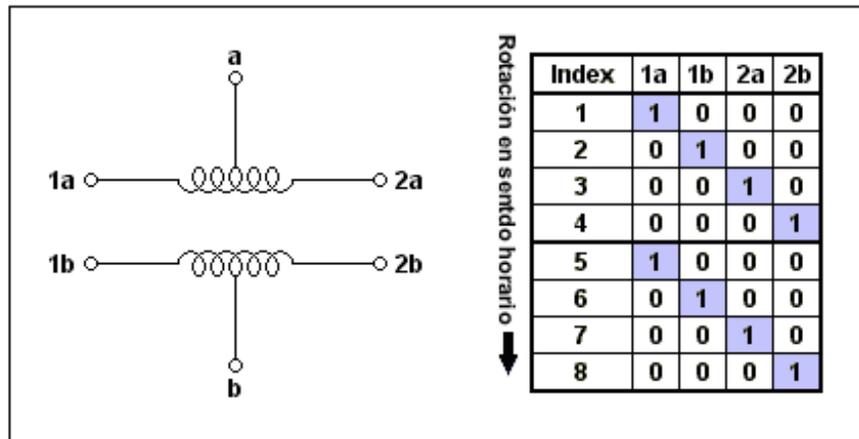


Figura 3.15 Secuencia de control de un motor a pasos unipolar [37]

### Motores bipolares

Éste tipo de motores poseen dos bobinas (ver figura 3.16), éstas se energizarán de acuerdo a cierta secuencia y necesariamente las polaridades se invertirán en cada operación para hacer girar el motor, esto gracias a un controlador. La secuencia se muestra en la figura 3.17, donde el número corresponde a la bobina y la letra a la terminal de cada bobina. Se debe seguir ésta secuencia para hacer girar el motor es sentido horario, y en secuencia inversa para hacerlo girar en sentido antihorario.

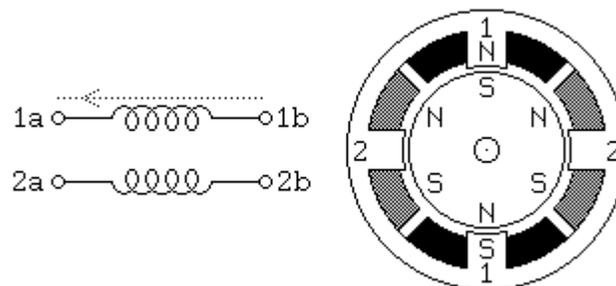


Figura 3.16 Configuración interna de un motor a pasos bipolar [38]

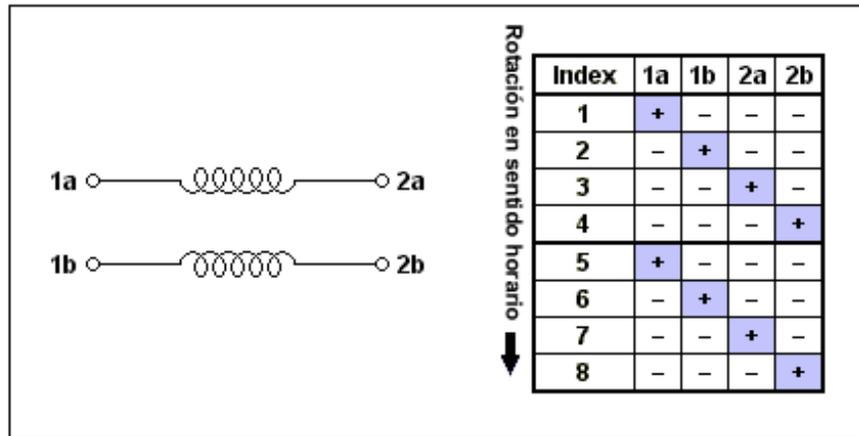


Figura 3.17 Motor bipolar y su secuencia de control [39]

### 3.1.3.3 Pasos del motor a pasos

#### Paso completo (*full step*)

El rotor avanza un paso completo por cada pulso de excitación.

#### Medio paso (*Half step*)

Con este modo de funcionamiento el rotor avanza medio paso por cada pulso de excitación, presentando como principal ventaja una mayor resolución de paso, ya que disminuye el avance angular a la mitad. La excitación para un avance de medio paso es la siguiente.

Al excitar dos bobinas consecutivas del estator simultáneamente, el rotor se alinea con la bisectriz de ambos campos magnéticos; cuando desaparece la excitación de una de ellas, el rotor queda bajo la acción del restante campo existente, avanzando así la mitad.

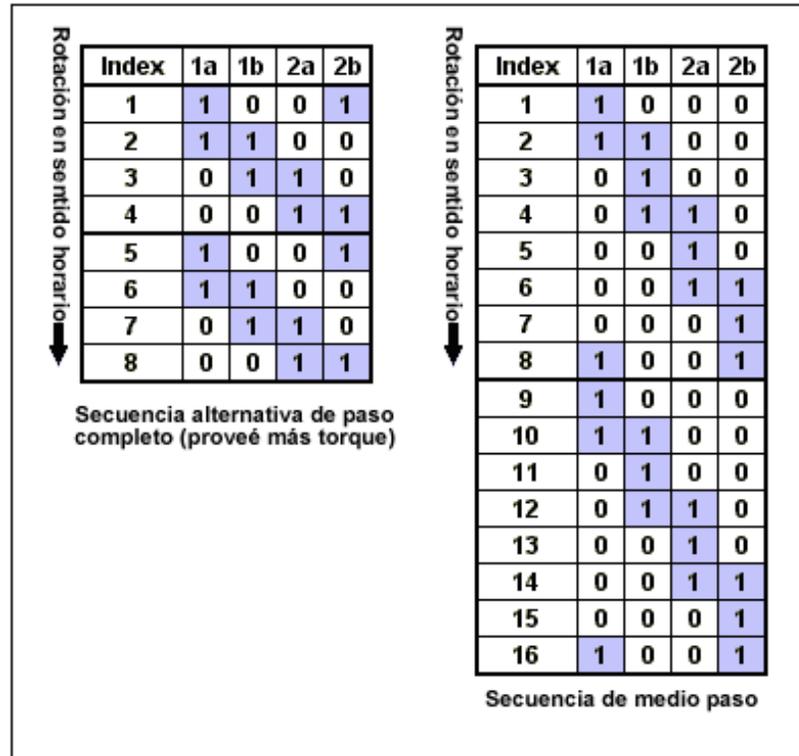


Figura 3.18 Secuencia de gran torque (izquierda) y secuencia de medio paso (derecha) [40]

### 3.2 Sistema de soporte

El sistema de soporte es en realidad el esqueleto de la prótesis, donde la geometría, el espacio, la funcionalidad, las tolerancias y los acabados, juegan un papel muy importante en el tiempo de vida del prototipo, así como en la calidad y resistencia que ésta posea.

Es necesario utilizar un material de bajo peso, que cuente con una buena resistencia al impacto y al desgaste, fácil de manufacturar y de bajo costo; razones por lo cual se usará un plástico, que es el que cumple dichas exigencias.

## **3.3 Sistema de control**

El sistema de control debe ser muy preciso para poder obtener las posiciones requeridas a velocidades adecuadas, y así desempeñar actividades cotidianas con naturalidad. Éste se hará por medio de un microcontrolador de la compañía Microchip de la serie PIC, ya que es el usado dentro del proyecto de “Prótesis inteligentes”.

## **3.4 Selección de alternativas**

La selección de alternativas se hará de acuerdo al estudio que se ha realizado, limitándola en algunos casos por razones de congruencia.

En cuanto a los mecanismos se hará de acuerdo a los funcionamientos de los prototipos propuestos, y que por medio de matrices de decisión se evaluarán y posteriormente se elegirá el más adecuado.

### **3.4.1 Funcionamiento de los prototipos (descripción)**

Antes de contestar la “prueba” es necesario tomar en cuenta que hay piezas que se compran en el mercado para algunos modelos; también que las dimensiones en el bosquejo no son reales y esto puede engañar al evaluarlo.

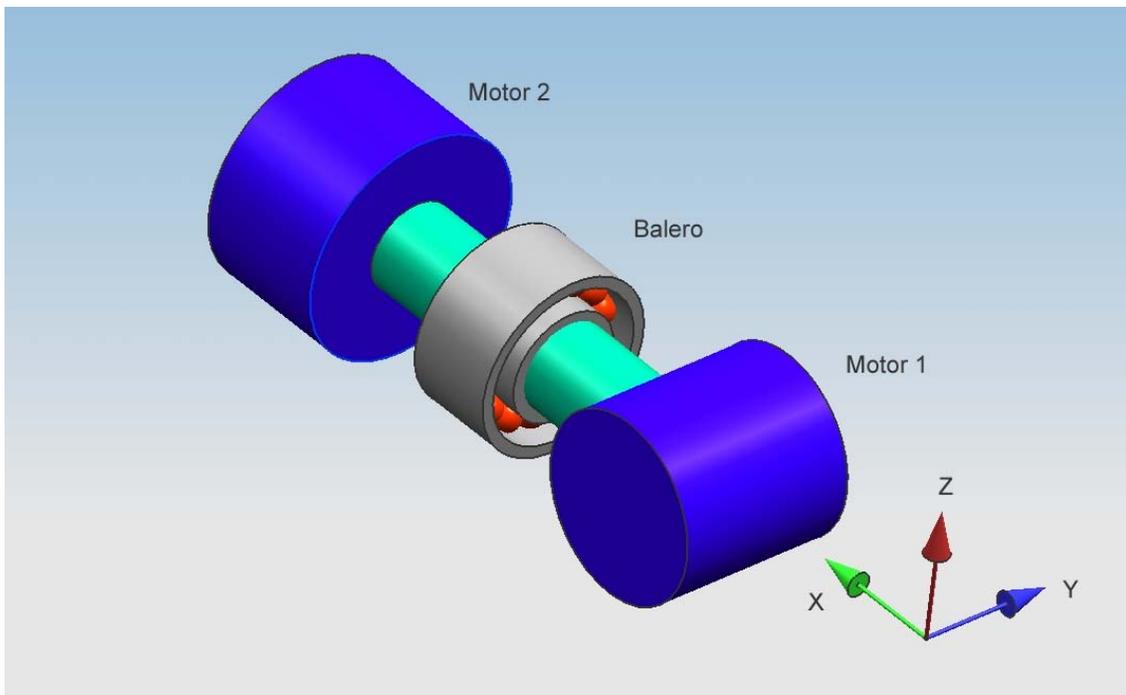
Cabe aclarar que se mencionan para cada caso los elementos que se comprarían, lo que significa que los demás elementos se tendrían que manufacturar.

**Propuesta A**

Éste prototipo funciona gracias al motor 2 el cual simula el movimiento pronosupinadorio, transmitiendo directamente a un tubo, el cual se fija por cojinetes. El motor 1 simulará el movimiento de flexión y extensión de muñeca, el cual se implanta al final del tubo.

Elementos comprados en el mercado para ésta opción: baleros y motores

Nota: el número de baleros empleados es variable

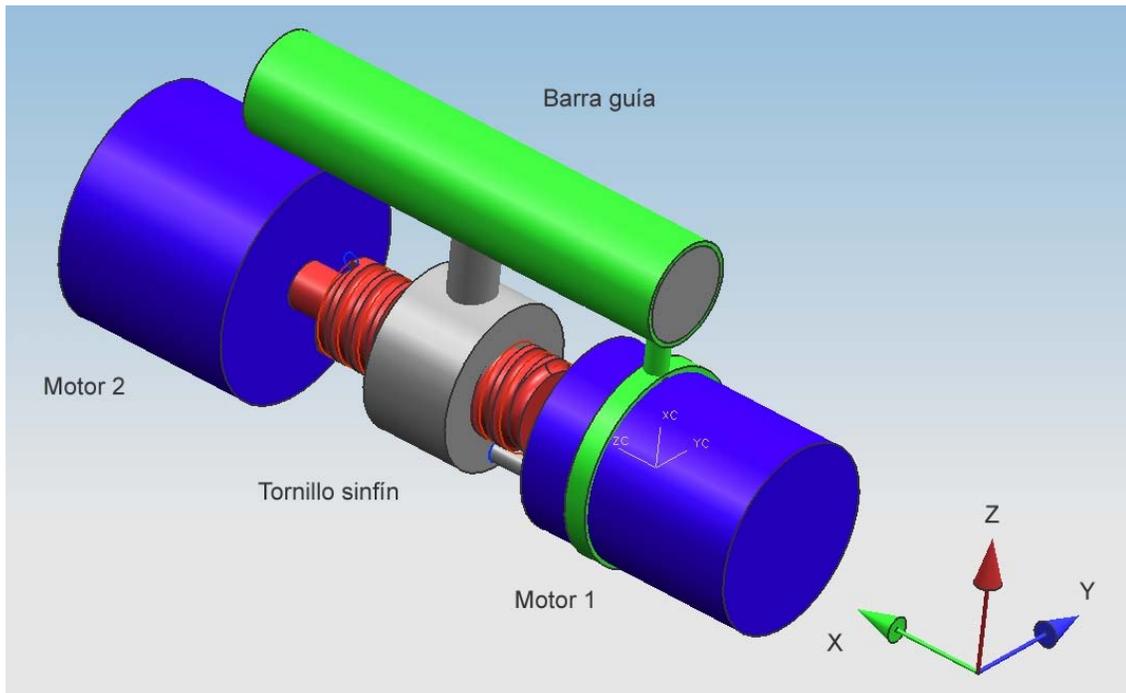


**Figura 3.19 Propuesta A [41]**

**Propuesta B**

Funciona moviendo el motor 2 que se encuentra acoplado a un tornillo sinfín, sobre el cual está montado un elemento que se mueve a lo largo del sinfín y se fija sobre una barra guía, de manera que al llegar al final del sinfín, moverá el motor 1 (para simular el movimiento pronosupinatorio) empujándolo o jalándolo y así simular el movimiento de flexión y extensión de la muñeca.

Elementos comprados en el mercado para ésta opción: motores y tornillo sinfín

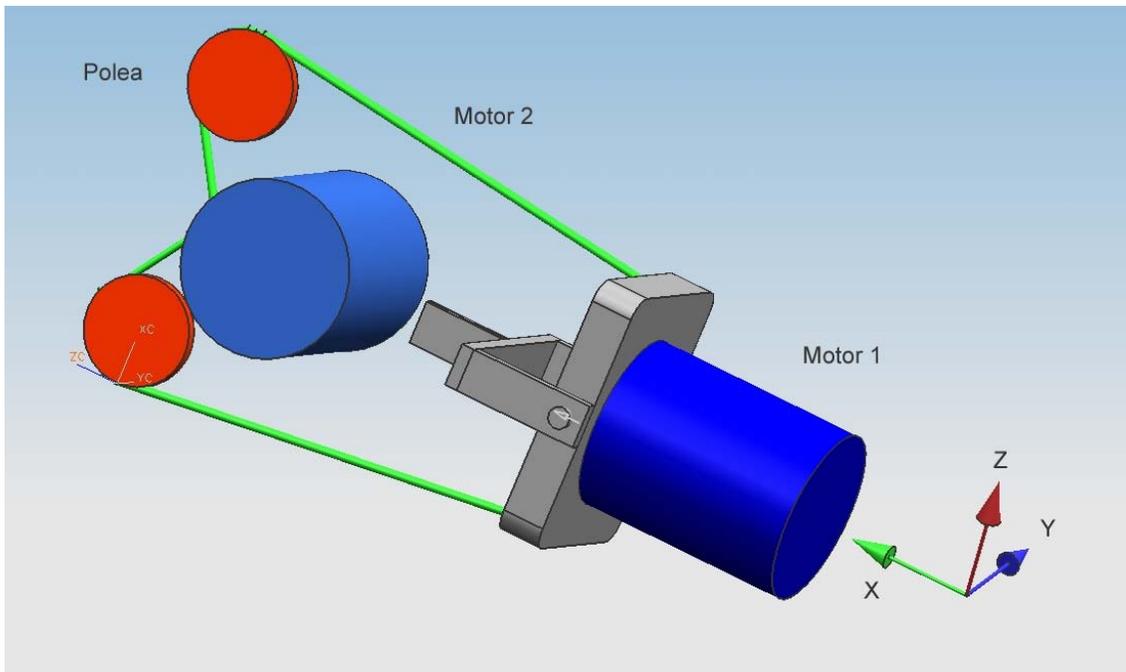


**Figura 3.20 Propuesta B [42]**

**Propuesta C**

Funciona gracias al motor 2 que por medio de poleas y transmisión por banda mueve a un elemento que puede girar, enrollando y desenrollando la banda, y de ésta manera simular el movimiento de flexión y extensión de muñeca, ayudado por unos resortes para así mantener siempre tensa la transmisión. Sobre el elemento móvil se monta el motor 1 y así simular el movimiento pronosupinatorio.

Elementos comprados en el mercado para ésta opción: motores y poleas



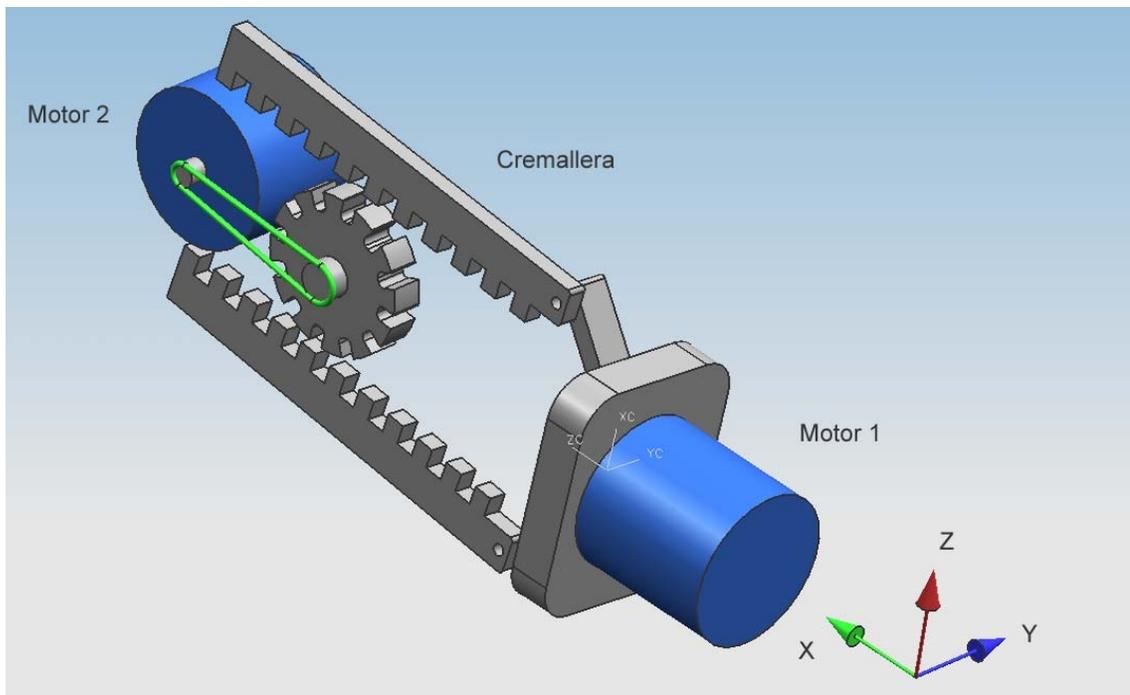
**Figura 3.21 Propuesta C [43]**

**Propuesta D**

El motor 2 transmite por banda movimiento a un engrane, el cual a su vez mueve dos cremalleras sobre rieles, y con el mecanismo ilustrado (barras), simular el movimiento de flexión y extensión de la muñeca.

Sobre el dispositivo se monta un motor 1 para realizar el movimiento pronosupinatorio.

