



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO, FABRICACIÓN Y PRUEBAS DE UN
PROTOTIPO DE MANO PARA UNA PRÓTESIS
DE MIEMBRO SUPERIOR**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERA MECÁNICA E INGENIERA EN TELECOMUNICACIONES**

PRESENTAN:

**Patricia Araceli Ríos Murillo
Giselle Roether Caraza**

**DIRECTOR DE TESIS:
DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ**



MÉXICO D.F.

ABRIL 2005



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Dedicatoria

A mi abuela Aurora Zamudio López por todo el amor y enseñanzas que me diste, porque gracias a tu ejemplo gran parte de este logro depende de ti y porque a pesar de que físicamente ya no estas, siempre estas y estarás conmigo.

Agradecimientos

A mis papas y hermanas por todo su amor y apoyo incondicional. No existen palabras para expresar lo que significan para mi.

Al Dr. Jesús Manuel Dorador González por todas sus enseñanzas tanto en el ámbito académico como personal y sobretodo por ser un buen amigo.

A toda mi familia por su comprensión, cariño y por siempre estar conmigo tanto en los momentos buenos como en los difíciles. Muchas gracias por nunca dejarme sola.

A mis amigos de la facultad, de la preparatoria y sobretodo a las del fucho por todos los momentos felices que creamos juntas.

A lly por su cariño, por ser mi amiga incondicional y por todos los momentos que hemos compartido juntas.

A la UNAM por ser parte esencial de mi crecimiento y por el orgullo que tengo de formar parte de ella.

A Sergio Esteves, John Louth, Juan Carlos Márquez, Shair Mendoza, Christian Radillo y Ulises Peñuelas por su paciencia y ayuda a lo largo de este proyecto.

A todas las personas involucradas en el Proyecto "Diseño de Prótesis Inteligentes".

Patricia Araceli Ríos Murillo.

Agradecimientos

En este proyecto de vida tan importante para mi, quiero agradecer el amor y el apoyo incondicional que he recibido de ti mamá, Beatriz Caraza, y de ti mi amor, Manuel Palacios, ya que sin su ayuda no hubiera podido alcanzar el sueño que hoy estoy realizando. Los amo profundamente.

Los mejores logros son compartidos, por tanto quiero agradecer al Dr. Jesús Manuel Dorador por habernos apoyado desde el principio del proyecto, a Ulises Peñuelas por siempre tener las respuestas. También quiero agradecer a mis amigos y familiares por aguantar mis horarios estos años. A mis jefes y compañeros de trabajo por su apoyo para que pudiera terminar. A 3M por apoyarnos con material. A todos los profesores y alumnos que de forma directa o indirecta nos brindaron su ayuda.

Giselle Roether Caraza

CONTENIDO

OBJETIVOS Y ALCANCES -----	1
-----------------------------------	----------

INTRODUCCIÓN -----	2
---------------------------	----------

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

1.1 Antecedentes de las amputaciones -----	4
1.2 Historia de las prótesis de miembro superior-----	7
1.3 Tipos de prótesis de miembro superior-----	10
1.4 Elementos utilizados en las prótesis de miembro superior-----	13
1.5 Situación en México-----	17

CAPÍTULO 2: DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN

2.1 Especificaciones de diseño -----	20
2.1.1 Funcionamiento	
2.1.2 Ambiente	
2.1.3 Tiempo de vida	
2.1.4 Mantenimiento	
2.1.5 Costo del producto	
2.1.6 Competencia	
2.1.7 Facilidad de Manufactura	
2.1.8 Tamaño	
2.1.9 Peso	
2.1.10 Estética y Apariencia final	
2.1.11 Material	
2.1.12 Tiempo de vida del producto	
2.1.13 Ergonomía	
2.1.14 Cliente	
2.1.15 Calidad y Confiabilidad	
2.1.16 Escala de tiempo	
2.3 Diseño Conceptual -----	30
2.3.1 Sistema mecánico	
2.3.2 Sistema electrónico/ de comunicaciones	
2.3.3 Selección de conceptos	
2.4 Diseño de configuración -----	81

CAPÍTULO 3: DISEÑO DE DETALLE

3.1 Modelado matemático -----	90
3.1.1 Articulación de la muñeca	
3.1.2 Dedo índice	
3.1.3 Medidas antropométricas de la mano	
3.1.4 Análisis de mecanismos	
3.1.5 Resortes	
3.1.6 Rodamientos	
3.1.7 Análisis cinemático y dinámico	
3.1.8 Análisis Cinemático	
3.1.9 Trayectoria	
3.1.10 Análisis Dinámico	
3.1.11 Actuadores	
3.2 Sistema Electrónico/ de comunicaciones -----	156
3.2.1 Control Mieléctrico	
3.2.2 Circuito electrónico	
3.2.3 Electrodo	
3.2.4 Pilas	
3.2.5 Software	
3.2.6 Tarjeta de voz	
3.2.7 Procesadores	
3.2.8 Sensores	
3.3 Prototipo Final -----	171

CAPÍTULO 4: FABRICACIÓN Y PRUEBAS

4.1 Fabricación -----	174
4.2 Pruebas -----	185

CONCLUSIONES -----	191
---------------------------	------------

RECOMENDACIONES -----	193
------------------------------	------------

TRABAJO A FUTURO -----	194
-------------------------------	------------

ANEXOS -----	195
---------------------	------------

- A. Hojas de Especificaciones para los Electrodo "Red Dot"
- B. Planos de Fabricación y de Ensamble
- C. Programa y Diagrama de flujo del PIC 16F877
- D. Diagrama Circuito de Pruebas

BIBLIOGRAFÍA -----	230
---------------------------	------------

OBJETIVO:

El objetivo de esta tesis es presentar el diseño de un prototipo de mano mecánica que se pueda utilizar en el diseño de prótesis, por lo que debe contar con características similares a las que se requieren en estos dispositivos.

OBJETIVOS PARTICULARES:

La mano debe contar con movimiento en los cinco dedos, lo cual permitirá al usuario una mayor flexibilidad en la ejecución de actividades que en las prótesis existentes en el mercado, las cuales en el mejor de los casos, solo tienen el movimiento de pinza.

La mano se controlará por medio de señales emitidas por el usuario, las cuales pueden ser mioeléctricas y/o de voz. Las prótesis comerciales más avanzadas del mundo son controladas por impulsos mioeléctricos, permitiendo algunos movimientos en las mismas. Al incrementar la cantidad de movimientos en la mano que se diseña se requerirán otras señales, por lo que se estudia en este trabajo la posibilidad de utilizar señales de voz junto con las mioeléctricas.

El diseño de esta mano se realizará considerando que el producto final debe ser de un costo inferior a las prótesis comerciales, lo cual permitirá poner al alcance de un mayor número de personas amputadas estos aparatos.

ALCANCES:

En esta tesis se realizará el diseño conceptual, de configuración y de detalle de los elementos mecánicos que componen el antebrazo y la mano. Se presenta también la fabricación y pruebas de la mano, ya que el antebrazo será fabricado por otro grupo dentro de la misma línea de investigación.

Se realizará el diseño conceptual y de detalle del programa a ser utilizado por el microprocesador para controlar los movimientos de la mano y del antebrazo. Este programa se grabará en el microprocesador para realizar las pruebas de comunicación y control del prototipo.

Se realizará el diseño de una tarjeta preliminar para la obtención de señales mioeléctricas, y se hará la búsqueda y selección de la tarjeta procesadora de voz. Con estas tarjetas se realizarán pruebas para la activación del prototipo.

INTRODUCCIÓN:

*“La mano es una extensión del cerebro humano”
Immanuel Kant*

La mano humana es un órgano sorprendente que puede realizar una gran cantidad de movimientos y es una parte fundamental de la interacción del ser humano con su entorno. Debido a causas médicas, accidentes e incluso guerras, a lo largo del tiempo muchas personas han sufrido la pérdida de este importante órgano, por tal motivo desde épocas antiguas se ha buscado la forma de sustituir su ausencia mediante aparatos conocidos como prótesis. En la actualidad debido a las capacidades tecnológicas y las exigencias sociales se puede lograr que las prótesis de mano sean más parecidas a la mano humana tanto en funcionalidad como en estética.