Elementos comprados en el mercado para ésta opción: motores

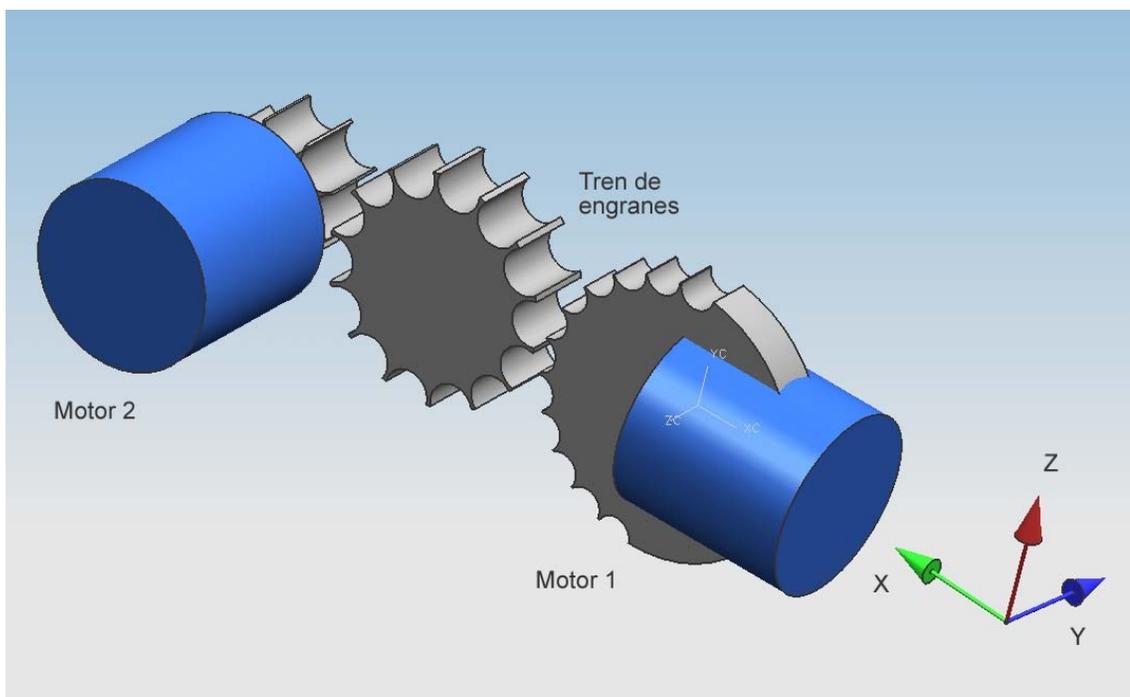


**Figura 3.22 Propuesta D [44]**

**Propuesta E**

Funciona con un motor 2 que transmite movimiento a un tren de engranes para simular el movimiento de flexión y extensión de la muñeca, donde el último engrane está modificado, pues lleva el motor que simulará el movimiento pronosupinatorio.

Elementos comprados en el mercado para ésta opción: engranes y motores



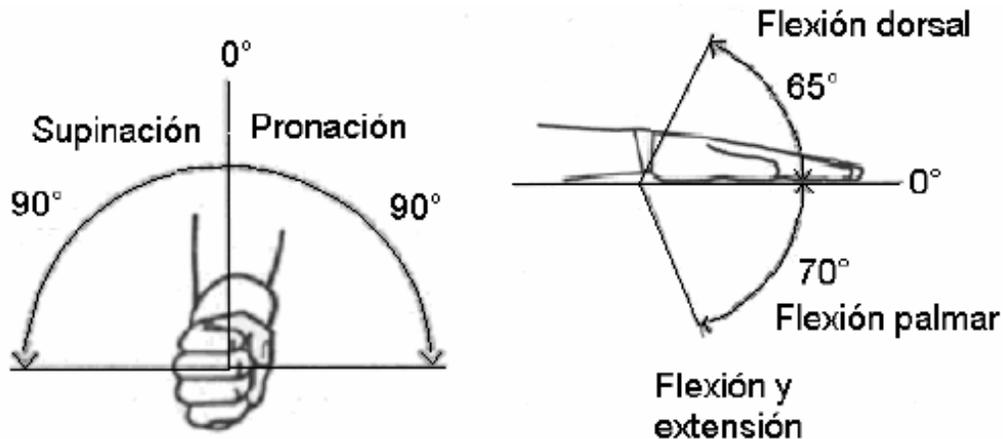
**Figura 3.23 Propuesta E [45]**

### 3.4.2 Instrucciones de la prueba

Objetivo: seleccionar el mecanismo más adecuado para la realización de una prótesis de muñeca, con movimientos de flexión, extensión y pronosupinatorio.

Se evaluarán los aspectos más importantes mencionados en la matriz para lo cual se usará una escala de calificaciones de 1 a 5, donde 5 es la mejor calificación y 1 la peor.

Después de leer el funcionamiento de los mecanismos y observar los bosquejos, se evaluará de acuerdo al criterio y experiencia que posea, tomando en cuenta todos los problemas o ventajas que puedan presentar en la realización del prototipo en cuestión.



#### Aspectos a evaluar en la matriz de decisiones

- 1 Facilidad de mantenimiento
- 2 Costo del producto
- 3 Tamaño (similar al de la muñeca humana tomando en cuenta un espacio que deberá estar libre para el paso de cableado a la mano)
- 4 Peso
- 5 Facilidad de manufactura
- 6 Facilidad de ensamble
- 7 Consumo de energía

### 3.4.3 Matrices de decisión

Las matrices de decisión, son una forma de seleccionar un concepto de acuerdo al criterio de los evaluadores, por medio de una matriz donde se pondera una calificación y de ésta manera, decidir sobre la opción más idónea.

Las matrices de decisión requieren la participación no solo del diseñador o del equipo de diseño, si no también de personas externas para evitar una toma de decisiones sesgada hacia las preferencias naturales del diseñador hacia alguna de las propuestas. Las propuestas a evaluar deben cumplir con las especificaciones básicas del diseño, por lo que no se incluyen propuestas inviables o que claramente quedarían descartadas.

El pedir a otras personas que auxilien en la toma de decisiones al diseñador no lo exime de su responsabilidad al adoptar la solución ganadora en la matriz de decisiones.

Ésta prueba se aplicó a 8 personas (pruebas mostradas en el anexo C), quienes contaban con los conocimientos adecuados y se muestra el promedio de las calificaciones.

	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	Calificación de importancia
Ponderación	3.375	2.875	4.125	4.375	2.75	2.625	4.5	
Propuesta								
A	4	3.5	3.375	2.375	3.2875	4.25	2.625	82.75
B	2.25	2.5	2.5	2.25	2.5	2.375	3.125	60
C	2.375	4.125	3.75	4.5	3.875	3.375	3.375	63.625
D	2.75	2.25	2.875	2.75	2	2.5	3.75	67.625
E	4.25	3	4.125	3.375	3.25	3	4	68.75

**Matriz de decisión      Tabla [b]**

#### **3.4.4 Descripción de los conceptos seleccionados**

La opción idónea en la selección del motor para éste caso es sin duda el servomotor, por varias características expuestas en éste documento, como son: buen torque, movimiento preciso, enclavamiento del motor en una posición específica y poco peso.

En cuanto al control, se hará con un microcontrolador PIC usado durante la formación académica, además de tener congruencia con los demás proyectos.

El mecanismo resultante es el prototipo A, de acuerdo a los valores arrojados por las matrices de decisión que evaluaron las personas involucradas en el proyecto además de coincidir con el mecanismo seleccionado por el diseñador.

Los sensores propuestos para el control del prototipo son sensores de fuerza, por la facilidad de manipulación y adquisición.

# Capítulo 4: Diseño de detalle

## 4.1 Sistema mecánico

### 4.1.1 Rodamientos

Son elementos mecánicos que reducen la fricción entre un eje y las piezas conectadas a éste, sirviendo como apoyo, y facilita su desplazamiento.

El elemento rotativo que puede emplearse en la fabricación pueden ser: bolas, rodillos o agujas.

Los rodamientos de movimiento rotativo, según el sentido del esfuerzo que soporta, los hay axiales, radiales y axiales-radiales.

Los rodamientos de tipo radial soportan esfuerzos radiales, en la dirección que pasa por el centro de su eje, los axiales soportan esfuerzos en la dirección de su eje, y axiradiales pueden soportar ambos.

Cada tipo de rodamiento muestra propiedades características, que dependen de su diseño y que lo hace más o menos apropiado para una aplicación dada; a continuación se muestra una lista de ellos:

- Rodamientos rígidos de bolas
- Rodamientos de una hilera de bolas con contacto angular
- Rodamientos de agujas
- Rodamientos de rodillos cónicos
- Rodamientos de rodillos cilíndricos de empuje
- Rodamientos axiales de rodillos a rótula
- Rodamientos de bolas a rótula

- Rodamientos de rodillos cilíndricos
- Rodamientos de rodillos a rótula
- Rodamientos axiales de bolas de simple efecto
- Rodamientos de aguja de empuje

Los rodamientos rígidos de bolas tienen un diseño sencillo, no desmontables, son muy resistentes en su funcionamiento y requieren de un mantenimiento mínimo, capaces de operar en altas velocidades. Soportan cargas axiales en ambos sentidos y cargas radiales, unidas a su ventaja de precio.

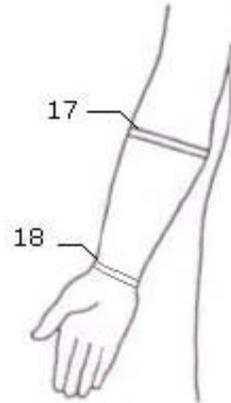
#### 4.1.2 Medidas antropométricas del antebrazo

La antropometría describe diferencias cuantitativas de las medidas del cuerpo humano, toma como referencia ciertas estructuras anatómicas. Existen dos tipos de antropometría, la estática y la dinámica, la primera mide las diferencias estructurales del cuerpo humano sin movimiento, y la segunda considera las posiciones resultantes del movimiento.

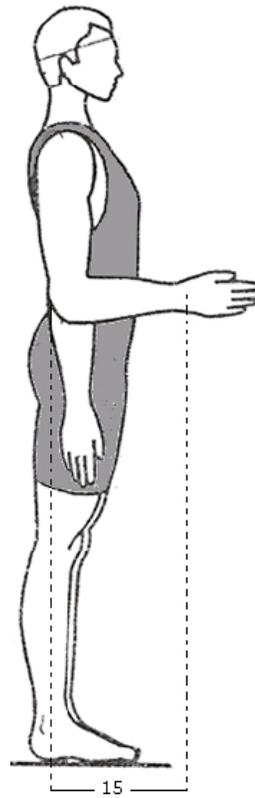
A continuación se presenta una tabla con medidas de ciertas partes del cuerpo humano de interés:

	Percentil	5	50	95
	cm	cm	cm	cm
Circunferencia del antebrazo	26.041	22.2	26	31.45
Circunferencia de la muñeca	15.86	14.35	15.7	18.6
Longitud palmar	11.5	9.3	10.61	19.31
Magnitud del codo a la muñeca	25.839	22.25	25.69	29.71

Tabla [c] Algunas magnitudes de la geometría del miembro superior



**Figura 4.1** Circunferencias muñeca y antebrazo [48]



**Figura 4.2** Antebrazo [49]

#### 4.1.2.1 Goniometría

Este término se deriva etimológicamente del vocablo *gonio* (ángulo) y *metro* (medida).

La goniometría es utilizada para medir el rango de movimiento articular, y los rangos naturales son los siguientes:

Supinación del antebrazo	60° - 85°
Pronación del antebrazo	60° - 80°
Flexión de la muñeca	65° - 85°
Extensión de la muñeca	55° - 75°

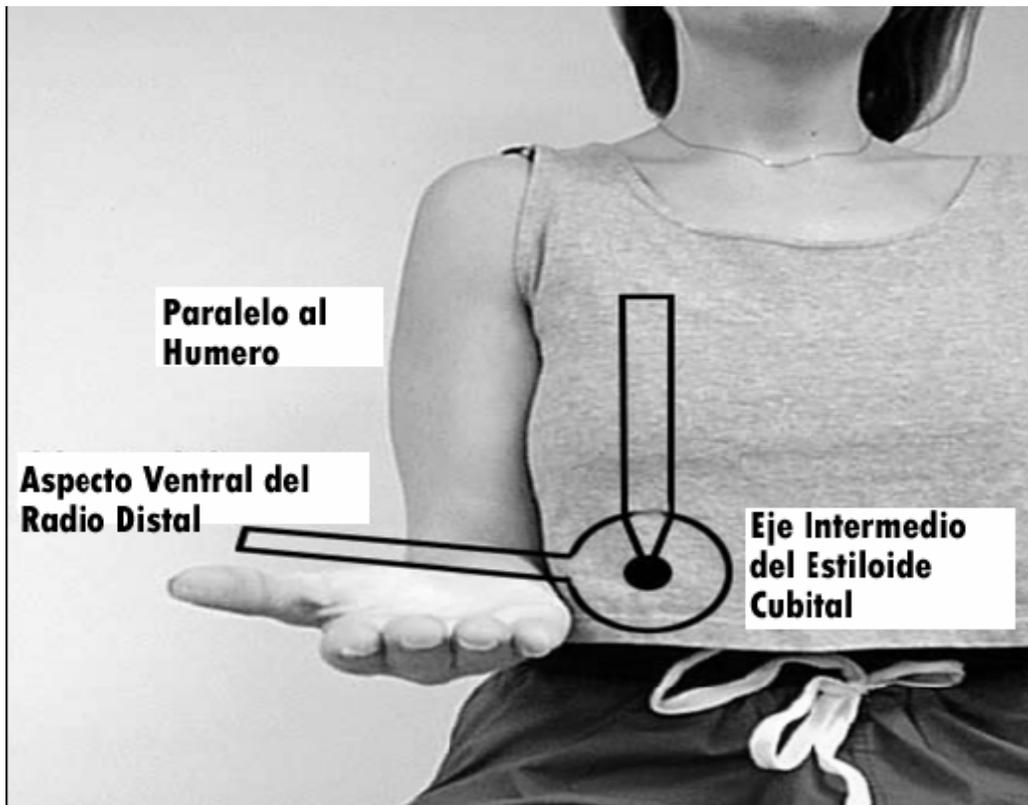


Figura 4.3 Supinación [50]

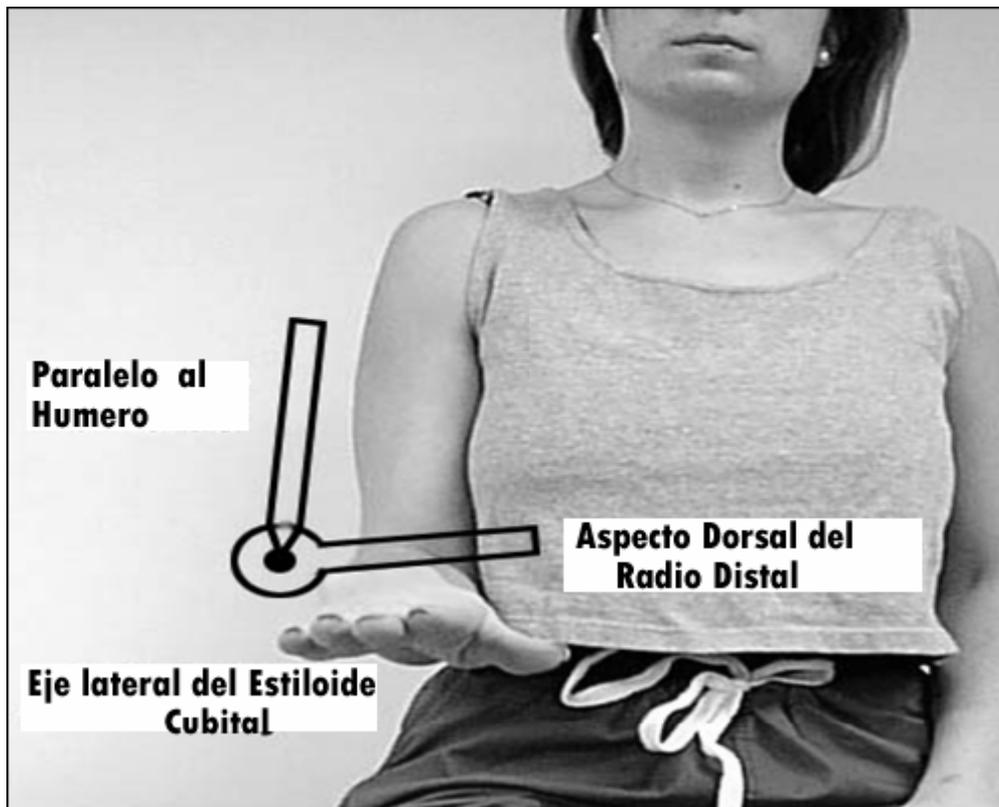


Figura 4.4 Pronación [51]

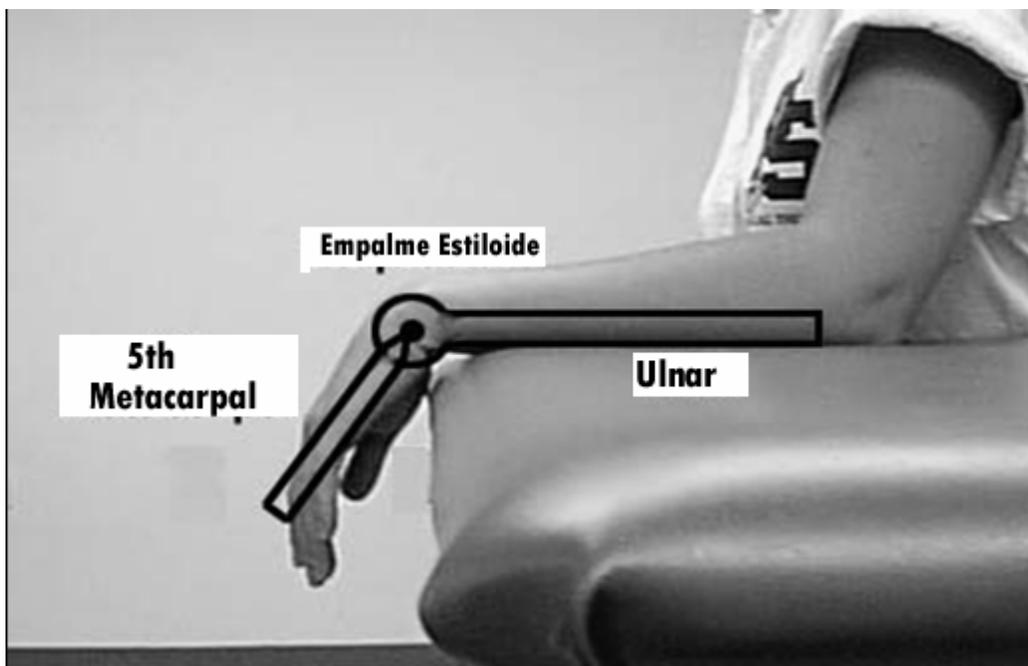


Figura 4.5 Flexión [52]

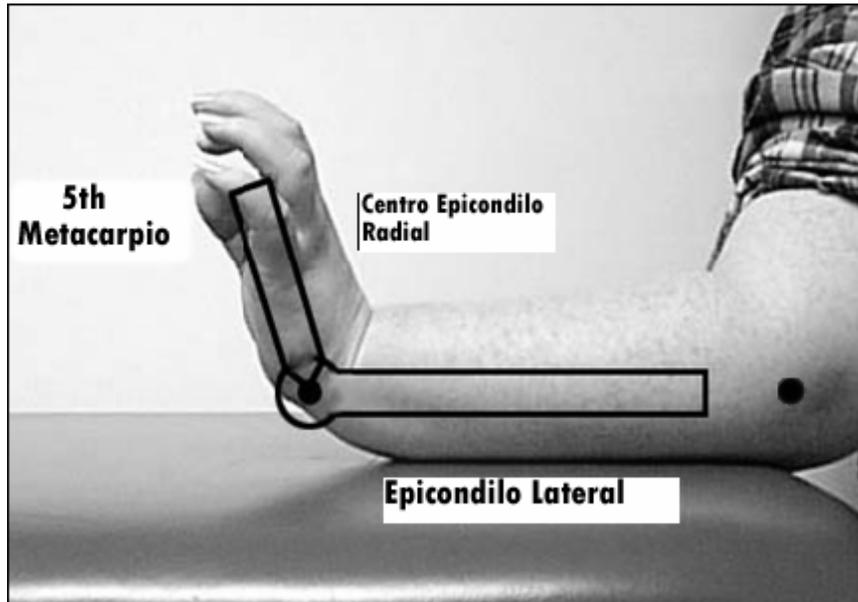


Figura 4.6 Extensión [53]

Los rangos de movimiento articular que se usarán en el prototipo son aproximadamente los anteriormente expuestos, para obtener un movimiento natural en dicha prótesis.