La finalidad de esta tesis es la de diseñar un prototipo de pruebas de una prótesis de miembro superior, la cual servirá como base para diseños futuros que sean capaces de realizar operaciones que permitan reincorporar al amputado a la vida productiva.

Mediante el apoyo del Centro de Diseño y Manufactura de la Facultad de Ingeniería se está desarrollando un prototipo de pruebas de una prótesis mecatrónica de antebrazo y mano, de bajo costo, que sirve de base para la mejora de las prótesis existentes hoy en día, que no cumplen con todos los requerimientos del usuario debido a su alto costo, su complicada operación, su elevado peso, mantenimiento especializado, limitación en cuanto a los movimientos que realizan, entre otras cosas.

El diseño del prototipo que se presenta en esta tesis es capaz de efectuar repetitivamente algunos de los movimientos de la mano humana, respondiendo tanto a contracciones musculares del usuario, como a instrucciones verbales específicas, apoyándose en el principio de funcionamiento de las prótesis mioeléctricas.

En el primer capítulo, sobre Antecedentes, se habla brevemente de los tipos de amputaciones, de la historia y desarrollo de las prótesis, se da una descripción de las prótesis de antebrazo más empleadas en la actualidad, como son las mioeléctricas y las mecánicas, cada una con sus respectivas ventajas y desventajas, se mencionan los principales componente de una prótesis por debajo del codo y por ultimo se da una breve descripción de la situación de las personas discapacitadas en México.

En el segundo capítulo titulado Diseño conceptual y de Configuración se muestra la metodología de diseño a utilizar, se desarrollan las especificaciones de diseño del producto, para posteriormente mediante la ayuda de éstas, realizar la generación y elección de conceptos, así como de las configuraciones que satisfacerán los requerimientos del prototipo de brazo mecánico.

En el tercer capítulo titulado Diseño de detalle, se realiza el diseño de detalle de los elementos mecánicos, electrónicos y de control que componen un prototipo de antebrazo y mano mecánica.

En el cuarto capítulo de Fabricación y Pruebas, se da una pequeña descripción de los procesos utilizados para la fabricación del prototipo, así como del protocolo de pruebas realizadas para evaluar el funcionamiento del mismo.

Finalmente en la última sección se presentan brevemente los resultados obtenidos, así como las conclusiones a las que se llegaron y las recomendaciones para trabajos futuros dentro de la misma línea de investigación.

Es importante mencionar que este trabajo es tan solo la primera etapa de desarrollo de nuevas prótesis de miembro superior de un proyecto a tres años.

CAPITULO 1: ANTECEDENTES

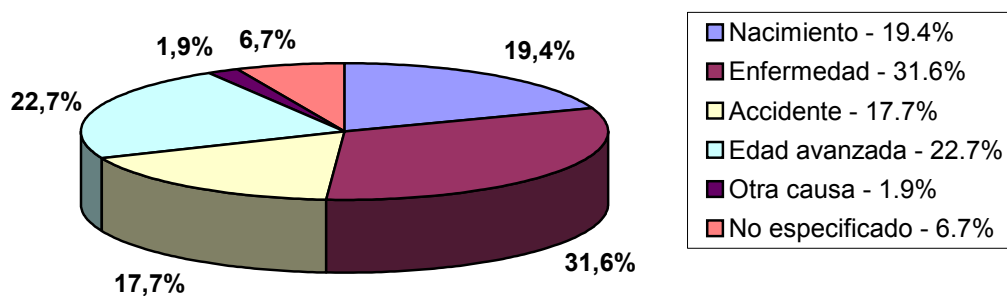
1.1 ANTECEDENTES DE LAS AMPUTACIONES

Debido a accidentes, enfermedades, creencias, guerras, etc., el hombre, a través de la historia, ha sufrido de amputaciones. Una amputación es la remoción total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. En relación al mecanismo de amputación, ésta puede ser de dos tipos:

- a) Amputación Primaria o Traumática.- Es aquella producida por un agente traumático.
- b) Amputación Secundaria o Quirúrgica.- Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico.

En la actualidad las causas más comunes de una amputación son: enfermedades cardiovasculares, accidentes traumáticos, infecciones, tumores, daño de nervios, anomalías congénitas y cáncer.

Causas de la discapacidad motriz



FUENTE: INEGI "XII CENSO GENERAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000"

Figura 1.1.1 Causas de la discapacidad automotriz en México

Una amputación puede ser clasificada en cuanto a su nivel de amputación como:

- I. Amputación interescápulo-torácica o de clavícula
- II. Desarticulación del hombro
- III. Amputación transhumeral o por encima del codo
- IV. Desarticulación del codo
- V. Amputación transradial o por debajo del codo
- VI. Desarticulación de la mano y la muñeca
- VII. Amputación transcarpal o de mano parcial
- VIII. Amputación de dedos

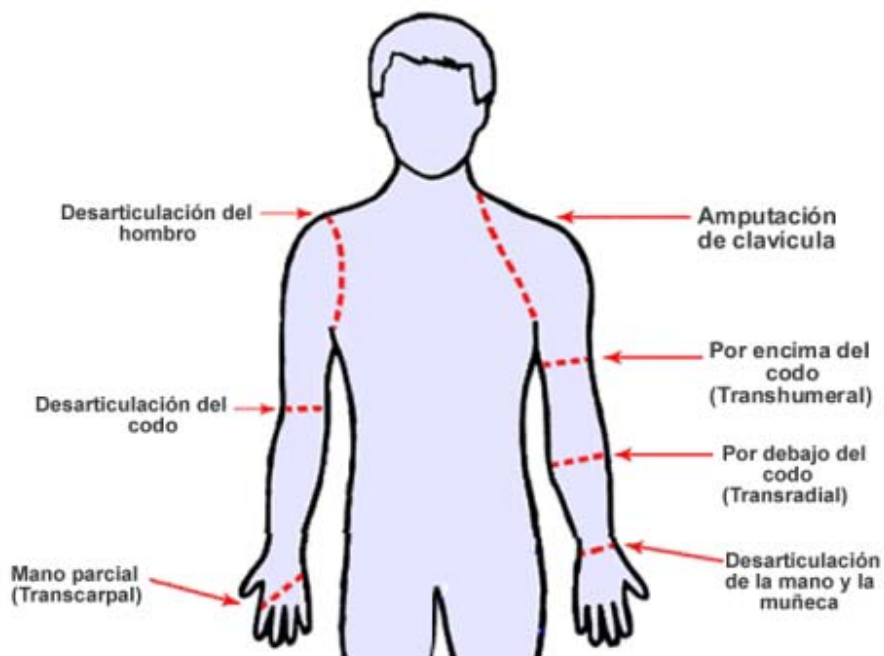


Figura 1.1.2 Niveles de amputación de miembro superior [56]

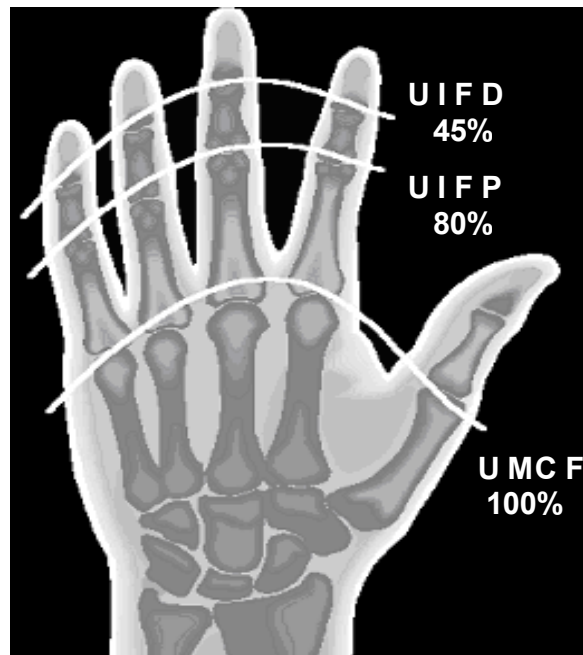


Figura 1.1.3 Niveles de amputación de los dedos [49]

En la figura 1.1.3 se pueden observar los tres niveles en los que se clasifica la amputación de dedo:

UIFD – Unión Interfalángica Distal

UIFP – Unión Interfalángica Proximal

UMCD – Unión Metacarpiofalangeal

Una amputación, a cualquier nivel, se ve reflejada en gran medida en la disminución de la funcionalidad del miembro superior. Por ejemplo, en el caso de una amputación dedos, la funcionalidad de la mano se ve enormemente disminuida principalmente por la pérdida del dedo pulgar (Figura 1.1.4).