El par requerido para el movimiento pronosupinador es de 15 [kg-cm] de acuerdo al par máximo requerido para hacer girar una perilla, y el movimiento de flexión palmar y dorsal se estima en la misma cifra, de acuerdo a una masa de 1.5 [kg] de carga por una distancia palmar de aproximadamente 10 [cm]; realizando las operaciones pertinentes.

### 4.1.3 Análisis cinético

Es importante hacer un análisis que nos permita predecir las fuerzas sobre el mecanismo en movimiento; esto se realizará para un punto crucial perteneciente al cuerpo con la finalidad de ser representativo en dicho análisis.

La velocidad puede ser expresada como:

$$V_p = \omega \times \rho \quad \dots(1)$$

Donde  $\omega$  y  $\rho$  son:

$$\omega = -\omega_1 i - \omega_2 j \quad \dots(2) \quad \rho = \lambda_i + r_k \quad \dots(3)$$

Y sustituyendo en la ecuación se tiene:

$$V_p = (-\omega_1 i - \omega_2 j) \times (\lambda_i + r_k) \quad \dots(4)$$

Realizando la operación:

$$V_p = -\omega_2 i + \omega_1 r_j + \omega_2 \lambda k \quad \dots(5)$$

La aceleración es:

$$a_p = \frac{V_p}{t} \quad \dots(6)$$

Sustituyendo  $V_p$  en la ecuación anterior:

$$a_p = \left(-\omega_2 \frac{r}{t}\right) i + \left(\frac{\omega_1}{t}\right) j + \left(\omega_2 \frac{\lambda}{t}\right) k \quad \dots(7)$$

La fuerza es:

$$F = m \cdot a_p \quad \dots(8)$$

Sustituyendo  $a_p$  en la ecuación anterior:

$$F = \left( -\frac{mr \omega_2}{t} \right) i + \left( \frac{mr \omega_1}{t} \right) j + \left( \frac{m\lambda \omega_2}{t} \right) k \quad \dots(9)$$

Si los valores son:  $m = 3[\text{kg}]$ ,  $r = 0.05[\text{m}]$ ,  $\lambda = 0.1[\text{m}]$ ,  $\omega = 0.877[\text{osc}/\text{seg}]$ , y  $t = 0.285[\text{seg}]$

Sustituyendo los valores se tiene:

$$F = \left( -\frac{3(0.05)0.877}{0.285} \right) i + \left( \frac{3(0.05)0.877}{0.285} \right) j + \left( \frac{3(0.1)0.877}{0.285} \right) k$$

Como resultado:

$$F = -0.46i + 0.46j + 0.92k \text{ [N]}$$

La resultante es:  $F = 1.126 \text{ [N]}$

La fuerza que la gravedad ejerce sobre la masa del prototipo más el objeto a cargar no supera los 10 [N], si a éste valor agregamos el valor de la fuerza en movimiento sobre la dirección k, nos da un valor aproximado de 11.126 [N]. Éste valor no repercute en el material de acuerdo al análisis hecho anteriormente en elemento finito, por lo que no representa una posible ruptura en el prototipo.

#### 4.1.4 Visualización de los esfuerzos y deformaciones de las piezas mecánicas

El estudio para visualizar los esfuerzos y deformaciones mecánicas de las piezas, se realizará en unigraphics NX3 por medio de un análisis de elemento finito; la primera pieza que se analizará es la llamada “base de pronación”, mostrando sus dimensiones en el anexo E.

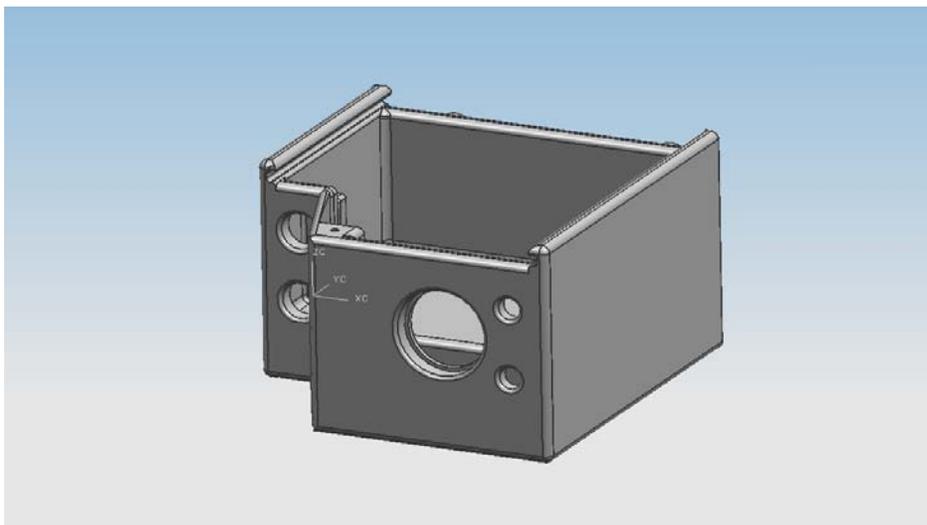


Figura 4.7 Pieza “base de pronación” [54]

Las condiciones de frontera que se utilizaron en ésta pieza, son las que se muestran en el dibujo; la fuerza que se representa es de 15 N (usando un factor de seguridad del 35%) y los apoyos son mostrados en la parte posterior de la imagen.

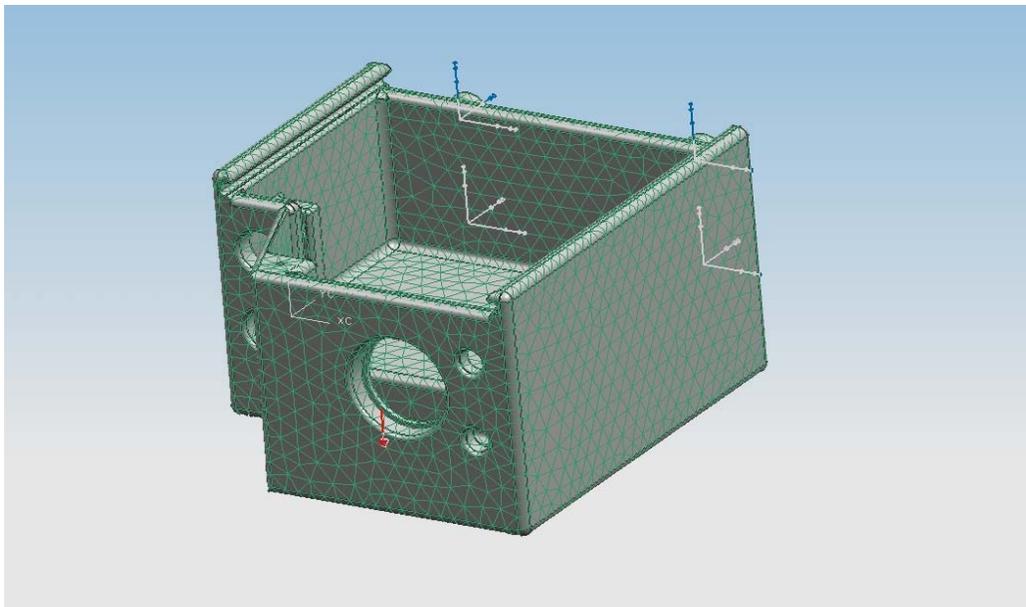


Figura 4.8 Condiciones de frontera de la pieza “base de pronación” [55]

### **Análisis de la pieza “base de pronación”**

Unidades en kg y m

Densidad	= 1040 (kg/m <sup>3</sup> )
Area	= 0.05922810 (m <sup>2</sup> )
Volumen	= 0.000138798 (m <sup>3</sup> )
Masa	= 0.1443503328 (kg)

### **Resumen de la solución**

Resuelto por: Estructuras P.E.  
Tipo de análisis: Estructural  
Solución tipo: Estático con simple fijación

### **Resumen del material**

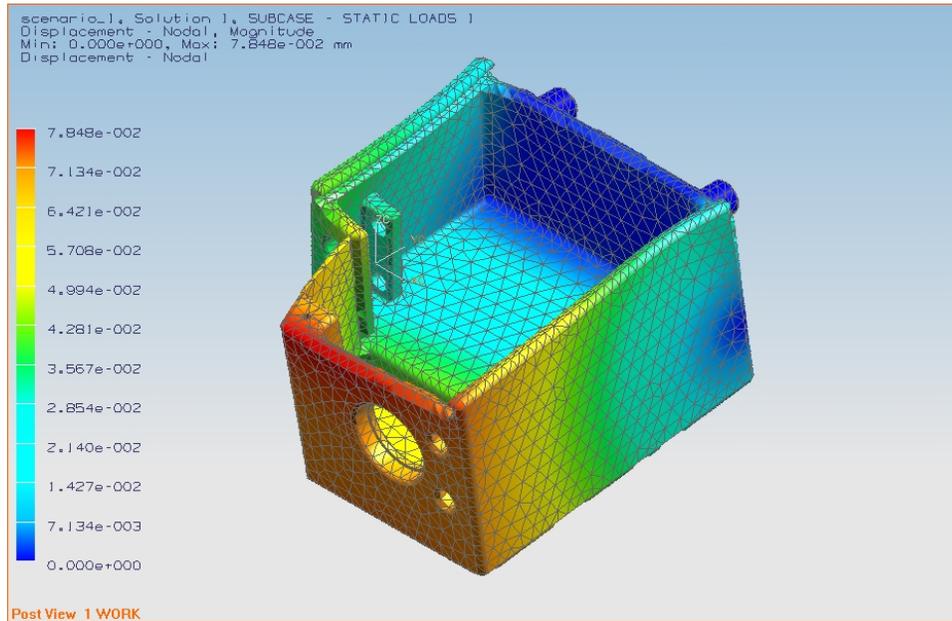
El material utilizado durante el análisis fue Nylon, por el parentesco con el Nylamid.

Nombre del material: Nylon  
Categoría del material: Plástico  
Tipo de material: Isotrópico  
Densidad: 1200 (kg/m<sup>3</sup>)  
Módulo de Young: 4000000000 (N/m<sup>2</sup>)  
Módulo de Poisson: 0.4  
Esfuerzo último: 58000000 (Pa)  
Coeficiente de expansión térmica: 8e-005(1/C)  
Conductividad térmica: 2.942 (W/ (m C))

### **Mallado**

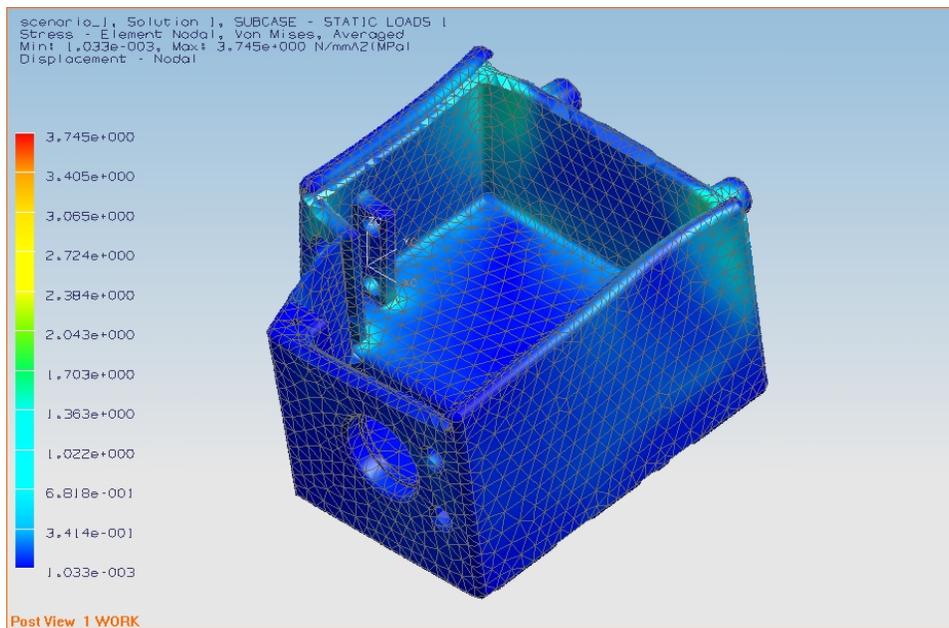
Número total de elementos en la parte: 15545  
Número total de nodos en la parte: 30536  
Tipo de elemento: Tetra10  
Carga: 15 N en Y

Las deformaciones de acuerdo con las condiciones de frontera expuestos, dan por resultado el siguiente esquema con su escala en la parte izquierda.



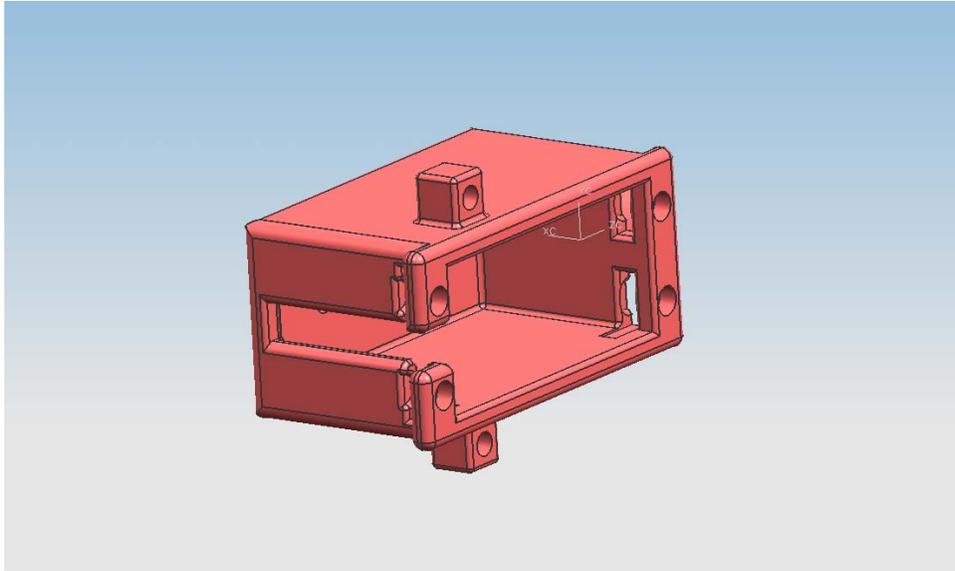
**Figura 4.9** Deformación de la pieza “base de pronación” [56]

Los esfuerzos obtenidos son los siguientes, con la escala de colores apreciada del lado izquierdo.



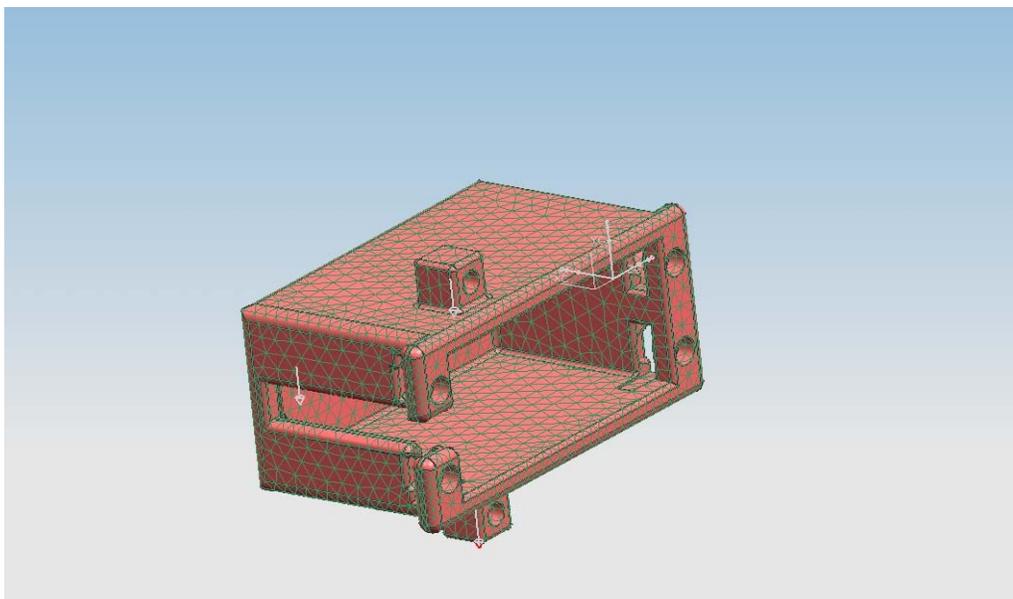
**Figura 4.10** Esfuerzos de la pieza “base de pronación” [57]

La segunda pieza a examinar es la llamada “base de flexión”, la cual se muestra a continuación y sus dimensiones son mostradas en el anexo E.



**Figura 4.11** Pieza “base de flexión” [58]

La pieza soporta 3 cargas mostradas de 5 N (con un factor de seguridad del 35%) cada una, así como un apoyo mostrado en la parte posterior de la imagen.



**Figura 4.12** Condiciones de frontera de la pieza “base de flexión” [59]

### **Análisis de la base de flexión**

Unidades en kg-m

Densidad	= 1040 (kg/m <sup>3</sup> )
Area	= 0.028473122 (m <sup>2</sup> )
Volumen	= 0.000062941 (m <sup>3</sup> )
Masa	= 0.06545921514 (kg)

### **Resumen de la solución**

Resuelto por: Estructuras P.E.  
Tipo de análisis: Estructural  
Solución tipo: Estático con simple fijación

### **Resumen del material**

El material utilizado durante el análisis fue Nylon, por el parentesco con el Nylamid.

Nombre del material: Nylon  
Categoría del material: Plástico  
Tipo de material: Isotrópico  
Densidad: 1200 (kg/m<sup>3</sup>)  
Módulo de Young: 4000000000 (N/m<sup>2</sup>)  
Módulo de Poisson: 0.4  
Esfuerzo último: 58000000 (Pa)  
Coeficiente de expansión térmica: 8e-005(1/C)  
Conductividad térmica: 2.942 (W/ (m C))

### **Mallado**

Número total de elementos en la parte: 12623  
Número total de nodos en la parte: 24498  
Tipo de elemento: Tetra10  
Carga 15 N en Y

Las deformaciones son mostradas en la siguiente imagen.

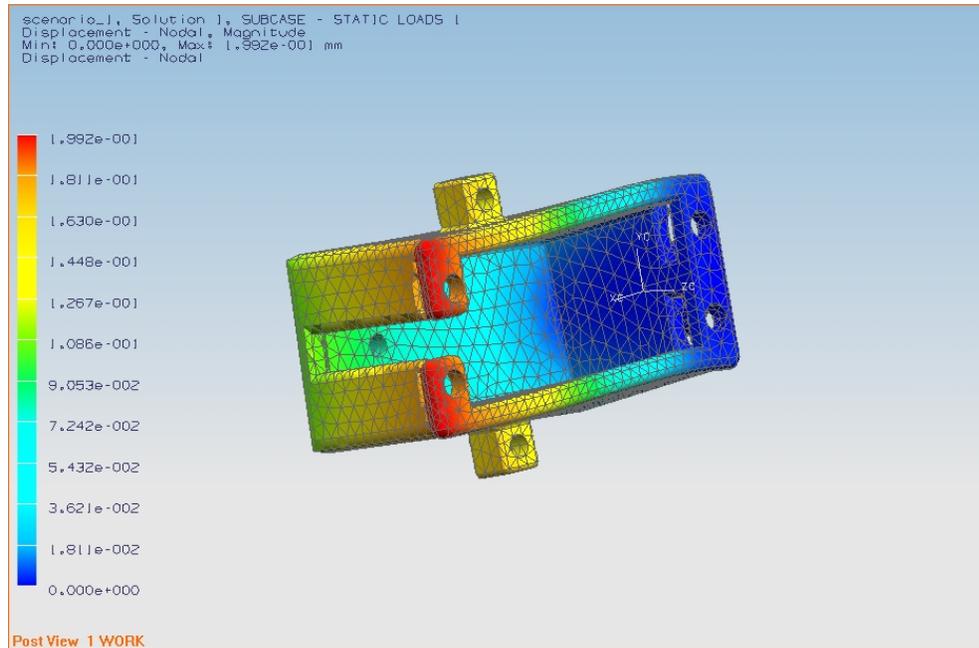


Figura 4.13 Deformación de la pieza “base de flexión” [60]

Los esfuerzos se muestran en la siguiente imagen.

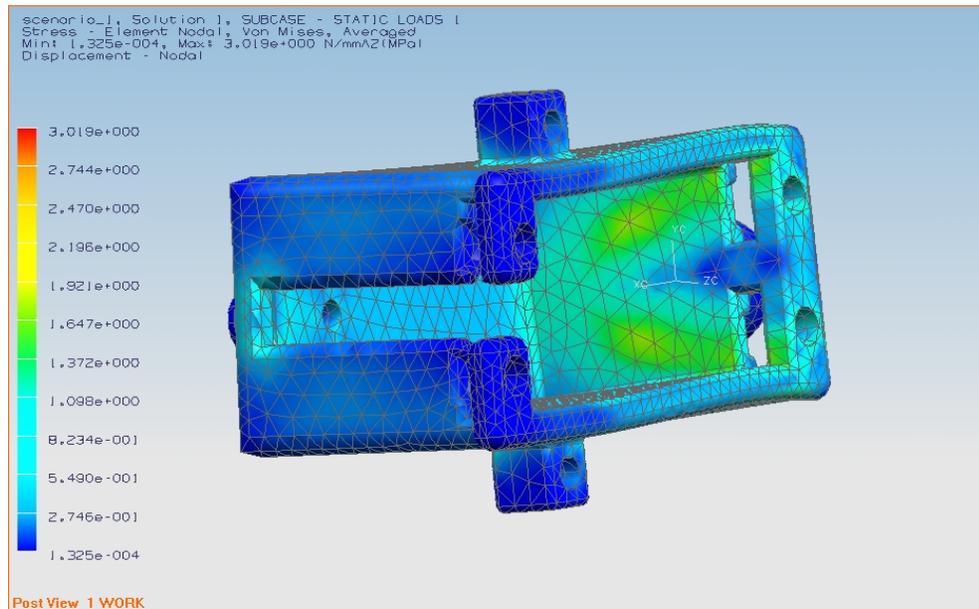
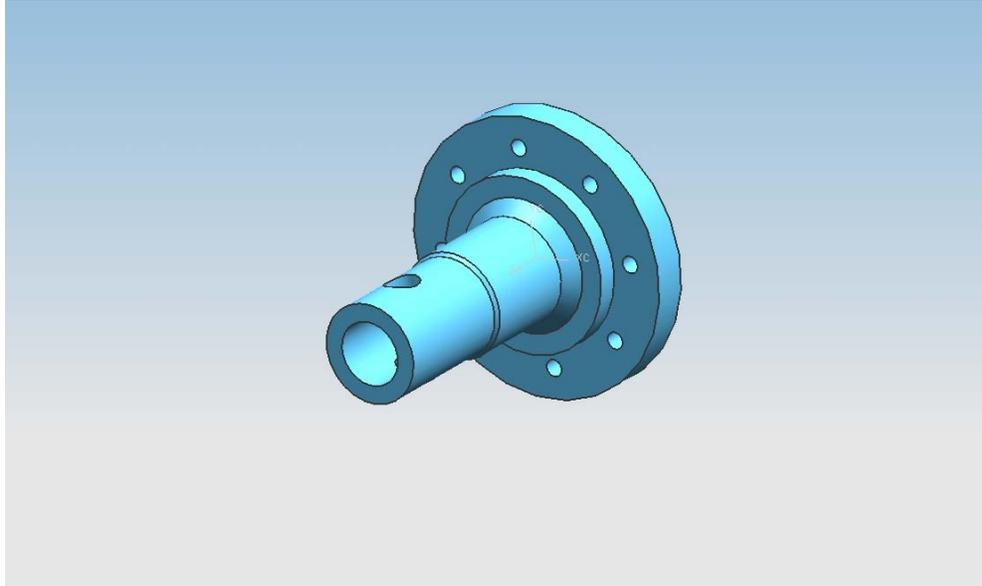


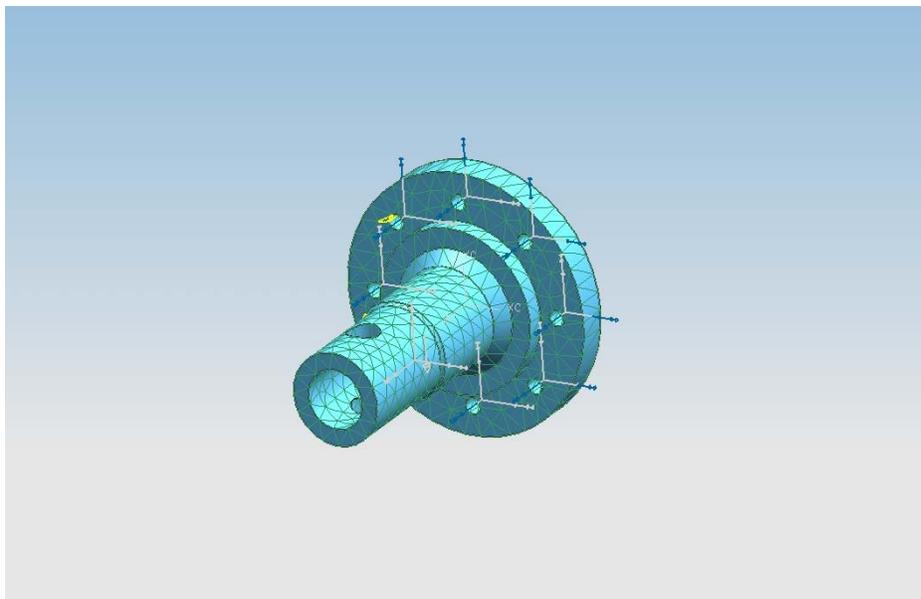
Figura 4.14 Esfuerzos de la pieza “base de flexión” [61]

La última pieza a examinar es la llamada “rotor”, la cual se muestra a continuación y sus dimensiones son mostradas en el anexo E.



**Figura 4.15** Pieza “rotor” [62]

La pieza es sometida a una carga de 15 N (usando un factor de seguridad del 35%), y los apoyos son los que se muestran en la imagen.



**Figura 4.16** Condiciones de frontera de la pieza “rotor” [63]

## Análisis del rotor

Unidades en: gramos - milímetros

Densidad	=	1040 (kg/m <sup>3</sup> )
Area	=	0.006153949 (m <sup>2</sup> )
Volumen	=	0.000010442 (m <sup>3</sup> )
Masa	=	0.01086049592 (kg)

## Resumen del material

Nombre del material: Nylon  
Categoría del material: Plástico  
Tipo de material: Isotrópico  
Densidad: 1200 (kg/m<sup>3</sup>)  
Módulo de Young: 4000000000 (N/m<sup>2</sup>)  
Módulo de Poisson: 0.4  
Esfuerzo último: 58000000 (Pa)  
Coeficiente de expansión térmica: 8e-005(1/C)  
Conductividad térmica: 2.942 (W/ (m\*C))

## Mallado

Número total de elementos en la parte: 2944  
Número total de nodos en la parte: 5864  
Tipo de elemento: Tetra10  
Cargas -15 N en Y

En la siguiente imagen se muestra el estado de deformación.

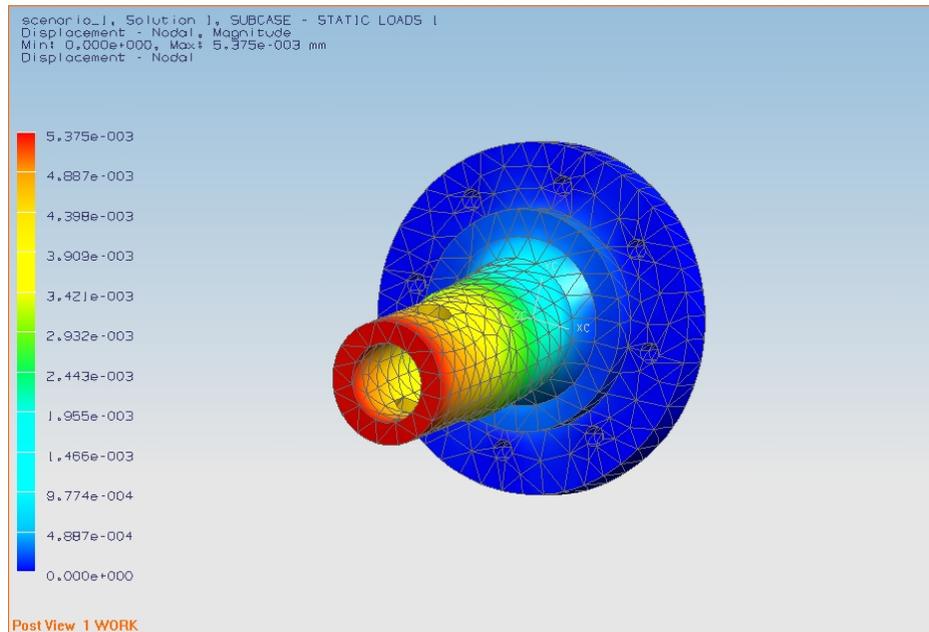


Figura 4.17 Deformación de la pieza “rotor” [64]

El estado de esfuerzos se muestra a continuación con la siguiente imagen.

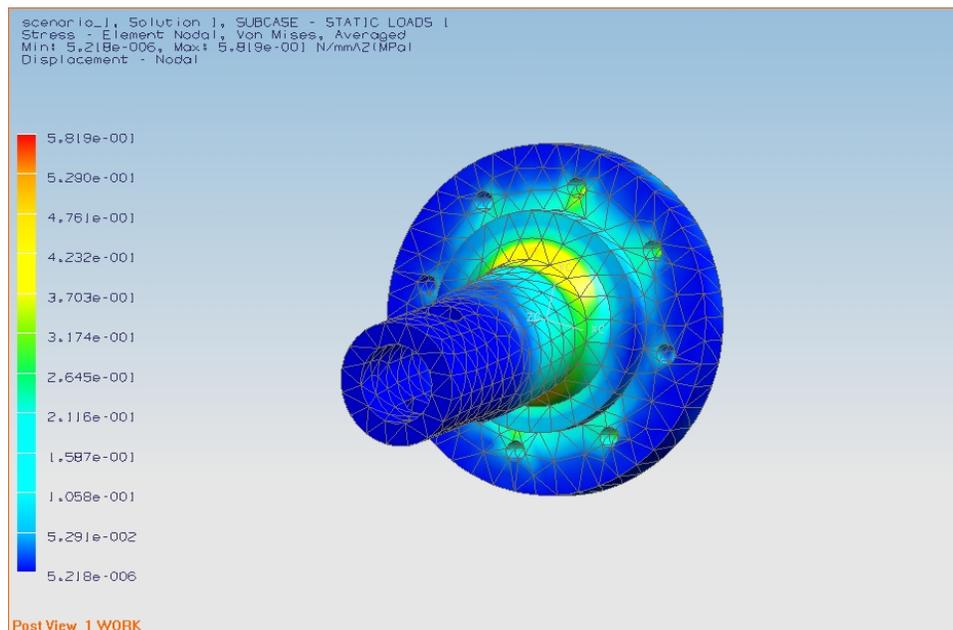


Figura 4.18 Deformación de la pieza “rotor” [65]

Los esfuerzos efectivos de acuerdo al criterio de Von Misses que se pueden apreciar en las imágenes, son mucho menores que los módulos de elasticidad que se pueden consultar en el anexo A; con lo que se garantiza que el material no fallará de acuerdo con las condiciones propuestas.

## 4.2 Sistema electrónico y programación

### 4.2.1 Controlador

El control de los motores que generarán el movimiento se hará mediante un microcontrolador PIC16F877 (ver figura 4.19); éste se seleccionó no solo por la suficiente capacidad, sino para tener una congruencia con los demás trabajos hechos dentro del proyecto, ya que se ha utilizado dicho modelo de controlador.

Algunas de las características principales del controlador son las siguientes:

Procesador RISC (Reduced Instruction Set Computer)

Arquitectura Harvard

Velocidad de operación: Hasta 20 MHz del reloj y 200ns el ciclo de instrucción

Treinta y cinco instrucciones

Convertidor analógico a digital

Modulador de ancho de pulso

Perro guardián (Watchdog timer)

8k x 14 palabras de memoria FLASH

368 x 8 bytes de memoria RAM

256 x 8 bytes de memoria EEPROM

Modo de bajo consumo

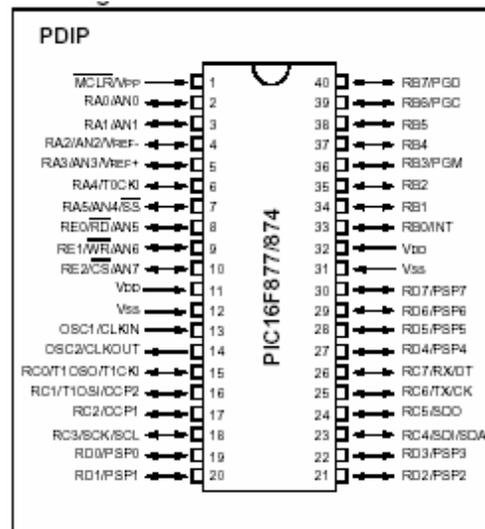


Figura 4.19 Terminales del PIC16F877 [66]

#### 4.2.1.1 Oscilador

Existe la posibilidad de seleccionar el oscilador de acuerdo a las necesidades que se tengan, éstos pueden ser de los siguientes tipos:

Cristal de bajo poder LP (Low Power)

Cristal XT (Standar)

Cristal de alta velocidad HS (High Speed)

Oscilador RC (Resistencia Capacitor)

#### 4.2.1.2 Periodo de modulación de ancho de pulso PWM (Pulse Width Modulation)

Dentro de las funciones que el microcontrolador ofrece, existen dos módulos de PWM suficientes y aprovechados para controlar los dos servomotores a emplear.

De acuerdo a la literatura investigada, el pulso total recomendado para éste tipo de motores es de alrededor de veinte milisegundos (periodo), dentro del cual el periodo de tiempo en alto o ciclo de trabajo (duty cycle), esta entre cero y tres milisegundos.

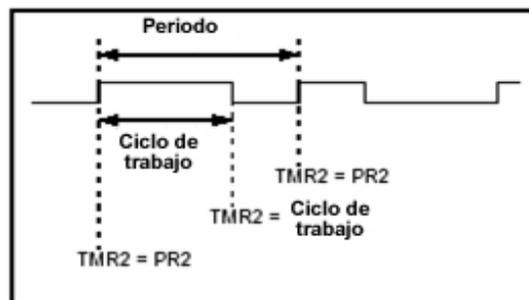


Figura 4.24 Partes del periodo del pulso [67]

Basándose en el manual del microcontrolador, el periodo PWM puede ser calculado usando la siguiente fórmula:

$$\text{PWM period} = [(\text{PR2}) + 1] \cdot 4 \cdot \text{TOSC} \cdot (\text{TMR2 prescale value})$$

Y el periodo de trabajo del PWM (PWM DUTY CYCLE) es especificado escribiendo los registros CCPR1L y CCP1CON <5:4>

EL CCPR1L contiene los ocho bits más significativos y CCP1CON <5:4> contiene los dos bits restantes menos significativos. La siguiente ecuación se usa para calcular el periodo de trabajo del PWM:

$$\text{PWM duty cycle} = (\text{CCPR1L:CCP1CON}<5:4>) \cdot \text{TOSC} \cdot (\text{TMR2 valor de prescala})$$

Si se requiere que el periodo tenga un valor aproximado de veinte milisegundos y para realizar las operaciones correspondientes se fijarán los valores: PR2 = 255 y Prescala = 16 para obtener el tiempo de oscilación lo más grande posible (por la facilidad de encontrar el cristal).

$$PWM\_period = [(255)+1] \cdot 4 \cdot TOSC \cdot (16)$$

$$PWM\_Period = 16384 \cdot TOSC$$

Para un periodo de veinte milisegundos tenemos:

$$TOSC = \frac{20[ms]}{16384} = 1.22 \times 10^{-3} [ms]$$

Éste el valor mínimo necesario del TOSC, pero:

$$t = \frac{1}{f} \qquad f = \frac{1}{t} \qquad f = \frac{1}{1.22 \times 10^{-3} [ms]} = 819.67 [KHz]$$

Éste último resultado es el valor máximo del cristal para obtener el periodo necesario, es decir que no hay inconveniente en usar un cristal de valor menor, pero no mayor.

El periodo de trabajo se calculará con los datos siguientes:

PWM duty cycle = 3[ms]

TMR2 valor de prescala = 16

TOSC = 1/455 [KHz] = 0.002197 [ms]

Sustituyendo en la ecuación correspondiente:

$$3 [ms] = (CCPR1L:CCP1CON<5:4>) \cdot 0.002197 [ms] \cdot (16)$$

Se obtiene:

$$(CCPR1L : CCP1CON < 5 : 4 >) = 85.31$$

Éste numero está dentro del rango de valores que puede tomar esta variable, y es el valor máximo a utilizar, lo que por consecuencia significa que se manipularán los siete bits menos significativos para el control de los motores.

El control de la muñeca se hará por medio de cuatro sensores, dos de ellos serán para manipular un motor de la muñeca y los restantes para el otro motor. Ocuparán dos sensores cada motor para poder mover el prototipo en ambos sentidos.

Descripción	Ubicación	Tipo	Alias
Botón	PC.1	Entrada	Botón A
Botón	PC.2	Entrada	Botón B
Botón	PC.3	Entrada	Botón C
Botón	PC.4	Entrada	Botón D

Nota: Botón presionado entrega un valor de 1 lógico

### 4.2.2 Diagrama de flujo

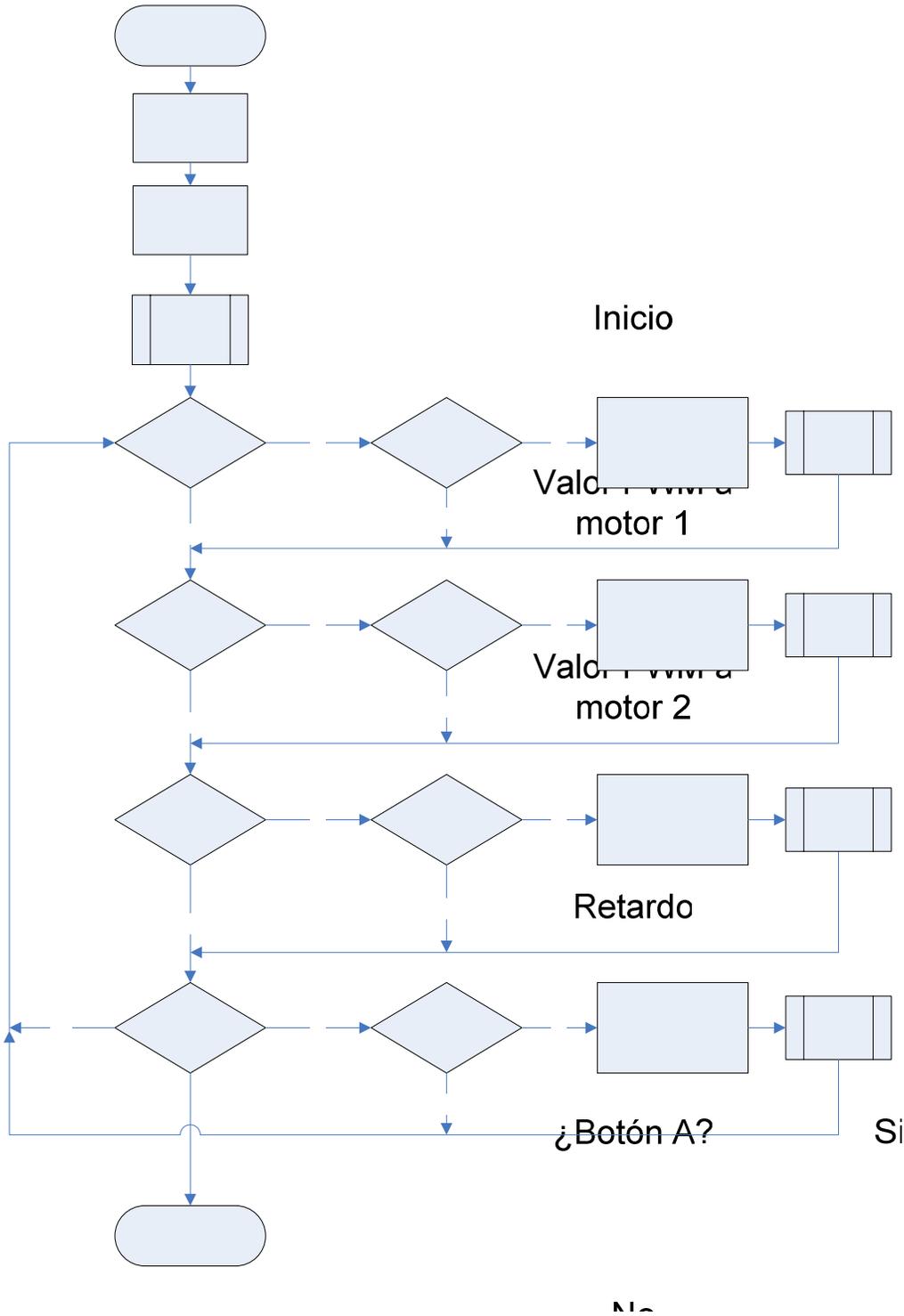


Figura 4.25 Diagrama de flujo del programa [68]

¿Botón B?