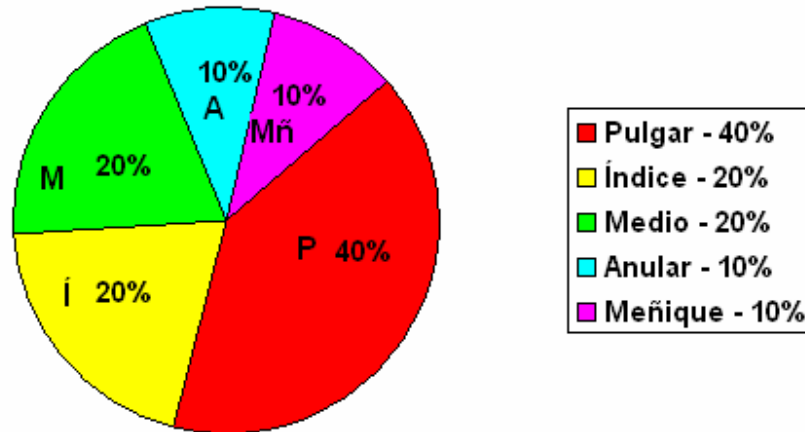


Figura 1.1.4 Porcentaje de pérdida de la función de la mano con respecto a la amputación del dedo [49]

1.2 HISTORIA DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR [28], [37]

Las prótesis son aparatos que compensan la ausencia parcial o total de una extremidad. Las primeras prótesis de miembro superior desarrolladas datan de épocas anteriores al nacimiento de las civilizaciones Griega, Romana y Egipcia, dichas prótesis buscaban únicamente sustituir la ausencia del miembro en forma estética y no funcional, debido a que estas eran de piel, madera o marfil, lo cual las hacía muy pesadas, además no contaban con articulaciones. Durante la Edad Oscura, debido a las guerras, surgió la necesidad de crear prótesis superiores más resistentes que permitieran a los combatientes que habían sufrido una amputación seguir siendo útiles en el campo de batalla, así como ocultar una supuesta debilidad por haber perdido un miembro. Primero se utilizaban ganchos o lanzas como miembros terminales, o simplemente sujetadores de escudo, estas prótesis eran generalmente hechas de acero, muy pesadas y aunque eran útiles en la batalla, no lo eran para actividades cotidianas; posteriormente, en la época del Renacimiento, se empezaron a crear prótesis más funcionales con articulaciones, una de las primeras prótesis articuladas fue construida en 1509 para el caballero alemán Gotz von Berlichingen, dicha prótesis era de hierro, pesaba 1,4 kg y tenía dedos articulados que permitían empuñar una espada o una lanza.



Figura 1.2.1 Mano articulada de hierro Gotz von Berlichingen [32]

A principios del siglo XIX se diseñó una mano con dedos que se extendían y flexionaban sin asistencia externa y que permitía sujetar objetos ligeros como plumas, pañuelos o sombreros.

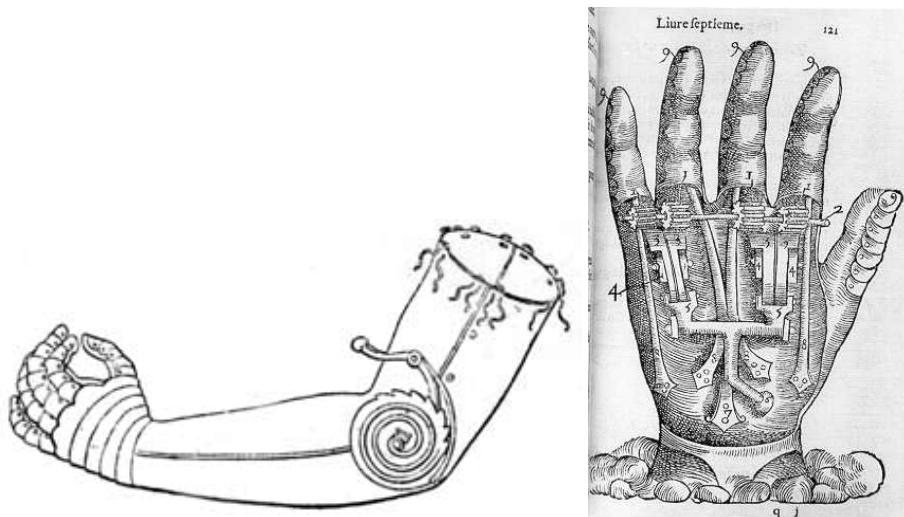


Figura 1.2.2 Prótesis de Ambroise Paré [39]

En 1851 en Francia se inventó un brazo artificial formado por una mano de madera anclada a un soporte de cuero que se fijaba firmemente al muñón. Los dedos estaban semi-flexionados, el pulgar giraba sobre un eje y podía presionar con fuerza sobre la punta de los otros dedos gracias a una potente banda de goma; esta pinza del pulgar se accionaba gracias a un mecanismo oculto desde el hombro.

Debido a que en la guerra civil americana más de 30,000 hombres sufrieron amputaciones, el gobierno de los Estados Unidos se vio en la necesidad de crear mejores prótesis.



Figura 1.2.3 Prótesis de la Guerra Civil Norteamericana [7]

En 1863 fue creada la mano de hule, la cual sustituyó a la madera y al hierro debido a su mayor resistencia, dicha mano resultó ser muy aceptada debido a que era hecha en un molde hecho de un modelo de una mano natural, el cual la hacía tener una apariencia más natural y suave al tacto, los dedos eran flexibles y poseían suficiente elasticidad y adhesión para sujetar objetos ligeros.

Después de la Primera y Segunda Guerras Mundiales el campo de las prótesis ha crecido significativamente con nuevos desarrollos como prótesis controladas por sonidos, impulsos nerviosos o musculares, las cuales se encuentran ya en el mercado o en investigación.

1.3 TIPOS DE PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

Las prótesis de miembro superior se han desarrollado poco en comparación con las de miembro inferior, esto debido a la complejidad que implica imitar los movimientos de la mano. El reto es imitar los 24 movimientos de la mano, de manera precisa y con una velocidad de respuesta que se aproximen a las fisiológicas, esto aunado a que sea fácil de utilizar, cómoda, estética y de mantenimiento mínimo, lo cual en la actualidad resulta una tarea complicada debido principalmente a los actuadores con los que se cuentan.

Las prótesis de miembro superior en general pueden ser clasificadas como:

- Prótesis cosméticas
- Prótesis funcionales

Las prótesis cosméticas pueden parecer bastante naturales, pero a diferencia de las funcionales son más difíciles de mantener limpias, pueden ser más costosas y usualmente se sacrifica funcionalidad para incrementar la apariencia estética. En la actualidad se busca un equilibrio entre las prótesis cosméticas y funcionales.