Si

Permiso p  
decremen

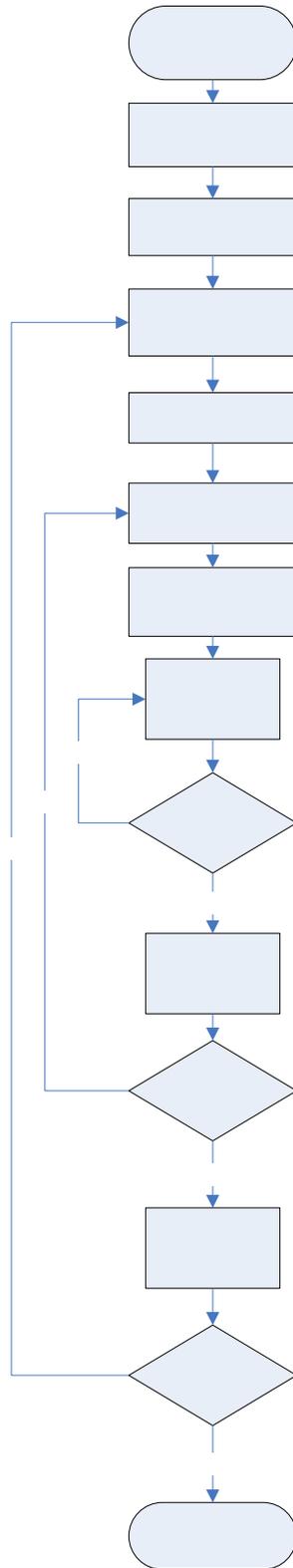


Figura 4.26 Diagrama de flujo del retardo [69]

#### 4.2.4 Diseño de tarjeta

Para diseñar la tarjeta microcontroladora, se usará un programa de cómputo llamado Eagle versión 4.16; dentro del cual se tomarán en consideración los siguientes aspectos:

- Regulador de voltaje de entrada de corriente directa que transforma a 5V
- Botón pulsador para Reset
- Socket de interfaz con PC (comunicación RS-232)

De acuerdo con los requerimientos antes expuestos, el diagrama esquemático se muestra a continuación:

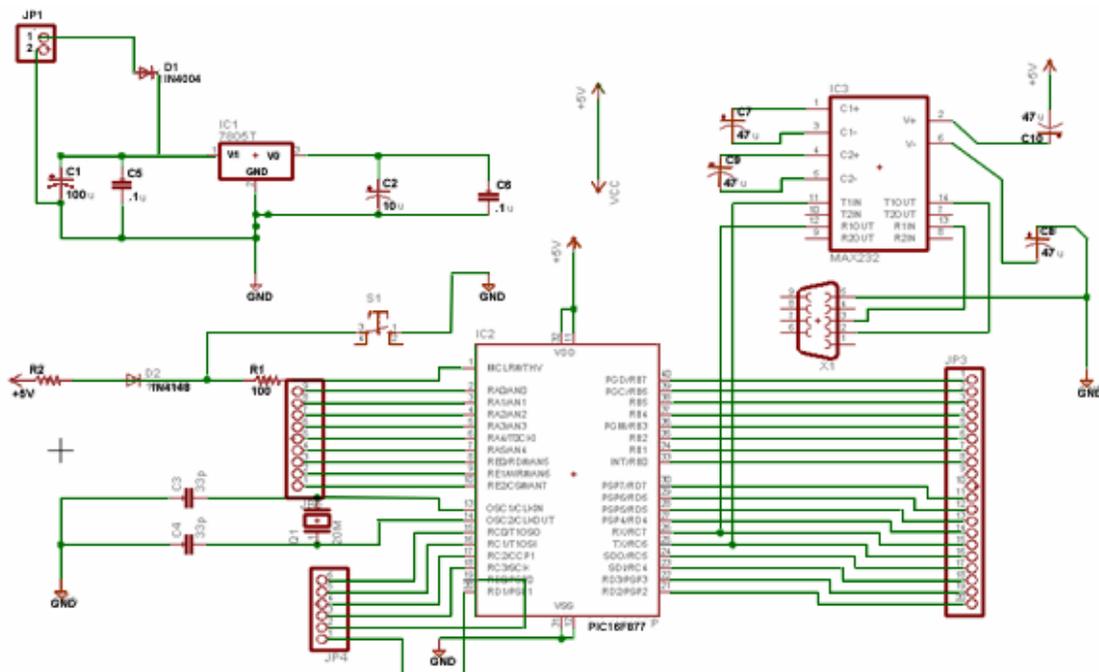


Figura 4.26 Esquema de las conexiones del circuito [70]

El diseño de la tarjeta queda como se muestra en la figura 4.27

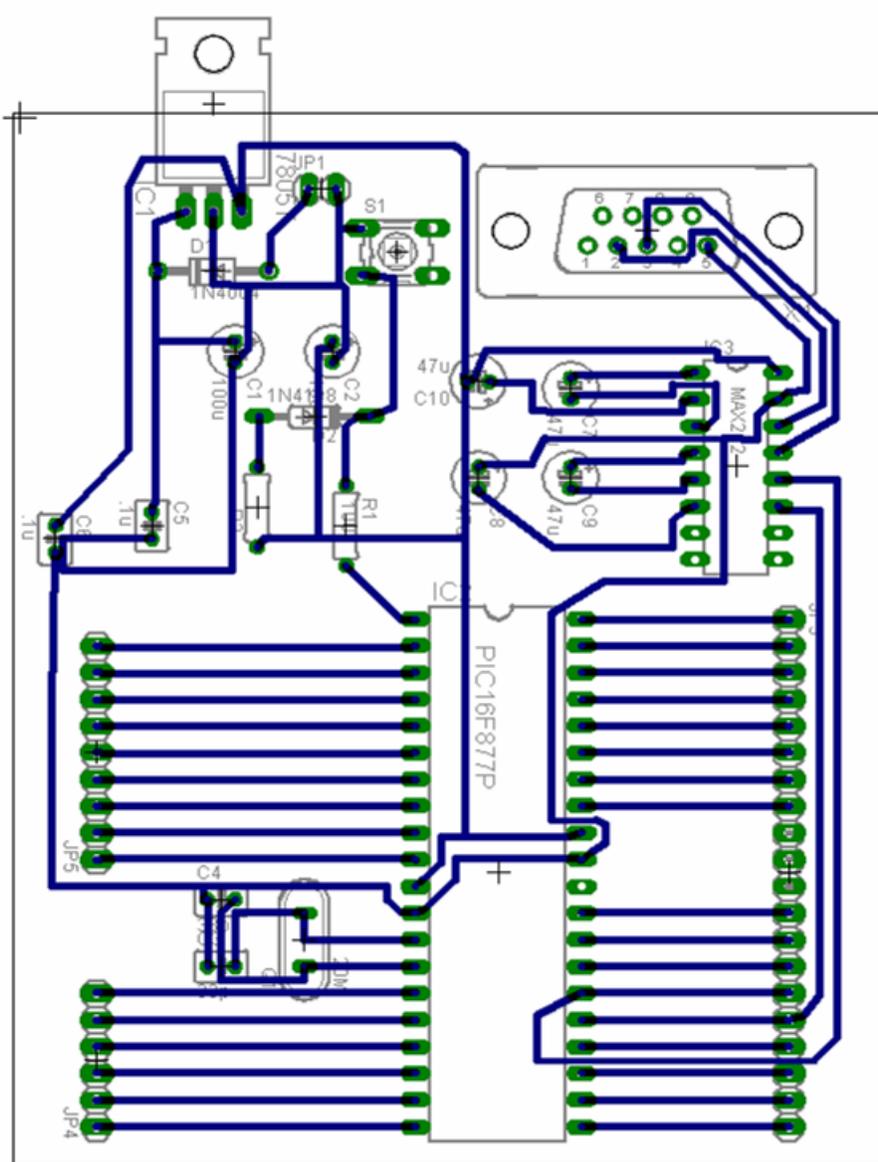


Figura 4.27 Diseño de la tarjeta microcontroladora mostrando los elementos que se usarán [71]

Y por último el diseño de la tarjeta PCB (Printed Circuit Board) es el siguiente:

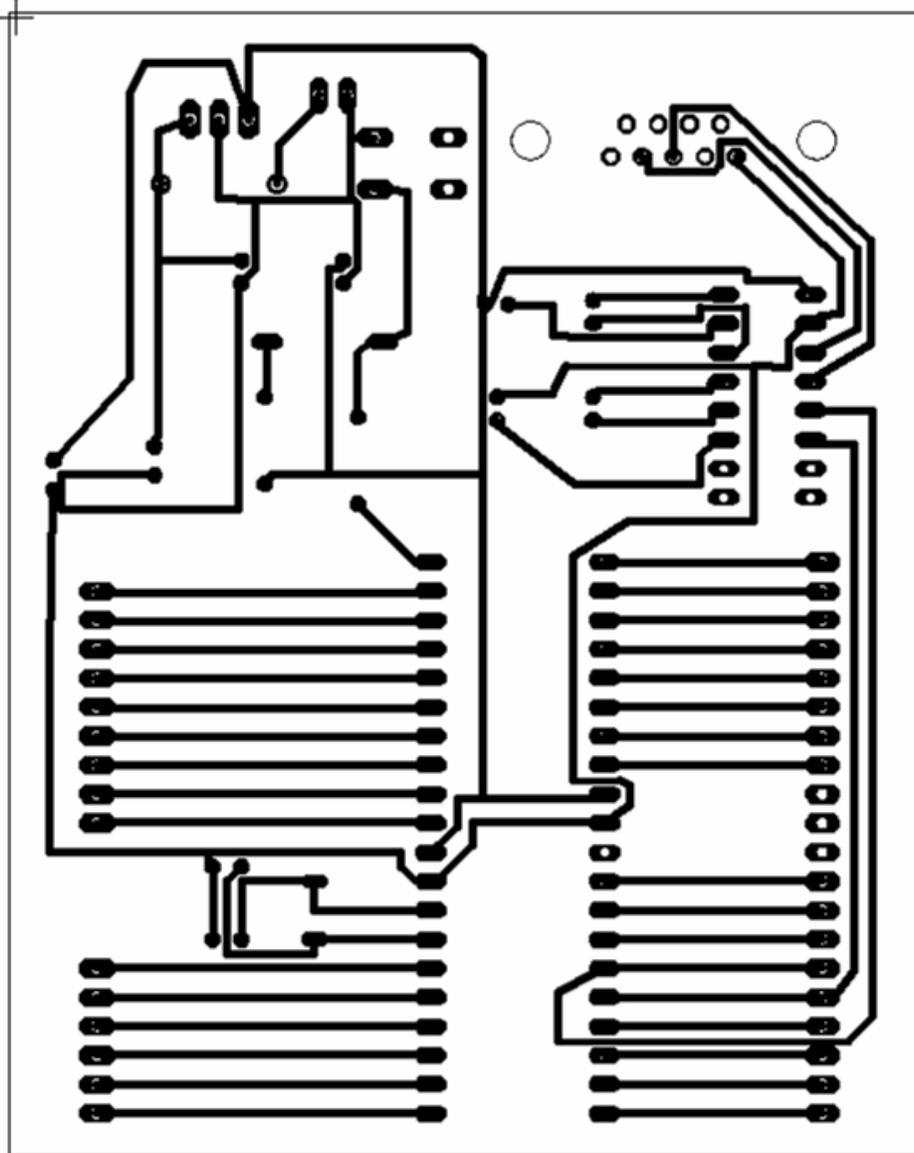


Figura 4.28 Diseño de la tarjeta controladora (PCB) [72]

### 4.2.5 Pilas y baterías

Son una fuente de energía que se usa para alimentar dispositivos eléctricos y electrónicos de manera portátil, es decir, que se pueden transportar y usarlas cuando no se tiene un suministro fijo de energía.

Se componen de celdas electrolíticas (ver figura 4.29) en la que dos placas eléctricas de metales distintos (cátodo y ánodo) están separados entre sí por una solución iónica que es el medio capaz de conducir electrones entre ambas placas.

La electrólisis es un método de separación de los elementos que forman un compuesto aplicando electricidad y consiste en lo siguiente. Se disuelve una sustancia en un determinado disolvente para que los iones que constituyen dicha sustancia estén presentes en la disolución; después se aplica una corriente eléctrica a un par de electrodos conductores colocados en la disolución. Cada electrodo atrae a los iones de carga opuesta. Los cationes, son atraídos al cátodo (electrodo cargado negativamente) y los aniones, se desplazan hacia el ánodo (electrodo cargado positivamente). La energía necesaria para separar a los iones e incrementar su concentración en los electrodos, proviene de una fuente de poder eléctrica que mantiene la diferencia de potencial en los electrodos.

En los electrodos, los electrones son absorbidos o emitidos por los iones, formando concentraciones de los elementos o compuestos deseados.

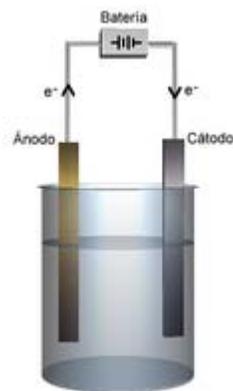


Figura 4.29 Celda electrolítica [73]

Las pilas o baterías son el proceso inverso de la electrólisis, los elementos están dispuestos de forma que la reacción química que se produce entre sus constituyentes cuando se cierra el circuito genere una diferencia de potencial en los electrodos, y de ésta manera suministrar corriente eléctrica a una carga externa.

Se pueden clasificar en dos grupos:

- Primarias o pilas, su energía se agota por transformar la energía química en eléctrica.
- Secundarias o baterías, donde la transformación de la energía química en eléctrica es reversible, es decir, que se pueden recargar.

Existen diversos tipos de baterías, dentro de las principales se encuentran las baterías: níquel-cadmio, níquel-metal hidruro y litio-ión.

La batería seleccionada es la de níquel metal hidruro (NiMH) de acuerdo al costo y a las siguientes características:

Éste tipo de baterías usan hidrógeno en su proceso de producción de energía, no usan metales tóxicos, por lo que no perjudica al ambiente. Proporciona más energía que las baterías de níquel cadmio NiCd (comparándolas con un mismo tamaño) y no presenta el efecto de memoria.

Al cargar estas baterías se realiza electrólisis de agua que da como resultado hidrógeno y oxígeno. El hidrógeno se almacena en forma de un hidruro metálico y el oxígeno se combina con hidróxidos de níquel. En el proceso de descarga los hidruros metálicos devuelven el hidrógeno almacenado que se combina con parte del oxígeno del hidróxido y de nuevo se forma agua. El electrolito empleado es una disolución de hidróxido potásico en agua.

#### 4.2.6 Sensores

Son dispositivos que detectan fenómenos físicos y transducen la señal en otra, generalmente en una de tipo eléctrico. Algunos de los tipos mas comunes de sensores son: de temperatura, deformación, luz, sonido, contacto, velocidad, etc.

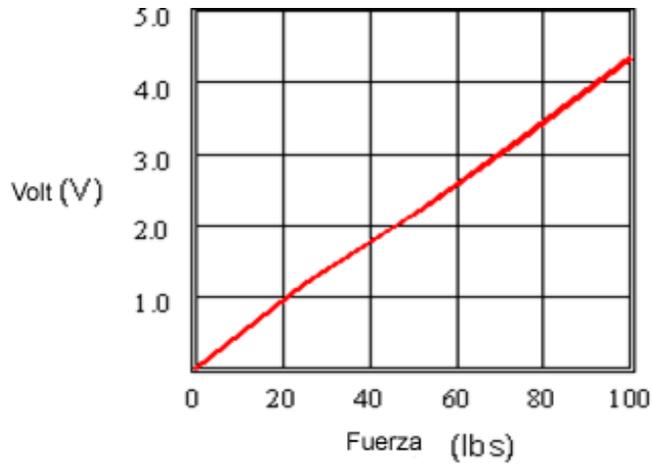
Normalmente la señal de salida de los sensores no es apta para ser procesada, así que se acondiciona la señal por medio de un circuito, para dicho procesamiento.

Los sensores propuestos por las ventajas que presenta son sensores de presión que se describen a continuación.



**Figura 4.30 Sensores de presión [74]**

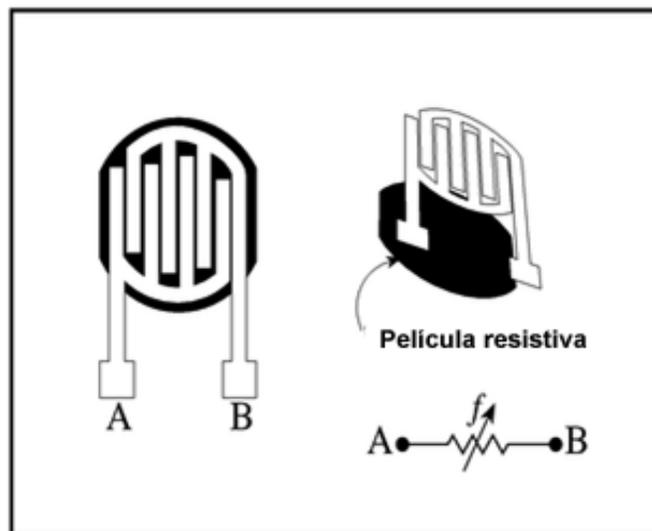
Los medios de la calibración se deben entonces establecer para convertir la salida en las unidades apropiadas de la ingeniería. Dependiendo de la disposición, un ajuste se podrá entonces hacer para aumentar o para disminuir la sensibilidad del sensor de la fuerza.



**Figura 4.31** Gráfica de la respuesta de un sensor [75]

La fuerza detectada por los resistores se usa para medir la presión aplicada a un sensor. Dicha fuerza es detectada por el resistor compuesto de dos materiales, el primero es un material resistente aplicado a una película y el segundo es un sistema de contactos de digitación aplicados a otra película (ver figura 4.32).

La fuerza que detecta los resistores utiliza la característica eléctrica de la resistencia para medir la presión aplicada a un sensor. Una fuerza que detecta el resistor se compone de dos porciones. El primero es un material resistente aplicado a una película. El segundo es un sistema de contactos de digitación aplicados a otra película.



**Figura 4.32** Partes de un sensor de fuerza [76]

El material resistente sirve para hacer una trayectoria eléctrica entre los dos sistemas de conductores en la otra película. Cuando una fuerza se aplica a este sensor, una conexión mejor se hace entre los contactos, por lo tanto la conductividad se aumenta.

La conductividad es aproximadamente una función lineal de la fuerza en gran parte del rango. Existen dos regiones de transición, la primera se da en los primeros diez gramos de fuerza donde la resistencia cambia rápidamente y, la última alcanza una saturación donde las fuerzas adicionales no disminuyen la resistencia considerablemente (ver figura 4.33).

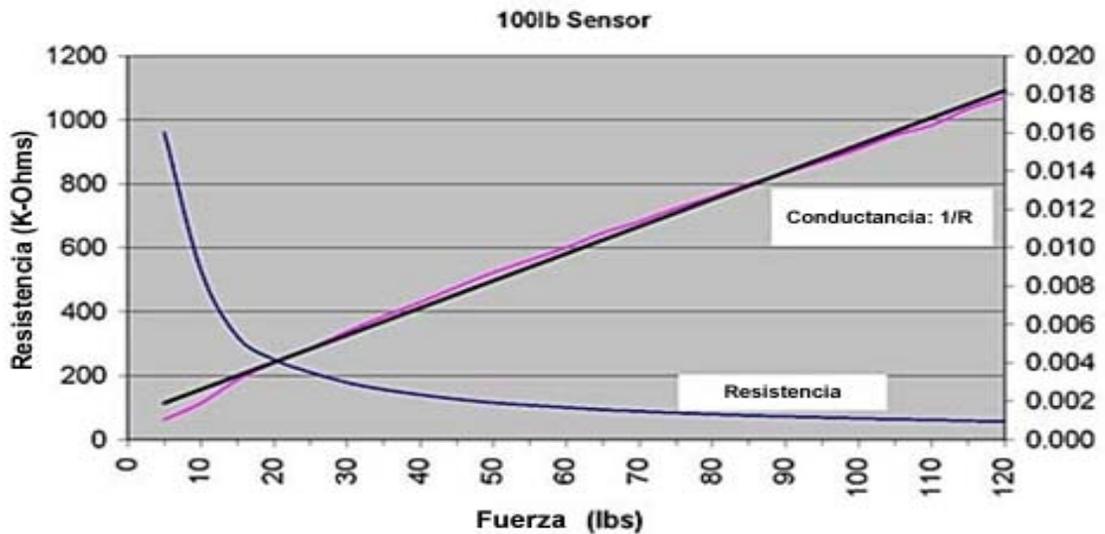


Figura 4.33 Gráfica de un sensor; fuerza vs resistencia y fuerza vs conductancia [77]

Los sensores usados en las prótesis del tipo mioeléctrico son llamados sensores mioeléctricos, los cuales se describirán en la siguiente sección.

#### 4.2.6.1 Sensores mioeléctricos

La palabra mioeléctrico se puede dividir para su estudio en mio que significa músculo y eléctrico.

Este tipo de sensores (ver figura 4.34) están conectados directamente a un músculo, y sensan cuando detectan un movimiento en el mismo para controlar la manipulación de la prótesis.

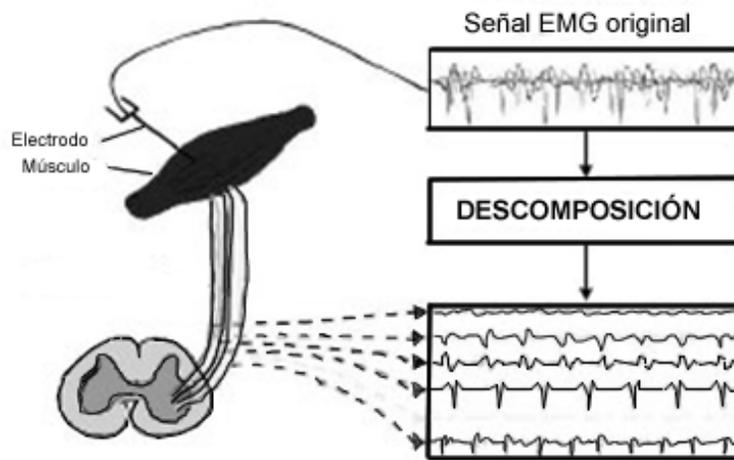
El movimiento del músculo responde de acuerdo a la orden que da el cerebro; la comunicación de dicha señal entre el cerebro y el músculo se da a través del nervio.

El sensor mioeléctrico se puede conectar en cualquier parte del cuerpo donde se cuente con un músculo funcional por medio de electrodos que miden la señal eléctrica de los músculos, por lo que el lugar de conexión dependerá de la habilidad del usuario en control del músculo (donde los músculos del miembro residual pueden ser usados), y esta habilidad se evaluará por medio de un estudio electromiográfico con el cual se le aprobará el control de la prótesis bajo el control de algún músculo en especial.



Figura 4.34 Sensor mioeléctrico [78]

El término electromiografía (EMG) se refiere al registro de la actividad eléctrica generada por el músculo estriado (ver figura 4.35), se utiliza en la práctica para designar las diferentes técnicas utilizadas en el estudio funcional del sistema nervioso periférico (SNP), de la placa motriz y del músculo esquelético, en condiciones normales y patológicas.



**Figura 4.35 Señal mioeléctrica [79]**

El procesamiento EMG más común para una señal de control en prótesis mioeléctricas es la rectificación del EMG por medio de un filtrado. Filtrada la señal, ésta se amplifica para poder usarla en el control de la prótesis.

# Capítulo 5: Fabricación y prueba

## 5.1 Fabricación

La fabricación de las piezas del prototipo se realizarán por un proceso de prototipo rápido, donde los pasos a seguir para usarla son los siguientes:

- 1) Se diseña en algún programa de CAD, donde se pueda exportar el archivo a la extensión STL (en éste caso el programa que se utilizó es Unigraphics NX3).
- 2) Después de obtener el archivo en STL, se abre con el programa llamado Catalyst, donde se orienta la pieza y se genera el archivo que la máquina usará para el maquinado.
- 3) El proceso se repite con las demás piezas y se colocan en la charola de maquinado.

La máquina de prototipo rápido usa dos materiales, el del modelo y el de soporte; el primero es el material que la máquina deposita para la pieza, y el segundo es el que se usa para rellenar los espacios huecos y darle un soporte temporal mientras termina de manufacturar. El espacio para manufacturar está limitado al tamaño de la charola, en la cual se fabrican las piezas y ésta es desechable. Al término de la fabricación se obtiene la charola con las piezas adheridas a ella, y se sumerge en una solución de agua con sosa, a una temperatura de 60° C para disolver el material de soporte y liberar las piezas de la charola.



Figura 5.1 Máquina de prototipo rápido Dimension sst [80]

Las piezas fabricadas en la máquina de prototipo rápido se muestran a continuación.



Figura 5.2 Pieza “base de pronación” [81]



Figura 5.3 Pieza “base de flexión” [82]



Figura 5.4 Pieza “rotor” [83]

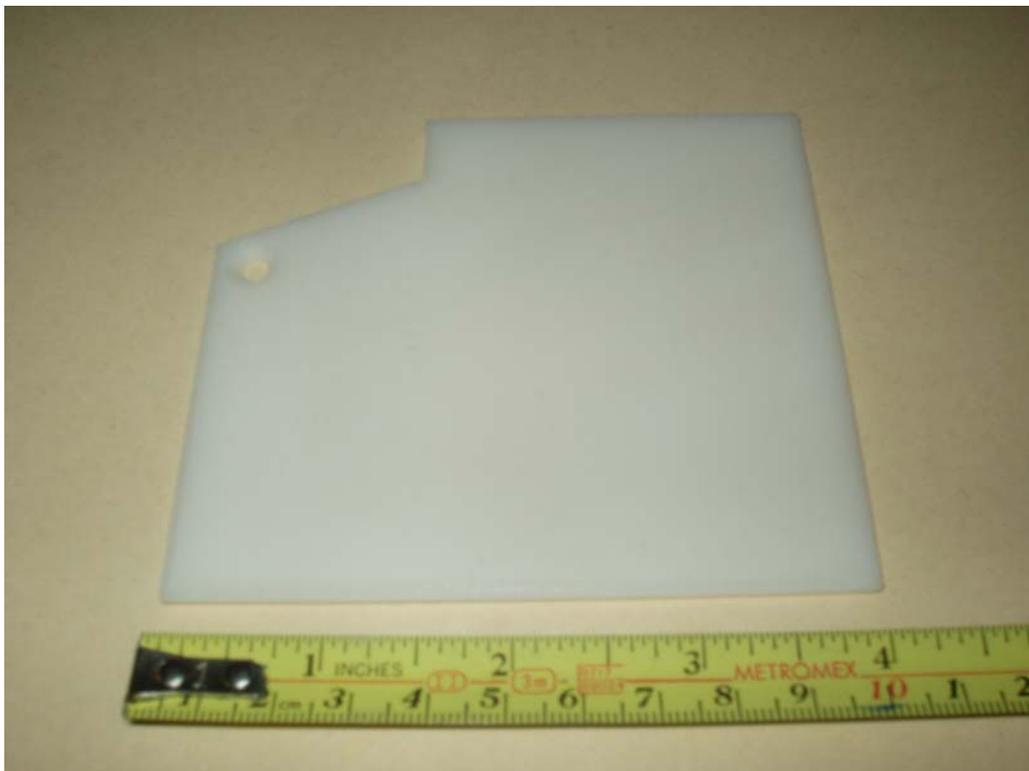


Figura 5.5 Pieza “tapa” [84]

El ensamble de las piezas con los motores, tornillos, tuercas y el rodamiento, se puede apreciar en la siguiente imagen.



Figura 5.6 Pieza “ensamble” [85]

## 5.2 Prueba

La única prueba a la que se sometió el prototipo fue para que poseyera el rango de movimientos adecuados, tanto el movimiento de flexión palmar y dorsal, así como el movimiento de pronación y supinación.

Los rangos de movimiento fueron alcanzados por los motores y limitados por medio del programa, obteniendo así un buen control sobre los mismos.

## Conclusiones

Se realizó una prótesis de muñeca con dos de los tres movimientos que posee la muñeca humana (se realizaron los movimientos de pronosupinación y, extensión y flexión palmar dejando sólo sin realizar el movimiento de desviación radial y cubital), los cuales se pueden ejecutar de manera independiente.

El prototipo posee en la muñeca un grado de libertad más que el de las prótesis comerciales (movimiento de flexión y extensión palmar), lo cual permite obtener un rango de movimiento mayor y una naturalidad superior del movimiento, lo cual beneficiará al usuario en la realización de sus actividades.

Se controlaron los movimientos del prototipo de forma independiente, pudiendo limitar el rango de movimiento.

El trabajo realizado no cumple con la totalidad de las especificaciones propuestas, sin embargo, se espera que éstas se cumplan en las siguientes generaciones.

La utilización de servomotores en el prototipo es de gran utilidad, ya que el peso de los mismos es bajo y el par que proporcionan es alto.

Durante la realización del prototipo se eligieron materiales, componentes y actuadores de bajo costo, ya que éste es uno de los propósitos principales del proyecto de “Prótesis inteligentes”.

El peso total obtenido en el prototipo, así como el volumen ocupado por el mismo es en realidad superior al pretendido, pero el funcionamiento final que el prototipo ofrece, cumple con lo esperado, así como el mantenimiento sencillo que el usuario le dará.

La estética final aparentemente no cumple, sin embargo, falta todavía un guante y relleno entre éste y el prototipo, los cuales darán una apariencia natural; el relleno también protegerá al prototipo de golpes leves.

La realización de este primer prototipo de prótesis de muñeca, ayudará a obtener sus ventajas y desventajas para rediseñarla y evolucionar en la creación de un nuevo prototipo.

Éste trabajo se ha realizado en base a la creación de una prótesis, empero, dicho trabajo servirá también para el desarrollo articular de la muñeca en un manipulador antropomórfico.

## **Recomendaciones**

Para obtener un movimiento más natural aún, es necesario aumentar un último grado de libertad en la muñeca (desviación radial y cubital), el cual permitirá realizar cualquier movimiento que una muñeca realiza.

Es de gran importancia buscar actuadores que ocupen menos espacio y que tengan un peso menor, sin embargo, también es posible diseñar el servomotor o adaptarlo para que obtenga una geometría tal que beneficie a la geometría del antebrazo humano, y así ocupar menos espacio.

El diseño del mecanismo puede ser modificado y así, obtener mejoras en la funcionalidad y tiempo de vida del prototipo, también puede modificarse la transmisión con el objeto de crear momentos flexionantes menores.

# Bibliografía

1. Fernández Mendoza, Oscar; González Moreno, Ángel Amputación, desarticulación: definición, indicaciones; niveles de amputación en miembro superior e inferior: tipos  
[En línea]. [Fecha de consulta: 15 Agosto 2005] Disponible en web:  
<[http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtualData/Libros/Medicina/cirugia/Tomo\\_II/pdfs/clase18.pdf](http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtualData/Libros/Medicina/cirugia/Tomo_II/pdfs/clase18.pdf)>
2. Nordin, Margarita y Frankel, Victor H. Biomecánica básica del sistema muscoesquelético, 3 ra ed., Mc Graw Hill Interamericana de España, 2001 485 p. ISBN 84-486-0635-3
3. Sanders, Mark y McCormick, Ernest Human factors in engineering and design, 6 ta ed., McGraw Hill, 664 p. ISBN 0-07-044903-1
4. Angulo Usastegui, José María Robótica Práctica Tecnología y aplicaciones, 4 ta ed., Paraninfo, 1996, 451 p. España ISBN 84-283-2239-2
5. Sclater, Neil y Chironis, Nicholas P. Mechanism and mechanical devices Sourcebook, 3 ra ed.,Mc Graw Hill, 2001 495 p. ISBN 0-07-136169-3
6. Pugh, Stuart. Total Design, Interated Methods for Succesful Product Engineering, University of Strathclyde, Adisson-Wesley Publishing Company. 1991.
7. INEGI, Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática [en línea]. (México) Fecha de actualización: Lunes, 09 de Junio de 2003 [fecha de consulta: 15 Agosto 2005] Disponible en Web: <<http://www.inegi.gob.mx/est/default.asp?c=119>>

8. WRONG DIAGNOSIS, Statistics by Country for Amputated arm, [En línea]. Disponible en web: <[http://www.wrongdiagnosis.com/a/amputated\\_arm/stats-country.htm](http://www.wrongdiagnosis.com/a/amputated_arm/stats-country.htm)>
  
9. Histoire [En línea]. Disponible en Web: [http://www.handicoupe.com/Prothese/p\\_hist.htm](http://www.handicoupe.com/Prothese/p_hist.htm)>[Fecha de actualización: 20 Abril 2004].
  
10. HAND PROSTHESIS, History, [En línea]. Garcia, Maria; Gonzalez, Linda; Kim, Michael; Kulley, Marlowe; Oh, Yoori and Ruan David Disponible en Web: <[http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108\\_2003\\_Groups/Hand\\_Prosthetics/history.html](http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history.html)> [Última actualización: 28 Abril 2003].
  
11. Robótica, Lenguaje natural, Servomotores [En línea]. Disponible en Web: <<http://barbara-pineda.blogdrive.com/archive/1.html>> [Última actualización: 25 Febrero 2005].
  
12. X-ROBOTICS, SERVOS [En línea]. Martin, Daniel C. Disponible en Web: < <http://www.x-robotics.com/motorizacion.htm#SERVOS>> [Última actualización: 10 Noviembre 2005]. España
  
13. Angelfire, SERVOS [En línea]. Lycos Inc. Disponible en Web: <<http://www.angelfire.com/ar/toxtoo/servos.html>> [Fecha de consulta: 10 Noviembre 2005].
  
14. AMPUTEE COALITION OF AMERICA, Castillo Moreno, Alberto E. BREVE HISTORIA DE LAS PRÓTESIS EN MEXICO. [En línea]. Disponible en Web: <[http://www.amputee-coalition.org/spanish/BREVE\\_HISTORIA.html#top](http://www.amputee-coalition.org/spanish/BREVE_HISTORIA.html#top)>, [Última actualización: 5 Abril 2005].

15. University of Virginia Health System [En línea]. (Estados Unidos de Norteamérica) [Fecha de consulta: 15 Agosto 2005] Disponible en Web: <[http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult\\_pmr\\_sp/amput.cfm](http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_pmr_sp/amput.cfm)>
16. Medline Plus, Enciclopedia médica [En línea]. (Estados Unidos de Norteamérica) [Fecha de consulta: 15 Agosto 2005] Disponible en Web: <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000006.htm>>
17. U.S. ISBN Agency. The Digital World and the Ongoing Development of ISBN [En línea]. New Providence, N.J.: RR Bowker, s.d. [ref. de 16 de agosto 2002]. Disponible en Web: <http://www.isbn.org/standards/home/isbn/digitalworld.asp>.
18. Hobbico, [En línea]. (Estados Unidos de Norteamérica) [Fecha de consulta: Septiembre 2005] Disponible en Web: <<http://www.hobbico.com/accys/hcam1000.html>>
19. SKF, [En línea]. (Estados Unidos de Norteamérica) [Fecha de consulta: Septiembre 2005] Disponible en Web: <<http://www.skf.com>>
20. Wikipedia, Enciclopedia libre [En línea]. [Fecha de consulta: Septiembre 2005] Disponible en Web: <<http://www.wikikipedia.com>>
21. ASIMELEC, Asociación Multisectorial de empresas españolas de electrónica y comunicaciones [En línea]. (España) [Fecha de consulta: Octubre 2005] Disponible en Web: <<http://www.asimelec.es/htmventa/Ecopilas/Definic.htm>>
22. Eurorobotics, [Fecha de consulta: Octubre 2005] Disponible en web: <<http://www.eurobotics.org/nimh.html> >

23. Científicos aficionados [En línea]. [Fecha de consulta: Octubre 2005]

Disponible en Web:

<<http://www.cientificosaficionados.com/Reciclado/hidruro%20metalico.htm>>

## Bibliografía de imágenes

[1] Museo del Templo Mayor, Instituto Nacional de Antropología e Historia [en línea] Tezcatlipoca Fecha de consulta: Agosto ,2005. Fecha de actualización: 31 de Mayo, 2000. Disponible en web: <<http://archaeology.asu.edu/tm/Media/fig21az.jpg>>

[2] y [3] Today in science history [en línea] Prótesis de Ambrosie Pare Fecha de consulta: Agosto ,2005. Disponible en web: <[http://www.todayinisci.com/cgibin/indexpage.pl?http://www.todayinisci.com/P/Pare\\_Ambroise/PareProstheses.htm](http://www.todayinisci.com/cgibin/indexpage.pl?http://www.todayinisci.com/P/Pare_Ambroise/PareProstheses.htm)>

[4] Advanced arm dynamics [en línea] Amputado Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <[http://www.armdynamics.com/resources\\_amp.htm](http://www.armdynamics.com/resources_amp.htm)>

[5] Nacional Amputee Centre [en línea] Niveles de desarticulación Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.waramps.ca/nac/faqamp.html>>

[6] y [7] INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda 2000. Base de datos [en línea] Distribución de población con discapacidad y Población con discapacidad por grupos de edad Fecha de consulta: Agosto, 2005. Datos disponibles en web: <<http://www.inegi.gob.mx/est/default.asp?c=2406>>

[8] Advanced Arm Dynamics [en línea] Prótesis mecánica Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.armdynamics.com/spanish/prosops.htm>>

[9] Ortopedia Alemana y Ortopedia Cuenca [en línea] Prótesis mecánica Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.ortopediaalemana.com/>> y <<http://www.ortopediacuenca.com.ar/superior.htm>>

[10] Advanced arm dynamics [en línea] Prótesis eléctrica Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <[http://www.armdynamics.com/resources\\_amp.htm](http://www.armdynamics.com/resources_amp.htm)>

[11] y [12] Otto Bock [en línea] Prótesis mioeléctrica Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.es.ottobock.com/healthcare/index.html>>

[13] Advanced arm dynamics [en línea] Prótesis híbrida Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.armdynamics.com/spanish/prosops.htm>>

[14] Family practice notebook [en línea] Huesos del carpo Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.fpnotebook.com/ORT132.htm>>

[15-20] Nordin, Margarita y Frankel, Victor H. Biomecánica básica del sistema muscoesquelético, 3 ra ed., Mc Graw Hill Interamericana de España, 2001 485 p. ISBN 84-486-0635-3

[21 y 22] Valenzuela García, Ileana Betsabé y Santiago Isidro, Alina Vanessa Ergonomía de miembro superior. Tesis (Licenciatura). México, D.F., Facultad de Ingeniería, UNAM, 2005. 223 p.