Figura 1.3.1 Prótesis Cosmética [9]

Las prótesis funcionales generalmente se dividen en dos categorías:

1. Prótesis mecánicas (Body-powered prostheses) [33]

Estas prótesis son comúnmente llamadas prótesis convencionales, su funcionamiento se encuentra controlado a través de movimientos del cuerpo tales como el movimiento del hombro o del pecho. Dichos movimientos son transmitidos a un arnés, el cual a su vez se encuentra conectado a un cable que permite el movimiento del órgano terminal.

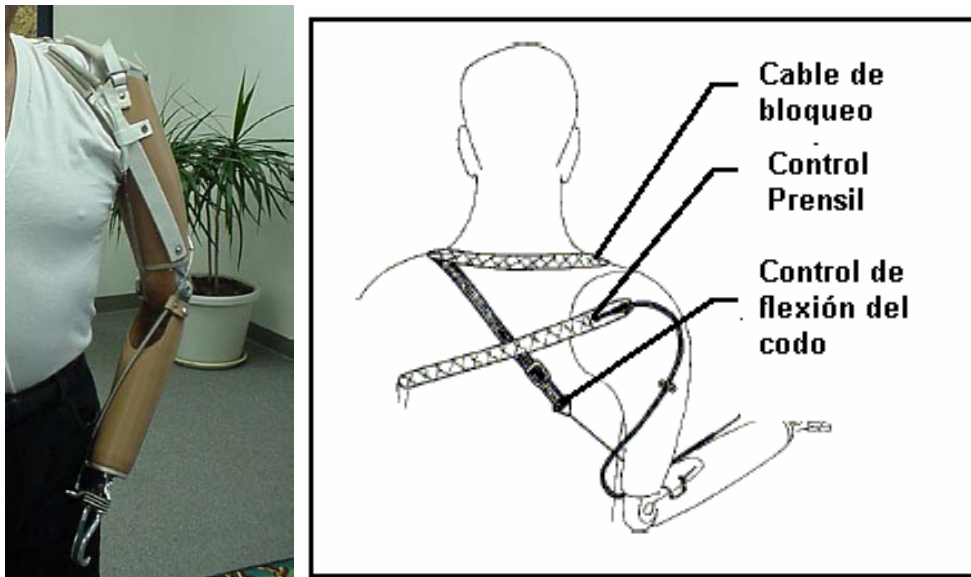


Figura 1.3.2 Sistema de arneses de una prótesis mecánica [9]

Para controlar este tipo de prótesis es necesario que el usuario sea capaz de realizar por lo menos uno de los siguientes movimientos:

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

Ventajas frente a las prótesis mioeléctricas

- Costo moderado (aproximadamente entre 30,000 y 50,000 pesos)
- Ligeras
- Poseen alta retroalimentación sensorial
- Durables
- Pueden ser utilizadas en actividades que involucren agua y polvo.
- Necesitan poco mantenimiento

Desventajas frente a las prótesis mioeléctricas

- Poco cómodas
- Restringen el movimiento del usuario
- Poco estéticas
- Requieren grandes movimientos para funcionar

2. Prótesis mioeléctricas [33]

Estas prótesis funcionan a través de control mioeléctrico, el cual utiliza señales eléctricas generadas por las contracciones musculares del muñón del usuario. Dichas señales son captadas por electrodos que transmiten una señal a un motor eléctrico.

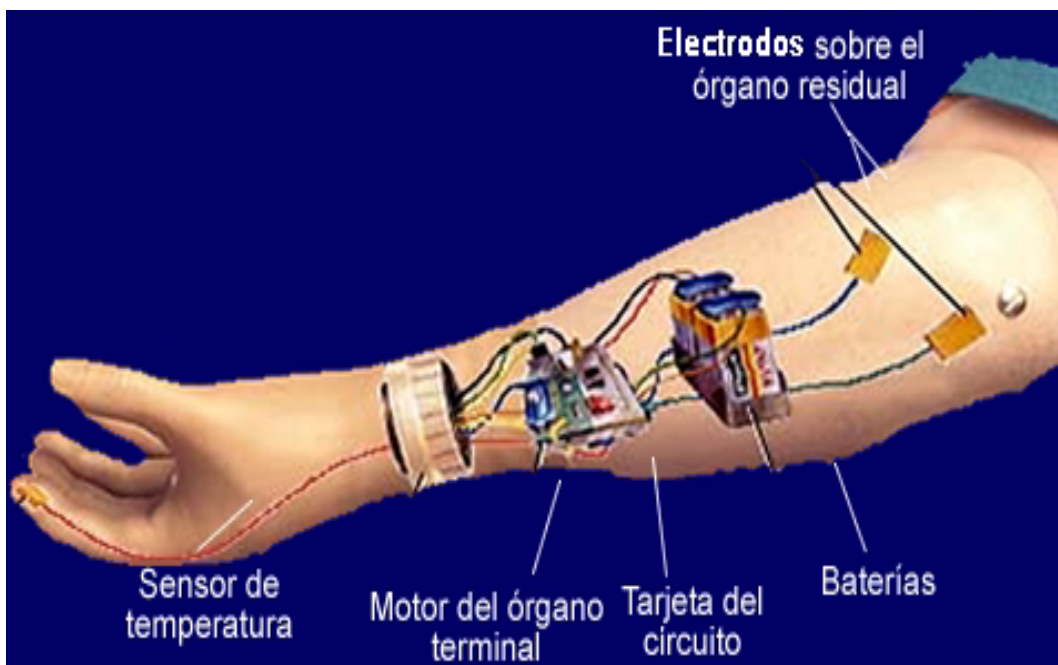


Figura 1.3.3 Partes que conforman una prótesis bioeléctrica [9]

Existen dos tipos de prótesis mioeléctricas:

- 2-site/2-function: poseen dos electrodos separados, uno para la flexión y otro para la extensión
- 1-site/2-function: poseen solo un electrodo para la flexión y la extensión, el usuario utiliza contracciones musculares de diferente magnitud para diferenciar la flexión de la extensión.

Ventajas frente a las prótesis mecánicas

- Más estéticas
- Más cómodas

Desventajas frente a las prótesis mecánicas

- Pesadas
- Costo elevado (aproximadamente entre 30,000 y 50,000 USD)
- Poca retroalimentación sensorial
- Requieren más mantenimiento

1.4 ELEMENTOS UTILIZADOS EN LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

Los elementos de una prótesis de miembro superior son [33]:

- I. Elementos de suspensión: mantienen la prótesis en su lugar
- II. Elementos de control: correas, cables, dispositivos electrónicos, etc. que actúan y dominan los movimientos del miembro artificial
- III. Conos de enchufe o sockets; es la parte que se adapta al muñón
- IV. Articulaciones: reemplazan a las anatómicas
- V. Dispositivos terminales: Son elementos que se colocan en la parte distal de la prótesis



Figura 1.4.1 Órganos terminales utilizados comúnmente en las prótesis de miembro superior [9]

Prótesis por debajo del codo

Para una prótesis típica por debajo del codo los elementos son:

- a) Dispositivo terminal de gancho o mano
- b) Muñeca de fricción
- c) Socket de doble pared de plástico laminado
- d) Sistema de control de cables

a) *Dispositivo terminal de gancho o mano*

Los dispositivos terminales generalmente se clasifican en 2 categorías:

1.- Dispositivos terminales pasivos

La ventaja principal de un dispositivo terminal pasivo es su aspecto estético. Sin embargo, los dispositivos terminales pasivos son generalmente menos funcionales y más costosos que los dispositivos terminales activos.

2.- Dispositivos terminales activos

Estos dispositivos son más funcionales que estéticos y pueden ser ganchos o manos con cables o dispositivos mioeléctricos.

El mecanismo principal para abrir y cerrar el dispositivo terminal puede ser de dos tipos:

- Mecanismo voluntario para abrir: Este mecanismo es el más usado, el dispositivo terminal se encuentra normalmente cerrado. El usuario utiliza sus músculos para abrir el dispositivo, y al relajarlos éste cierra automáticamente.



Figura 1.4.2 Mecanismo voluntario para abrir [42]

- Mecanismo voluntario para cerrar: El dispositivo terminal se encuentra normalmente abierto por lo que el usuario utiliza sus músculos para cerrarlo. Este tipo de mecanismo es más pesado y dura menos que un voluntario para abrir.



Figura 1.4.3 Mecanismo voluntario para cerrar [9]

b) Muñeca de fricción

La muñeca de fricción permite al usuario posicionar el órgano terminal donde éste lo desee y después asegurarlo mediante el ajuste del anillo de la muñeca. Esto permite al usuario realizar de manera segura y cómoda actividades donde no se requiera movimiento de muñeca.

Algunos usuarios de prótesis utilizan más de un órgano terminal, mediante la muñeca de fricción, es posible cambiar de manera rápida y segura un órgano terminal por otro.



Figura 1.4.4 Muñeca de fricción [43]

c) Socket de doble pared de plástico laminado

El socket es la parte de la prótesis donde entra el miembro residual o muñón.



Figura 1.4.5 Socket [51]

d) Sistema de control de cables

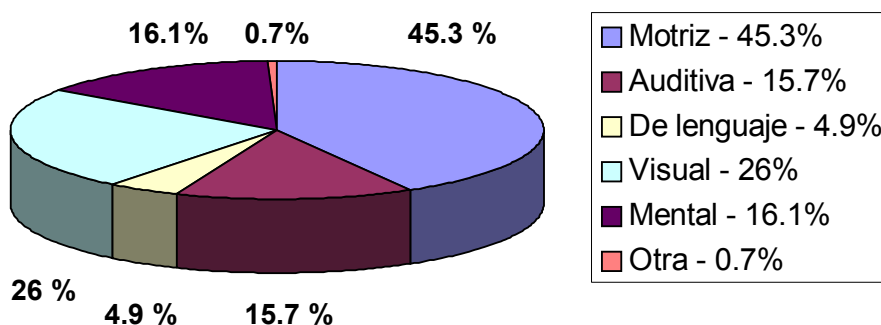
Se encuentra formado por un conjunto de cables y arneses, los cuales cruzan la espalda y el hombro del usuario. Su función es la de transferir la fuerza muscular del amputado desde el hombro hacia el órgano terminal, permitiendo el movimiento de cierre y apertura de éste.



Figura 1.4.6 Sistema de control de cables [27]

1.5 SITUACIÓN EN MÉXICO

De acuerdo al XII Censo General de Población y Vivienda 2000, en el año 2000 existían en México 1'795,300 personas con algún tipo de discapacidad (943,717 hombres y 851,583 mujeres), de los cuales cerca de 710 mil (40%), se encuentran en edades productivas es decir entre los 20 y los 60 años. De acuerdo al tipo de discapacidad, el 45.3% padece discapacidad motriz (813 mil personas), de las cuales 323 mil son jefes de familia. Mediante el uso de prótesis se podría reincorporar a ésta gente tanto a la vida social como productiva, beneficiando a México como país.

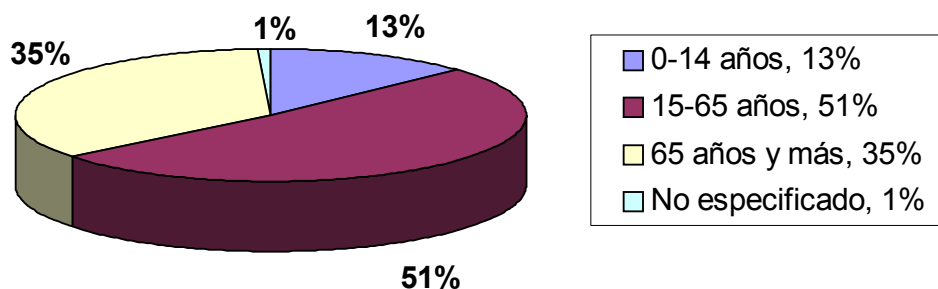


FUENTE: INEGI "XII CENSO GENERAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000"

Figura 1.5.1 Porcentaje de población discapacitada de acuerdo al tipo de discapacidad ^a

^a La suma de los distintos tipos de discapacidad es más de 100% debido a que hay personas que poseen más de una discapacidad.

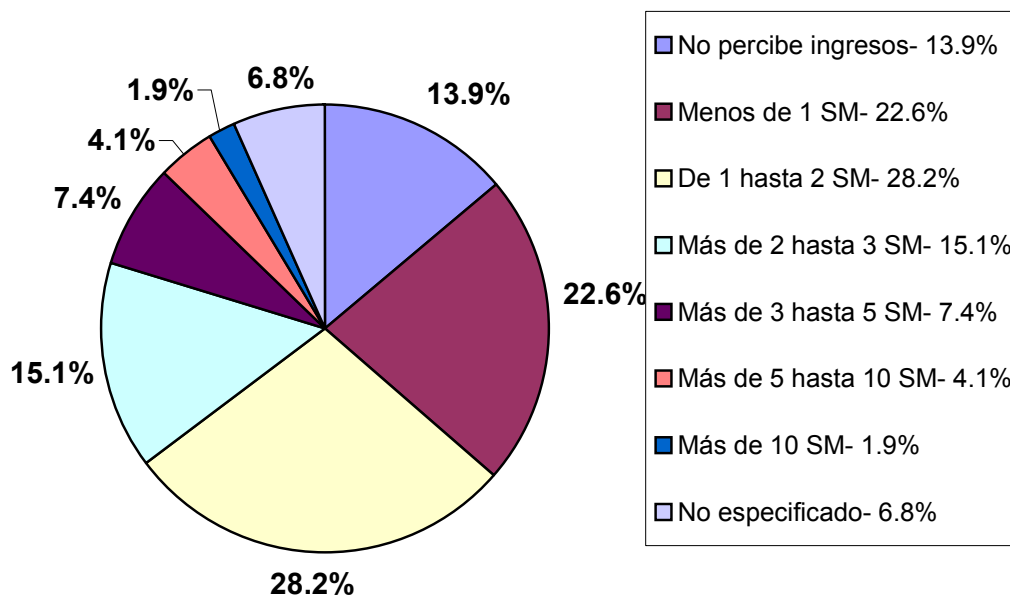
Discapacidad Motriz



FUENTE: INEGI "XII CENSO GENERAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000"

Figura 1.5.2 Porcentaje de personas que sufren de discapacidad motriz de acuerdo a la edad

Desgraciadamente la mayoría de la gente que sufre alguna amputación, no tiene la posibilidad de compensar su pérdida a través de una prótesis. En México el costo promedio de una prótesis fluctúa entre 30,000 y 500,000 pesos, dependiendo de su estética y funcionalidad; este elevado costo se debe a la falta de desarrollo de nuevas, mejores y más eficientes prótesis tanto en nuestro país como en todo el mundo. Este es un problema de nuestra sociedad que puede ser solucionado, ya que en México se cuenta con los conocimientos necesarios para hacerlo.



FUENTE: INEGI "XII CENSO GENERAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000"

Figura 1.5.3 Porcentaje de ingresos percibidos por personas con discapacidad

CAPÍTULO 2: DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN

De acuerdo a Pugh [19], todos los diseños deben comenzar con una necesidad, que al ser satisfecha permitirá al producto entrar en el mercado existente o creará un mercado para sí mismo. Para asegurar que esto suceda, la actividad total de diseño debe ser realizada tomando en cuenta las siguientes etapas:

1. Las necesidades del mercado
2. Las especificaciones de diseño
3. El diseño conceptual y de configuración
4. El diseño de detalle
5. La manufactura
6. Las ventas

Debido al alcance y naturaleza del proyecto, la actividad de diseño para este prototipo de pruebas toma en cuenta de la etapa 1 a la etapa 5. La etapa 1 Necesidades de mercado fue desarrollado en el capítulo 1, por lo cual el capítulo 2 explica el desarrollo de las etapas 2 y 3.