[23] Todo robot [en línea] Rotor y estator de un motor de corriente continua Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.todorobot.com.ar/productos/productos.htm> >

[24] Todo robot [en línea] Rotor de un motor de corriente continua Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.todorobot.com.ar/productos/productos.htm> >

[25] Todo robot [en línea] Estator de un motor de corriente continua Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.todorobot.com.ar/productos/productos.htm>>

[26] Movimiento del rotor al circular una corriente eléctrica a través de la bobina sometida a un campo magnético Google imágenes [en línea] Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web:

<<http://images.google.com.mx/images?svnum=10&hl=es&q=principio+de+induccin&spell=1>>

[27] Advanced arm dynamics [en línea] Servomotor Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: < <http://www.x-robotics.com/motorizacion.htm#SERVOS>>

[28] Angelfire [en línea] Servomotor Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: < <http://www.angelfire.com/ar/toxtoo/servos.html>>

[29] Angelfire [en línea] Partes internas del servomotor Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://www.angelfire.com/ar/toxtoo/servos.html>>

[30] Robótica Lenguaje natural Anchura de pulso de entrada según la posición del servomotor [en línea] Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://barbara-pineda.blogdrive.com/archive/1.html>>

[31] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Principio de funcionamiento de un serrvomotor Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/servomotores.>>

[32] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Estator de un motor a pasos de 4 bobinas Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/princip.html>>

[33] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Principio de funcionamiento de un motor paso a paso Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <[http://autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/motores\\_paso\\_a\\_paso.htm](http://autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/motores_paso_a_paso.htm)>

[34] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Rotor de un motor a pasos de reluctancia variable Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/princip.htm>>

[35] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Secuencia de control de un motor a pasos de reluctancia variable Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/princip.html>>

[36] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Configuración interna de un motor a pasos unipolar Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/pagina3d.html>>

[37] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Secuencia de control de un motor a pasos unipolar Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/princip.html>>

[38] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Configuración interna de un motor a pasos bipolar Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/pagina3c>>

[39] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Secuencia de control de un motor a pasos bipolar Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/princip.html>>

[40] Pontificia Universidad Católica del Perú [en línea] Secuencia de gran torque y secuencia de medio paso Fecha de consulta: Agosto, 2005. Disponible en web: <<http://alek.pucp.edu.pe/cursos/pregrado/iee215/pasos/princip.html>>

[41 - 45] Imágenes creadas en Unigraphics NX3

[46 - 53] Valenzuela García, Ileana Betsabé y Santiago Isidro, Alina Vanessa

Ergonomía de miembro superior. Tesis (Licenciatura). México, D.F., Facultad de Ingeniería, UNAM, 2005. 223 p.

[54 - 65] Imágenes creadas en Unigraphics NX3

[66-67] MICROCHIP PIC16F87X Data Sheet. (Manual). Estados Unidos de Norteamérica, Microchip Technology Inc., 2001, 216 p.

[68 - 69] Imagen creada en Microsoft Visio

[70 - 72] Imágenes creadas en Eagle 4.16

[73] Wikipedia [en línea] Celda electrolítica Fecha de consulta: Septiembre, 2005. Disponible en web: <<http://es.wikipedia.org/wiki/Electr%C3%B3lisis>>

[74-77] Tekscan [en línea] Sensores y sus características Fecha de consulta: Julio, 2006. Disponible en web: <http://www.tekscan.com/flexiforce/flexiforce.html>>

[78] Creating Aesthetically Resonant Environments In Sound [en línea] Sensor mioeléctrico Fecha de consulta: Julio, 2006. Disponible en web: <[www.bris.ac.uk/caress/images/emg\\_sensor\\_early.jpg](http://www.bris.ac.uk/caress/images/emg_sensor_early.jpg)>

[79] Biological Procedures Online [en línea] Señal mioeléctrica Fecha de consulta: Julio, 2006. Disponible en web: <[www.biologicalprocedures.com/.../m115f1lg.jpg](http://www.biologicalprocedures.com/.../m115f1lg.jpg)>

[80] “Máquina de prototipo rápido”.

[81-85] Fotografías de las piezas maquinadas

[86] Hobbico [en línea] Servomotor Fecha de consulta: Septiembre, 2005. Disponible en web: <<http://www.hobbico.com/accys/hcam1000.html>>

Modelo CS-80 2BB Giant Scale Servo U

[87] SKF [en línea] Rodamiento México Fecha de consulta: Mayo, 2006. Disponible en web: <[http://www.skf.com/portal/skf/home/products?newlink=1\\_1\\_0&lang=es](http://www.skf.com/portal/skf/home/products?newlink=1_1_0&lang=es)>

[88-92] Imágenes creadas en Unigraphics NX3

### **Tablas**

[a] Músculos de la muñeca

[b] Matriz de decisión

[c] Algunas magnitudes de la geometría del miembro superior  
Exploración funcional y kinesiterapia articulares Rocher QP303R62

[d] Plásticos de Mantenimiento S.A. de C.V., [En línea] Tabla de propiedades del Nylamid  
Fecha de consulta: Septiembre, 2005. Disponible en web: <[www.nylamid.com.mx](http://www.nylamid.com.mx)>

# Anexo A

## Principales propiedades Nylamid

A continuación se presenta una tabla con las propiedades del nylamid.

**Tabla d Propiedades del Nylamid**

Propiedades	Norma	Unidades	Valores	Unidades	Valores
ASTM					
<b>I- Mecánicas</b>					
Gravedad específica 23 °C	D 792	-	1.04	-	-
Resistencia a la tensión 23 °C	D 638	psi	12,000	Kg/cm <sup>2</sup>	844
Módulo de elasticidad a la tensión 23 °C	D 638	psi	400,000	Kg/cm <sup>2</sup>	28,124
Elongación a la ruptura 23°C	D 638	%	20	-	-
Resistencia a la flexión 23 °C	D 790	psi	16,000	Kg/cm <sup>2</sup>	1,125
Módulo de elasticidad a la flexión 23 °C	D 790	psi	500,000	Kg/cm <sup>2</sup>	35,155
Resistencia a la compresión, 10% de deformación 23°C	D 695	psi	15,000	Kg/cm <sup>2</sup>	1,055
Módulo de elasticidad a la compresión 23 °C	D 695	psi	400,000	Kg/cm <sup>2</sup>	28,124
Dureza escala Shore D, 23 °C	D 2240	-	D 85	-	-
Impacto Izod (con muesca) 23 °C	D 256	(ft.lb)/in	0.4	(cm.kg)/cm	2.18
Coeficiente de fricción dinámico (en seco vs. Acero)	PTM 55007	-	0.2	-	-
<b>II- Térmicas</b>					

Coefficiente de expansión térmica lineal (de -40 a 149 °C)	E 831 (TMA)	In/(in °F)	$3.5 \times 10^{-5}$	m/(m. K)	$90 \times 10^{-6}$
Temperatura de deflexión al calor (264 psi)	D 648	°F	200	°C	93.3
Punto de fusión	D 3418	°F	420	°C	215.5
Temperatura de servicio continuo en Aire (Máx)	-	°F	200	°C	93.3
Conductividad térmica	F 433	$\frac{\text{BTU}}{\text{in} \cdot \text{hr} \cdot \text{ft}^2 \cdot ^\circ\text{F}}$	1.7	$\frac{\text{W}}{(\text{K} \cdot \text{m})}$	0.29

Propiedades	Norma	Unidades	Valores
ASTM			
III- Eléctricas			
Resistencia dieléctrica, corto tiempo	D 149	Volts/mil	500
Resistividad volumétrica	D 257	Ohm-cm	$> 10^{13}$
Constante dieléctrica $10^6$ Hz	D 150	-	3.7
IV- Químicas			
Absorción de agua en 24 horas	D 570 (3)	% por peso	0.3
Absorción de agua hasta saturación	D 570 (3)	% por peso	7.0
Ácidos suaves 23 °C	-	-	S. Limitado
Ácidos fuertes 23 °C	-	-	S. Inaceptable
Alcalinos suaves 23 °C	-	-	S. Limitado
Alcalinos fuertes 23 °C	-	-	S Inaceptable
Hidrocarburos aromáticos 23 °C	-	-	S. Aceptable
Hidrocarburos Alifáticos 23 °C	-	-	S. Aceptable
Cetonas, Esteres 23 °C	-	-	S. Aceptable
Éteres 23 °C	-	-	S. Aceptable

Solventes clorados 23 °C	-	-	S. Limitado
Alcoholes 23 °C	-	-	S. Limitado
Soluciones salinas inorgánicas 23 °C	-	-	S. Aceptable
Rayos de sol en continuo 23 °C	-	-	S. Limitado

# Anexo B

## Especificaciones del servomotor



Figura B.1 Servomotor [86]

	4.8V	6.0V
Torque:	19.8 kg-cm	24.7 kg-cm
Velocidad para 60°:	0.19 segundo	0.14 segundo
Material de engranaje:	Resina	
Señal de pulso:	Pulso de control positivo 1520 $\mu$ s Neutral	
Peso:	152g	
Longitud:	66mm	
Ancho:	30mm	
Altura:	58mm	
Brazo Redondo del servo:	diámetro 39.80m	

# Anexo C

## Matrices de decisión

Individuo 1	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	3	2	4	4	3	4	5	Calificación de importancia
	A	2	3	3	2	3	5	4	<b>81</b>
	B	2	2	3	4	2	3	4	64
	C	1	3	3	4	2	2	4	59
	D	3	2	4	3	1	2	3	51
	E	4	4	5	3	3	4	4	72
Individuo 2	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	3	3	4	5	2	2	5	Calificación de importancia
	A	2	2	2	1	3	3	2	47
	B	1	2	2	1	3	3	2	33
	C	3	5	4	5	5	5	3	62
	D	4	3	3	3	4	4	4	<b>106</b>
	E	5	3	5	4	4	4	104	
Individuo 3	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	4	4	5	5	2	2	4	Calificación de importancia
	A	5	2	5	2	3	3	3	<b>87</b>
	B	4	3	4	2	2	3	3	74

	C	2	3	3	4	2	2	4	59
	D	2	2	3	2	2	2	4	51
	E	4	4	5	4	4	4	4	71
	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	2	4	5	5	2	2	5	Calificación de importancia
4	A	4	4	4	3	4	4	4	<b>95</b>
	B	3	4	3	3	2	2	4	81
	C	3	5	3	4	3	2	3	72
	D	3	4	3	3	3	2	4	75
	E	4	3	3	3	2	2	4	68
	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	4	1	4	3	2	2	3	Calificación de importancia
5	A	5	5	5	4	5	5	1	<b>80</b>
	B	2	2	1	1	3	3	2	61
	C	1	4	2	5	4	4	3	47
	D	4	1	4	3	1	2	4	55
	E	3	3	3	2	2	1	5	57
	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	3	3	4	4	4	3	4	Calificación de importancia
6	A	5	5	4	3	4	5	1	<b>93</b>
	B	1	2	2	2	2	1	5	47
	C	3	3	5	5	5	4	2	53

	D	2	1	1	1	1	2	4	40
	E	4	4	3	4	3	3	3	40
	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	4	2	4	5	3	3	5	Calificación de importancia
7	A	4	4	3	3	4	4	3	90
	B	1	1	1	3	2	1	3	41
	C	2	5	5	5	5	4	4	53
	D	3	3	2	3	3	4	3	89
	E	5	2	4	4	3	4	3	75
	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	4	4	3	4	4	3	5	Calificación de importancia
8	A	5	3	1	1	5	5	3	89
	B	4	4	4	2	4	3	2	79
	C	4	5	5	4	5	4	4	104
	D	1	2	3	4	1	2	4	74
	E	5	1	5	3	5	2	5	63
	Prototipo	Facilidad de mantenimiento	Costo del producto	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Facilidad de ensamble	Consumo de energía	
	Ponderación	3.375	2.875	4.125	4.375	2.75	2.625	4.5	Calificación de importancia
Promedio	A	4	3.5	3.375	2.375	3.875	4.25	2.625	82.75
	B	2.25	2.5	2.5	2.25	2.5	2.375	3.125	60
	C	2.375	4.125	3.75	4.5	3.875	3.375	3.375	63.625
	D	2.75	2.25	2.875	2.75	2	2.5	3.75	67.625
	E	4.25	3	4.125	3.375	3.25	3	4	68.75

# Anexo D

## Especificaciones del rodamiento

### Rodamientos rígidos de bolas, de una hilera

Dimensiones			Capacidades de carga		Carga	Velocidades		Masa
Principales			dinámica estática		límite de fatiga	Velocidad de referencia	Velocidad límite	
d	D	B	C	C0	Pu	rpm		
mm			kn		kn			Kg
15	24	5	1,56	0,8	0.034	-	17000	0.0074

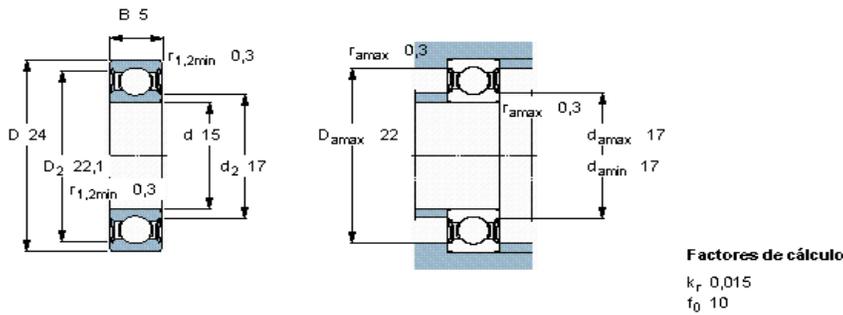


Figura D.1 Rodamiento [87]

# Anexo E Planos de piezas fabricadas

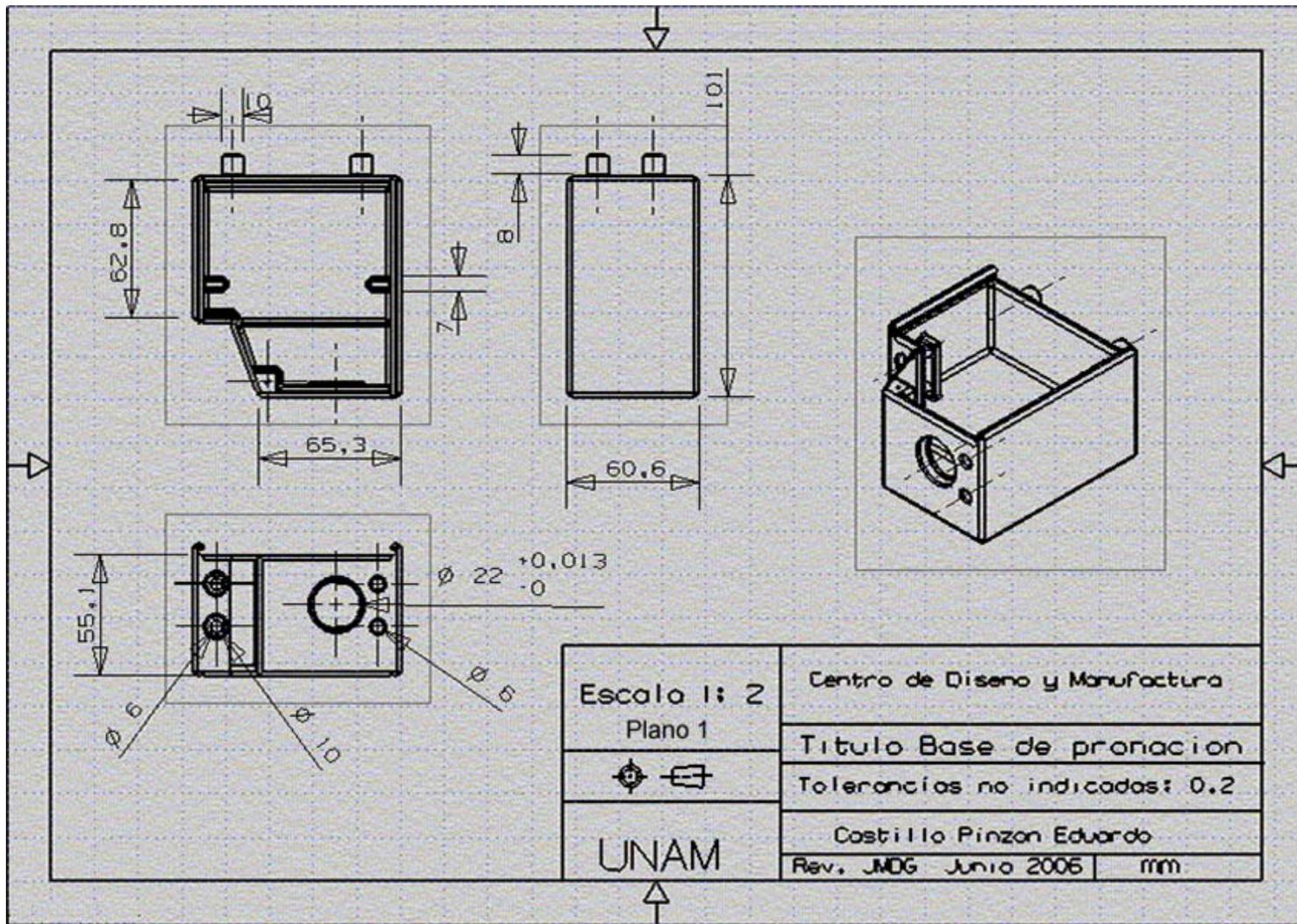


Figura E.1 Plano de base pronación [88]

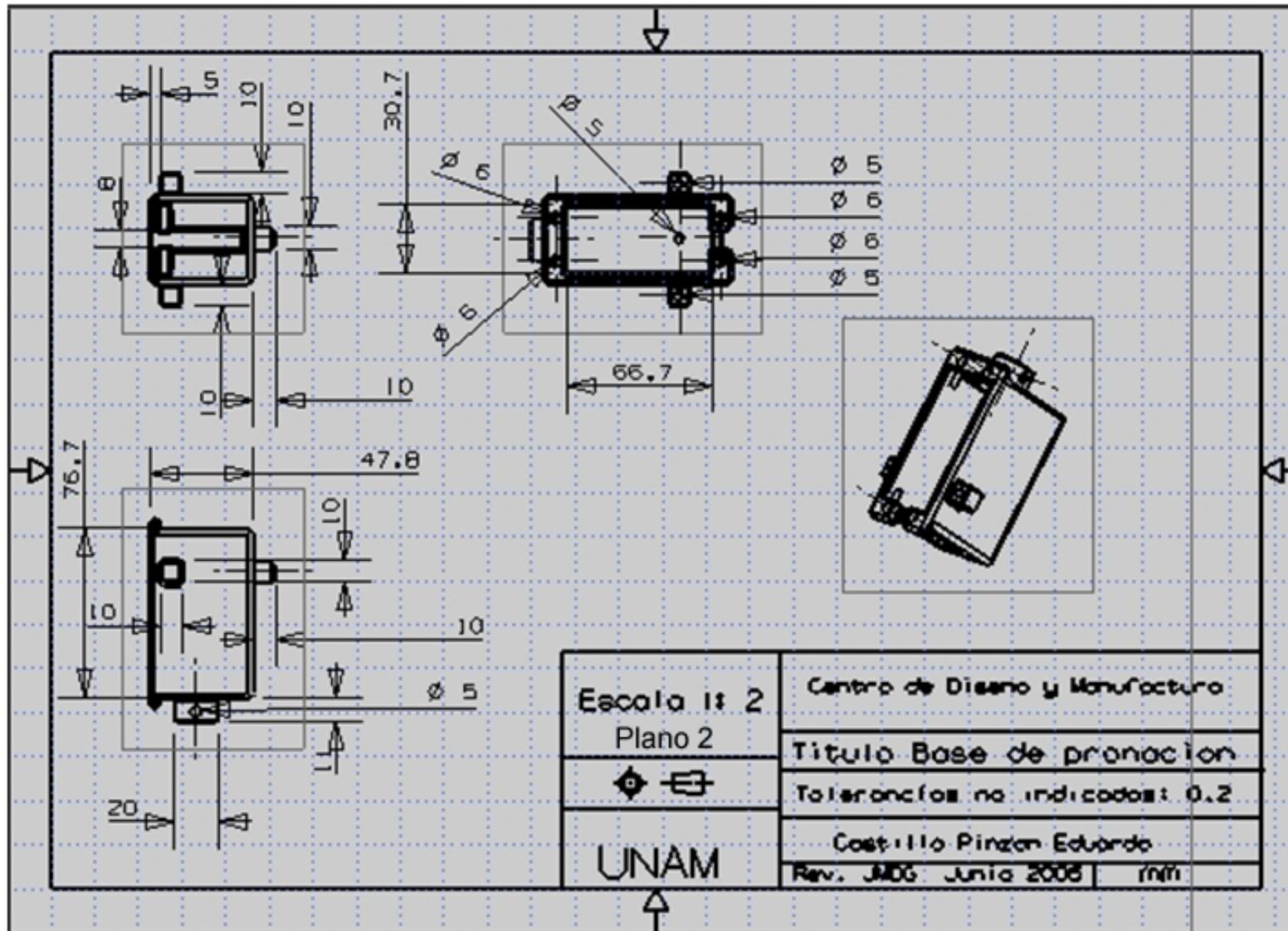


Figura E.2 Plano de Base de flexión [89]