2.1 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Las especificaciones de diseño de un producto son el control de la actividad total de diseño, ya que establece los límites de diseños subsecuentes. Por ejemplo el diseño conceptual es desarrollado tomando como base lo obtenido en las especificaciones de diseño. Por tal motivo el establecer adecuadamente las especificaciones es de suma importancia dentro del diseño, ya que de ello depende el obtener productos o equipos exitosos o deficientes.

En la figura 2.1.1 se muestran las especificaciones de diseño propuestas por Pugh para un producto. De estas se seleccionaron algunas, ya que las especificaciones marcadas con una cruz, son aquellas que no son aplicables al diseño del prototipo de prótesis de miembro superior, debido al alcance y objetivo del proyecto.

El trabajo desarrollado en esta etapa del proyecto global de diseño de prótesis consiste en realizar un brazo mecánico de pruebas y no una prótesis. Sin embargo, ya que este brazo servirá como base para el diseño de prótesis en futuras etapas del proyecto, las especificaciones contemplan lo que debe cumplir una prótesis y no solamente las de un brazo mecánico de pruebas.

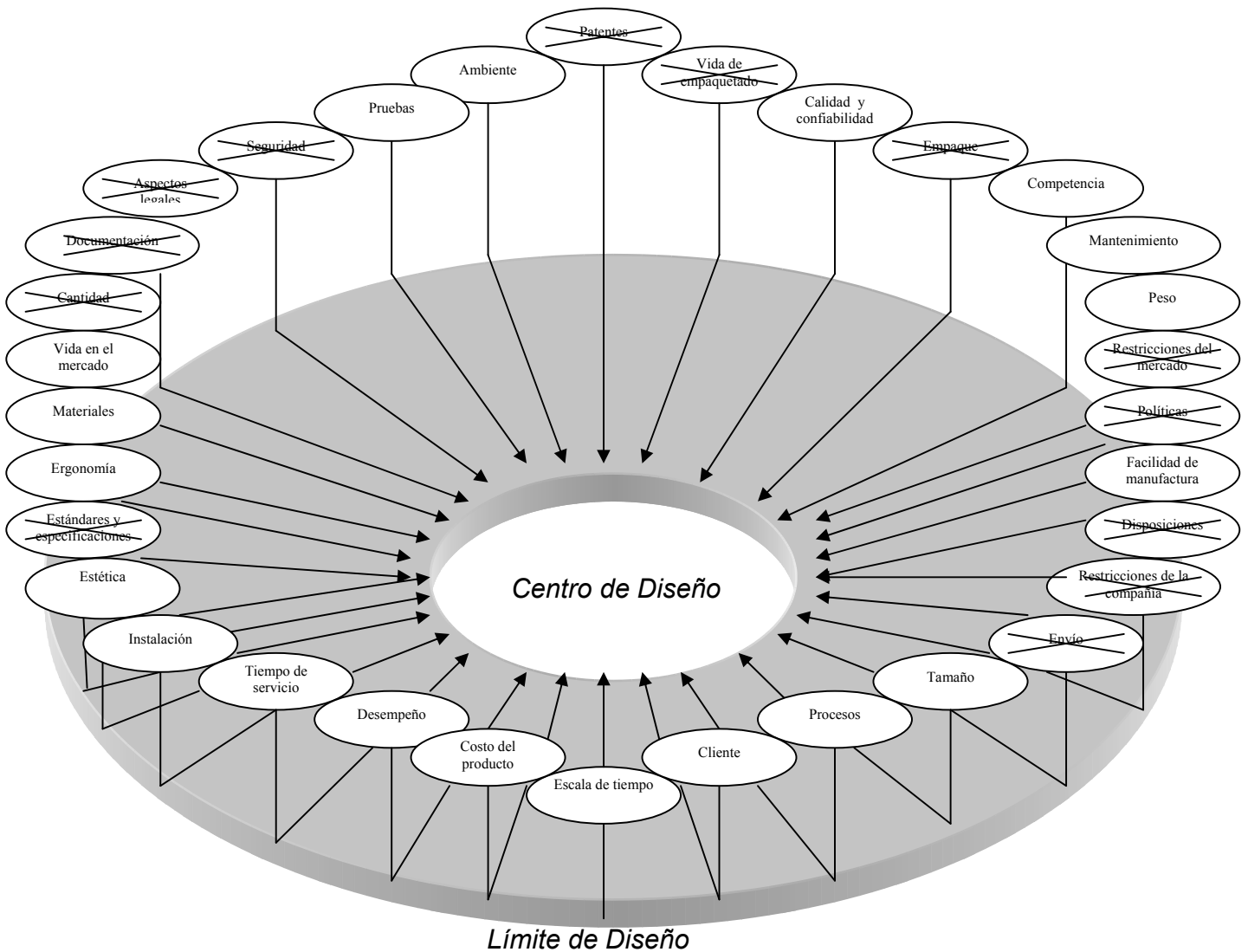


Figura 2.1.1 Partes que conforman las Especificaciones de Diseño del Producto (PDS)(Adaptado de Pugh) [19]

2.1.1 Funcionamiento

Este primer prototipo de prótesis de antebrazo buscará realizar algunos de los movimientos de la mano humana. Para lograr este objetivo, la prótesis contará con una mano que tendrá cinco dedos, de los cuales tres se controlarán de manera independiente, y los dos restantes (anular y meñique) se controlarán como uno solo, ya que el dedo meñique nos es muy utilizado en actividades cotidianas debido a que resulta difícil moverlo de manera independiente del dedo anular.

Los movimientos que podrá realizar el prototipo son los siguientes:

- Pronación y supinación del antebrazo.

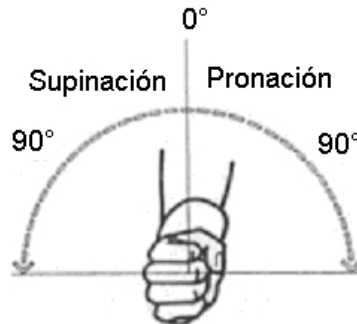


Figura 2.1.2 *Movimiento de Prono-supinación*

- Flexión y extensión de la palma

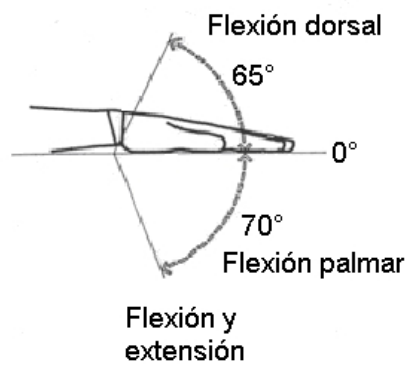
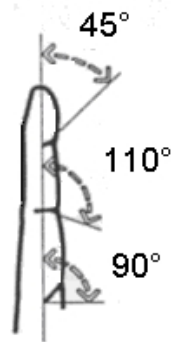


Figura 2.1.3 *Movimiento de flexión y extensión de la mano*

La mano se encontrará en una posición intermedia entre normalmente abierta y normalmente cerrada, y podrán realizar los movimientos de flexión y extensión de la parte proximal y medial de cada de dedo.



Figura 2.1.4 *Movimiento de flexión y extensión del dedo pulgar*



Flexión

Figura 2.1.5 Movimiento de flexión de las falanges del dedo

Obteniendo un total de 12 movimientos que podrán ser accionados tanto de manera independiente como simultánea, combinándose para obtener las formas de prensión de la mano humana:

- *Prensión de precisión o en pinza fina con la punta de los dedos:* Los dedos pulgar e índice se encuentran opuestos para sujetar objetos pequeños y ligeros.

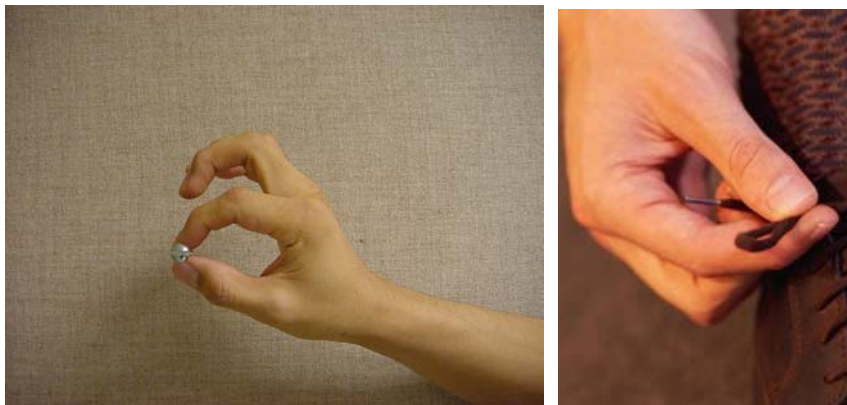


Figura 2.1.6 Prensión de precisión [48]

- *Sujetador esférico*: Las puntas de los dedos se encuentran flexionadas.



Figura 2.1.7 *Prensión esférica* [48]

- *Prensión trípodo*: Los dedos índice y medio se encuentran opuestos al dedo pulgar

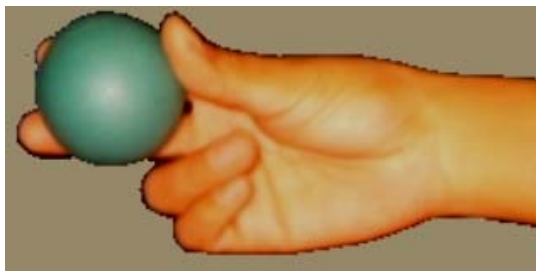


Figura 2.1.8 *Prensión trípodo*

- *Prensión lateral o en llave*: La parte lateral del dedo índice se encuentra opuesta al dedo pulgar.

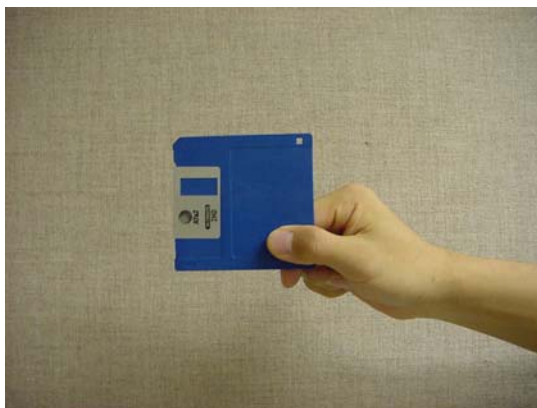


Figura 2.1.9 *Prensión lateral* [48]

- *Prensión en gancho*: La unión de la interfalange distal y proximal de los cuatro dedos se encuentran flexionadas y opuestas al dedo pulgar, el cual no actúa en absoluto. La mano en esta posición actúa como instrumento portador.



Figura 2.1.10 Prensión en gancho [48]

- *Prensión en puño, gruesa o en superficie*: Se realiza introduciendo los cuatro dedos triarticulados en la palma de la mano, se utiliza la palma de la mano como plano prensil y el dedo pulgar como punto de apoyo. Además si es realizada con la articulación de la muñeca en ligera extensión dorsal, es la más potente.



Figura 2.1.11 Prensión gruesa [48]

Tomando como base algunas de las formas de prensión humana, se seleccionaron algunas posiciones de la mano como predeterminadas, esto con el fin de facilitar el control del prototipo. Las posiciones predeterminadas se seleccionaron tomando en cuenta la cotidianidad con que son realizadas y la facilidad para ser imitadas, estas posiciones son:

1. Sujetar un lápiz
2. Abrir una puerta
3. Sujetar un cepillo
4. Sujetar una llave

Los movimientos antes mencionados deben asemejarse lo más posible a los movimientos de la mano humana, por lo cual deben ser en lo posible suaves, precisos y de respuesta rápida.

También para facilitar el control por voz y mioeléctrico los dedos únicamente podrán moverse a tres posiciones: mínima o de reposo, media y máxima; esto se logrará mediante una caracterización previa de los actuadores involucrados en la generación de dichos movimientos.

El funcionamiento de todo el sistema deberá ser lo más silencioso posible, así como de un bajo consumo de potencia.

2.1.2 Ambiente

- Los rangos de temperatura, presión y humedad a los que se encontrará el prototipo durante su manufactura y uso serán los estándares de la Ciudad de México:

Temperatura: 2°C - 28°C

Presión: 97800 kPa

Humedad: 12% - 90%

- No podrá ser sumergido ni expuesto continuamente o durante largos periodos a ningún líquido.
- Deberá ser lo suficientemente resistente para soportar pequeños impactos ocasionados por contacto accidental. Por ningún motivo podrá ser utilizado como herramienta de golpeo.
- Para su mejor funcionamiento, se recomienda no utilizarlo en ambientes muy ruidosos, ya que un ambiente ruidoso podría afectar el reconocimiento de las de instrucciones verbales, al confundirlas entre sí o incluso ni siquiera reconocerlas.
- Podrá ser utilizado en actividades sencillas de la vida cotidiana que no requieran grandes esfuerzos. Por ejemplo saludar, tomar objetos ligeros, presionar botones, etc.

2.1.3 Tiempo de vida

Para la prótesis se busca que tenga una vida de uso de cuando menos la vida que tienen las prótesis existentes, la cual se encuentra entre 10 y 15 años. Siempre y cuando se le de mantenimiento preventivo y se utilice de manera adecuada, es decir, que no sea utilizada en actividades cuyas características no se encuentren mencionadas en los puntos 2.1.1 y 2.1.2.

Cabe mencionar que este prototipo no cuenta con socket, lo cual alarga su tiempo de vida, ya que el socket es el elemento más reemplazado en una prótesis de miembro superior, debido al adelgazamiento del muñón o miembro residual.

Dado que el diseño que se realizará en esta etapa corresponde al de un brazo mecánico de pruebas, se estima que su vida útil sea de tres años.

2.1.4 Mantenimiento

Deberá ser de mantenimiento mínimo y sencillo; cuando una pieza o sistema falle tendrá que ser reparado. Se debe procurar que las piezas utilizadas en la prótesis sean comerciales para que puedan ser encontradas con relativa facilidad en el mercado. Su manufactura, instalación y reparación no deberán requerir de herramientas especiales para ser llevadas a cabo. Para realizar el cambio de componentes será necesario contar con conocimientos básicos de electrónica y mecánica.

En lo referente al consumo de potencia, se busca que la autonomía de la prótesis sea de aproximadamente 12 horas.

2.1.5 Costo del producto

Como objetivo del proyecto se planteó que el costo del prototipo será de cuando máximo la mitad del precio de las prótesis mioeléctricas existentes, es decir, entre 15 mil y 25 mil dólares.

2.1.6 Competencia

La competencia de esta prótesis son las prótesis mecánicas y mioeléctricas, ya que se busca que la prótesis supere a éstas dos tanto en funcionalidad como en estética, pero principalmente se busca que sea de menor costo sin sacrificar las propiedades antes mencionadas.

A nivel nacional se han desarrollado algunos diseños de prótesis de miembro superior, principalmente por instituciones educativas, como La UNAM, IPN, UAM,

UDLA, entre otras. En el ámbito internacional existen diversas compañías dedicadas al diseño y venta de prótesis de miembro superior; Ottobock [47] es una de las empresas líderes en el mundo en cuanto a calidad y diseño.

Cabe mencionar que el Centro de Diseño y Manufactura de la UNAM desea realizar a futuro una prótesis “inteligente” de miembro superior, la cual aún no existe en el mercado.

2.1.7 Facilidad de manufactura

Se buscará que la prótesis sea fácil de maquinar; para lograrlo se seleccionarán materiales con buena maquinabilidad y se realizará en su mayoría mediante máquinas y herramientas comunes.