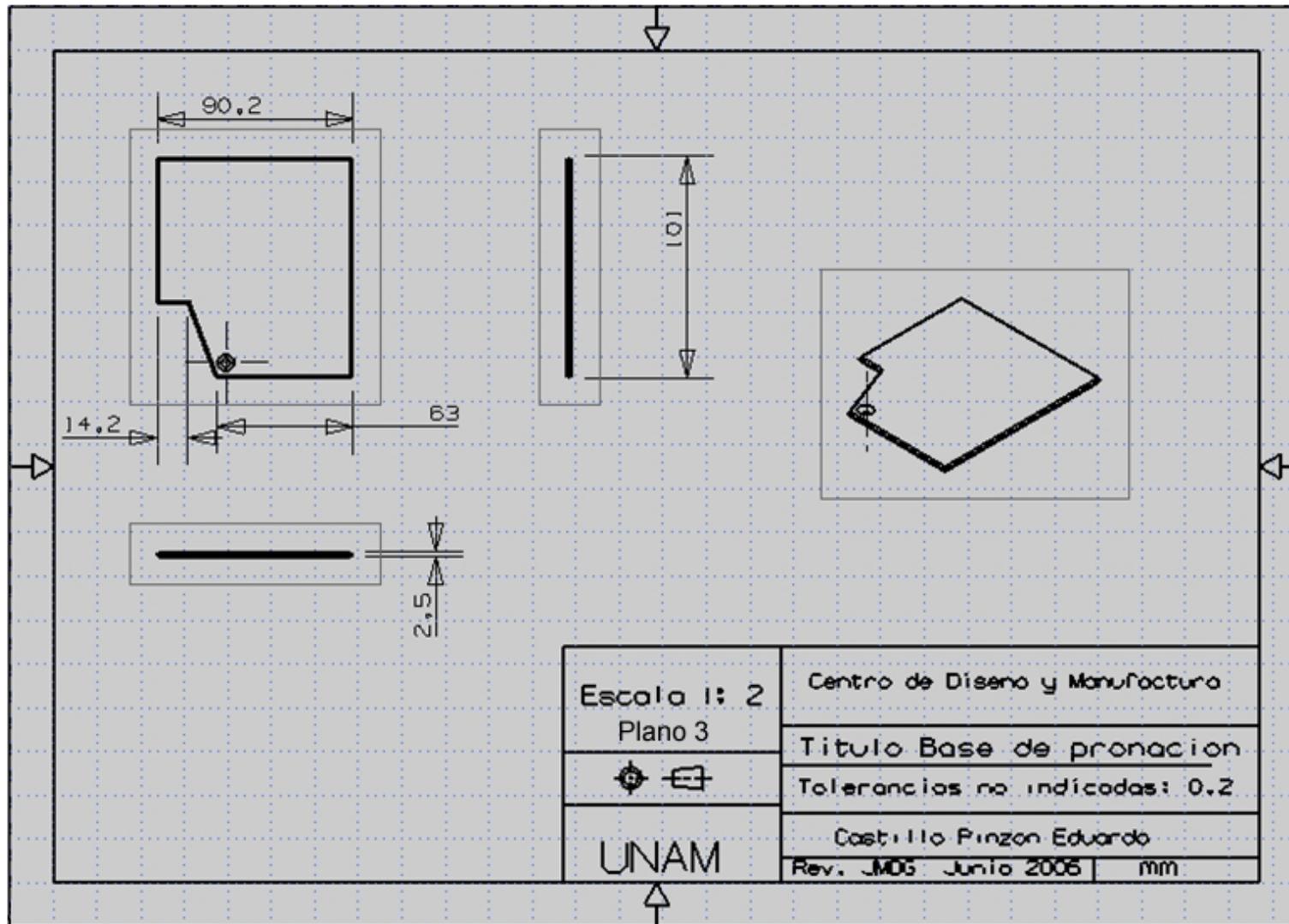


Figura E.3 Plano de Tapa de pronosupinación [90]

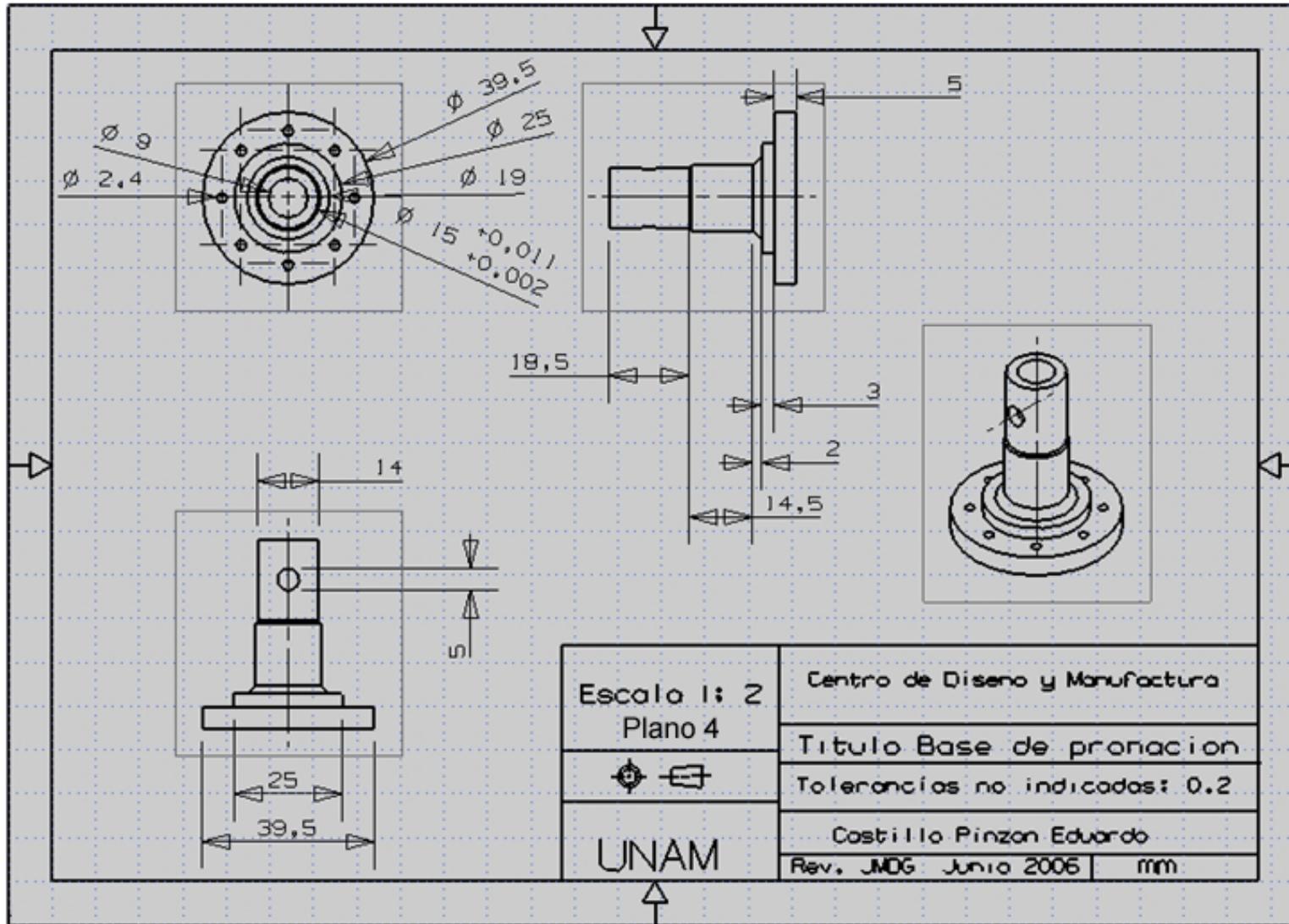


Figura E.4 Plano de Rotor [91]

# Ensamble

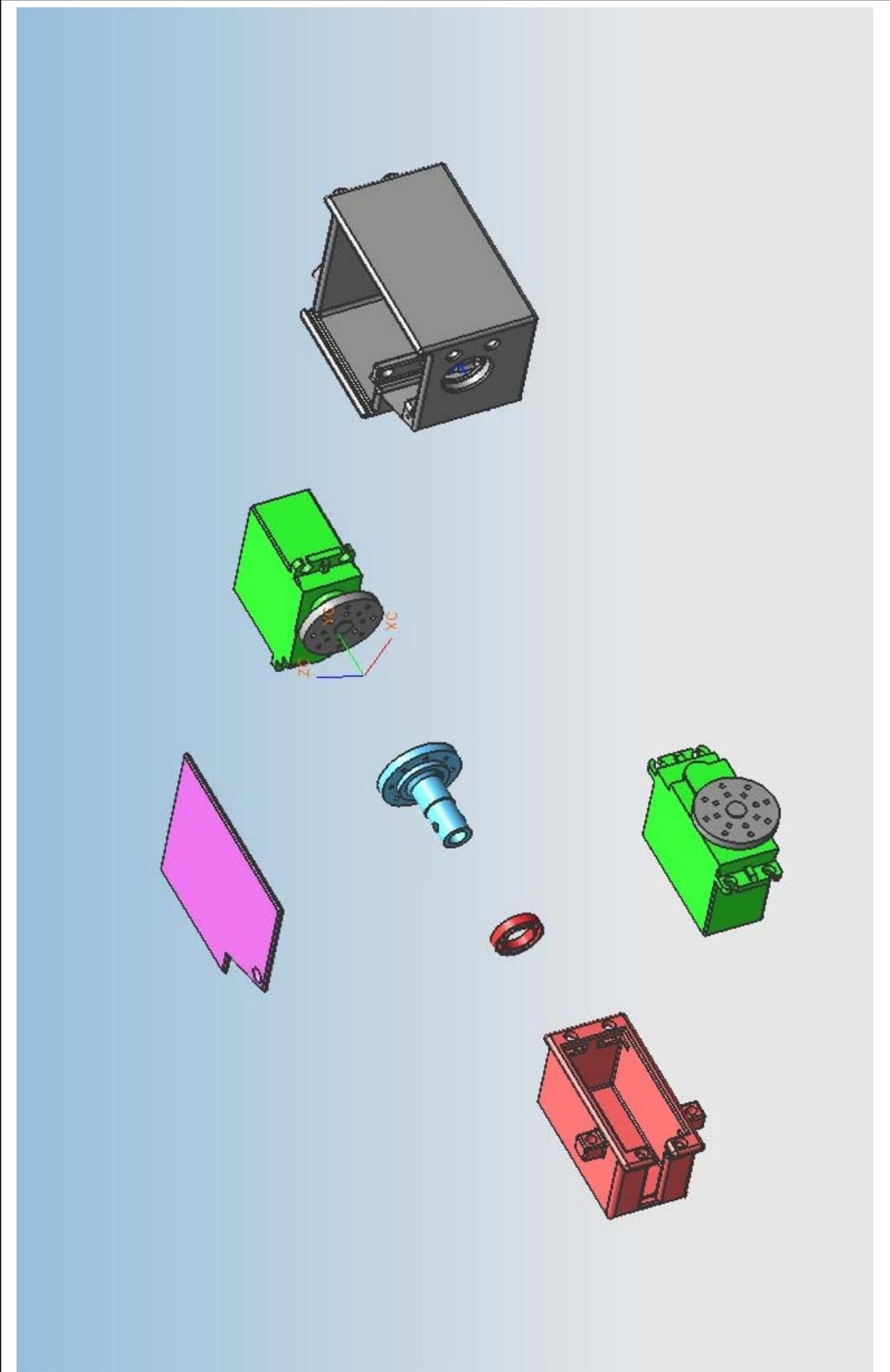


Figura E.5 Explosión del ensamble [92]

# Anexo F

## Programa

El programa que se utiliza para controlar los dos servomotores de acuerdo a las necesidades es el siguiente.

```
INCLUDE "P16F877.INC"                ; INCLUYE LIBRERÍA DEL PIC

; DECLARACIÓN

V1      EQU      0X25                ; DECLARA V1
V2      EQU      0X26                ; DECLARA V2
V3      EQU      0X27                ; DECLARA V3
INCDEC  EQU      0XC                 ; DECLARA INCDEC
CONT1   EQU      0X21                ; DECLARA CONT1
CONT2   EQU      0X22                ; DECLARA CONT2
CONT3   EQU      0X23                ; DECLARA CONT3
CONT4   EQU      0X24                ; DECLARA CONT4

; CONFIGURACIÓN

MOVLW   B'00000011'                 ; W = 00000011
MOVWF   INCDEC                       ; W = INCDEC

MOVLW   .4                           ; W = .4
MOVWF   CONT1                        ; W = CONT1

MOVLW   .4                           ; W = .4
MOVWF   CONT2                        ; W = CONT2

MOVLW   .4                           ; W = .4
MOVWF   CONT3                        ; W = CONT3

MOVLW   .4                           ; W = .4
MOVWF   CONT4                        ; W = CONT4

BSF     STATUS,RP0                   ; CAMBIA AL BANCO 0

MOVLW   .155                         ; W = .155
MOVWF   PR2                          ; W = PR2

BCF     TRISC,2                       ; PC.2 COMO SALIDA
BCF     TRISC,1                       ; PC.1 COMO SALIDA
```

```

BSF    TRISC,0           ; PC.0 COMO ENTRADA
BSF    TRISC,3           ; PC.3 COMO ENTRADA
BSF    TRISD,0          ; PD.0 COMO ENTRADA
BSF    TRISD,1          ; PD.1 COMO ENTRADA

BCF    STATUS,RP0       ; CAMBIA AL BANCO 1

MOVLW  B'10000011'      ; W = 10000011
MOVWF  T2CON             ; W = T2CON

MOVLW  B'11111100'      ; W = 11111100
MOVWF  CCP1CON           ; W = CCP1CON
MOVLW  B'11111100'      ; W = 11111100
MOVWF  CCP2CON           ; W = CCP2CON

CLRF   CCPR1L           ; LIMPIA CCPR1L
CLRF   CCPR2L           ; LIMPIA CCPR2L

MOVLW  B'00001010'      ; W = 00001010
MOVWF  CCPR1L           ; W = CCPR1L

MOVLW  B'00001010'      ; W = 00001010
MOVWF  CCPR2L           ; W = CCPR2L

BSF    T2CON,2          ; ENCIENDE TIMER2

CALL   DELAY            ; LLAMA AL RETARDO

; REVISIÓN DE BOTONES PRESIONADOS

A1     BTFSS  PORTD,0    ; ¿ESTÁ PRESIONADO PD.0?
      GOTO   A2          ; SALTA A A2
      GOTO   OTRA1       ; SALTA A OTRA1

A2     BTFSS  PORTD,1    ; ¿ESTÁ PRESIONADO PD.1?
      GOTO   A3          ; SALTA A A3
      GOTO   OTRA2       ; SALTA A OTRA2

A3     BTFSS  PORTC,0    ; ¿ESTÁ PRESIONADO PC.1?
      GOTO   A4          ; SALTA A A4
      GOTO   OTRA3       ; SALTA A OTRA3

A4     BTFSS  PORTC,3    ; ¿ESTÁ PRESIONADO PC.3?
      GOTO   A1          ; SALTA A A1
      GOTO   OTRA4       ; SALTA A OTRA4

```

; CONTROL DE REGISTROS

```
OTRA1  DECFSZ  CONT1 ,F          ; DECREMENTA CONT1, PREGUNTA = 0
        GOTO   ALLA             ; SALTA A ALLA
        GOTO   B1               ; SALTA A B1

ALLA    INCF   CONT2 ,F          ; INCREMENTA CONT2
        MOVF   INCDEC ,W        ; INCDEC = F
        ADDWF  CCPR2L ,F        ; SUMA W A CCPR2L

        CALL   DELAY            ; LLAMA AL RETARDO
        GOTO   A2               ; SALTA A A2

OTRA2   DECFSZ  CONT2 ,F          ; DECREMENTA CONT2, PREGUNTA = 0
        GOTO   ACA             ; SALTA A ACA
        GOTO   B2               ; SALTA A B2

ACA     INCF   CONT1 ,F          ; INCREMENTA CONT1
        MOVF   INCDEC ,W        ; INCDEC = W
        SUBWF  CCPR2L ,F        ; RESTA W A CCPR2L

        CALL   DELAY            ; LLAMA AL RETARDO
        GOTO   A3               ; SALTA A A3

B1      INCF   CONT1 ,F          ; INCREMENTA CONT1
        GOTO   A2               ; SALTA A A2

B2      INCF   CONT2 ,F          ; INCREMENTA CONT2
        GOTO   A3               ; SALTA A A3

OTRA3   DECFSZ  CONT3 ,F          ; DECREMENTA CONT3, PREGUNTA = 0
        GOTO   AQUÍ            ; SALTA A AQUÍ
        GOTO   B3               ; SALTA A B3

AQUI    INCF   CONT4 ,F          ; INCREMENTA CONT4
        MOVF   INCDEC ,W        ; INCDEC = F
        ADDWF  CCPR1L ,F        ; SUMA W A CCPR1L

        CALL   DELAY            ; LLAMA AL RETARDO
        GOTO   A4               ; SALTA A A4

OTRA4   DECFSZ  CONT4 ,F          ; DECREMENTA CONT4, PREGUNTA = 0
        GOTO   ACULLA          ; SALTA A ACULLA
        GOTO   B4               ; SALTA A B4

ACULLA  INCF   CONT3 ,F          ; INCREMENTA CONT3
        MOVF   INCDEC ,W        ; INCDEC = W
```

```

        SUBWF  CCPR1L,F          ; RESTA W A CCPR1L

        CALL  DELAY              ; LLAMA AL RETARDO
        GOTO  A1                 ; SALTA A A1

B3      INCF  CONT3,F           ; INCREMENTA CONT3
        GOTO  A4                 ; SALTA A A4

B4      INCF  CONT4,F           ; INCREMENTA CONT4
        GOTO  A1                 ; SALTA A A1

; RETARDO

DELAY   MOVLW  .100             ; W = .100
        MOVWF V1                ; W = F = V1
CICLO3  MOVLW  .100             ; W = .100
        MOVWF V2                ; W = F = V2
CICLO2  MOVLW  .1               ; W = .1
        MOVWF V3                ; W = F = V3
CICLO1  DECFSZ V3               ; DECREMENTA V3, PREGUNTA = 0
        GOTO  CICLO1            ; SALTA A CICLO1
        DECFSZ V2               ; DECREMENTA V2, PREGUNTA = 0
        GOTO  CICLO2            ; SALTA A CICLO2
        DECFSZ V1               ; DECREMENTA V1, PREGUNTA = 0
        GOTO  CICLO3            ; SALTA A CICLO3
        RETURN                  ; REGRESO DEL REATARDO

END                                         ; FIN DEL PROGRAMA

```