El circuito electrónico deberá ser fácil de armar, siempre y cuando se tengan los conocimientos electrónicos para hacerlo.

2.1.8 Tamaño

La mano y el antebrazo serán equivalentes a la medida de la mano y antebrazo de un hombre mexicano de edad promedio, es decir un hombre de entre 24 y 65 años. Para lograr esto tanto los sistemas mecánicos como electrónicos deberán contar con componentes que se adecuen a las exigencias de tamaño.

2.1.9 Peso

Se busca que el peso de la prótesis sea menor, o igual al de las prótesis mioeléctricas, definiendo como límite máximo 2 kgs.

2.1.10 Estética y apariencia final

Debido a que se trata de la primera etapa de un proyecto de tres años, será importante la estética pero no tanto como en la funcionalidad. La mano deberá tener una apariencia lo más parecida a la mano humana, pero en esta etapa no se buscarán materiales para recubirla y darle la apariencia de piel humana al exterior de la prótesis.

2.1.11 Material

Debido que el bajo peso y la alta resistencia son características primordiales en la prótesis, se utilizará un material que cumpla con estas características y que además sea de bajo costo y fácil de maquinar.

2.1.12 Tiempo de vida del producto

Debido a que desgraciadamente el ser humano seguirá sufriendo de amputaciones de antebrazo, esta prótesis siempre será necesaria.

Este prototipo servirá de apoyo a futuras investigaciones, y su vigencia dependerá de los avances tecnológicos.

2.1.13 Ergonomía

Para el diseño de la prótesis será necesario contar con los parámetros antropométricos y de ergonomía dinámica del miembro superior. Estos parámetros se están estudiando en otro trabajo de tesis: "Ergonomía del miembro superior".

Debido a que se trata de un prototipo de pruebas tanto las conexiones eléctricas como mecánicas permitirán la reconfiguración de los sistemas de manera sencilla.

Debido al objetivo de este proyecto, el prototipo no contará con un socket por lo cual no podrá ser colocado en el muñón de una persona amputada.

2.1.14 Cliente

Se busca que la prótesis sirva para reincorporar al usuario a la vida productiva en tareas de baja complejidad y a la vida social. Uno de los objetivos principales del proyecto es el que la prótesis pueda ser adquirida por personas con escasos recursos.

2.1.15 Calidad y confiabilidad

Como se trata de un producto que será utilizado por el ser humano en su vida cotidiana, la prótesis debe ser sumamente confiable y de buena calidad para lograr su objetivo, es decir, suplir lo más posible el funcionamiento normal de un antebrazo.

No se trabajará con altos voltajes ni corrientes y deberá tener buenos acabados.

2.1.16 Escala de tiempo

Se trata de la primera etapa de un proyecto a tres años, por lo cual no se busca que el prototipo de prótesis obtenido durante este primer año pueda ser utilizado por una persona que sufra una amputación, se busca servir de apoyo a los años posteriores del proyecto.

2.2 DISEÑO CONCEPTUAL

El diseño conceptual se divide esencialmente en dos componentes cíclicos:

1. La generación de conceptos que den soluciones a los requerimientos de nuestro producto.
2. La evaluación de dichas soluciones, para seleccionar los conceptos que más satisfagan a las especificaciones de diseño anteriormente expuestas.

Con el fin de facilitar la generación de conceptos y el análisis del funcionamiento del prototipo, éste se divide en dos sistemas: mecánico y electrónico/comunicación, los cuales a su vez se dividen en subsistemas como se muestra la figura 2.2.1

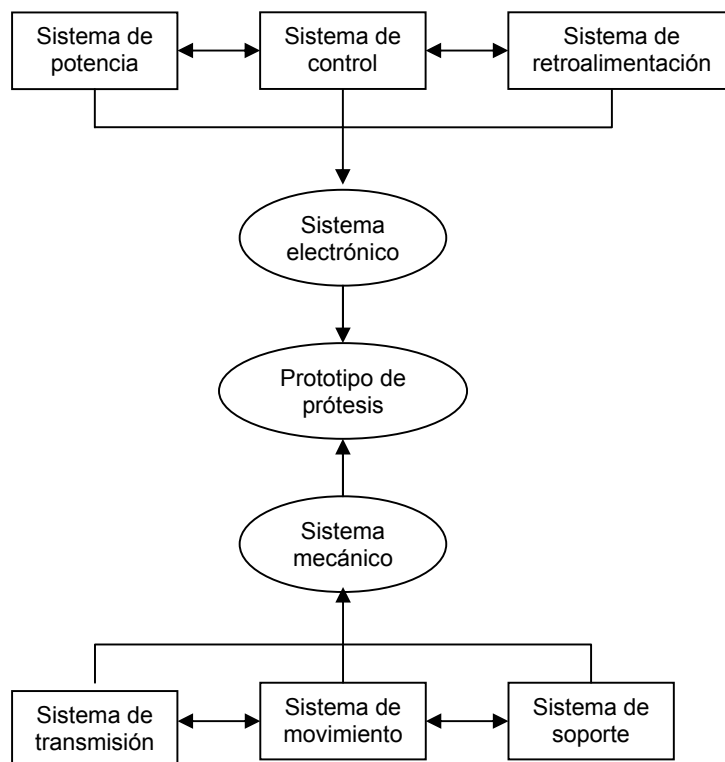


Figura 2.2.1 *Sistemas que conforman el prototipo*

2.2.1 Sistema mecánico

- Sistema de movimiento

Este sistema se refiere a los actuadores que se utilizarán para producir los movimientos del prototipo. Debido a que existen limitantes en cuanto al tamaño, peso, potencia requerida, niveles de ruido, precisión y costo, la elección de los actuadores a utilizar adquiere gran importancia y debe analizarse minuciosamente para asegurar el adecuado funcionamiento del prototipo.

Los actuadores que pueden satisfacer algunos de estos requerimientos son:

- *Alambres Musculares*: son alambres delgados de alta resistencia mecánica, contruidos con aleaciones de materiales con memoria de forma (Níquel y Titanio = Nitinol). Estos materiales pueden ser entrenados para cambiar de forma a diferentes temperaturas.

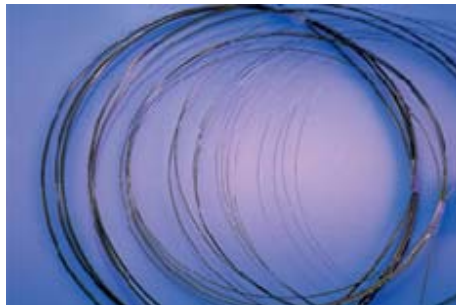


Figura 2.2.2 Alambre muscular [9]

- *Motor a pasos*: es un dispositivo electromagnético, rotativo, incremental que convierte pulsos digitales en rotación mecánica. La cantidad de rotación es directamente proporcional al número de pulsos y la velocidad de rotación es relativa a la frecuencia de dichos pulsos.



Figura 2.2.3 Motor a pasos

- *Músculos neumáticos*: el músculo neumático está compuesto de un tubo flexible contráctil y de los respectivos acoplamientos. Al aplicar presión en el interior del

tubo flexible, la periferia de éste se dilata con lo que se consigue una fuerza de tracción y un movimiento de contracción.



Figura 2.2.4 Músculo neumático [35]

- *Músculos hidráulicos*: funcionan bajo el mismo principio de los músculos neumáticos, pero en vez de ser accionados por una fuerza neumática se utiliza fuerza hidráulica.
- *Servomotor*: es un tipo especial de motor de corriente continua que se caracteriza por su capacidad para posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su intervalo de operación. Para ello, el servomotor espera un tren de pulsos que se corresponde con el movimiento a realizar.



Figura 2.2.5 Servomotor [30]

Un servomotor es un motor que se utiliza cuando se requiere un control de la velocidad y posición. Los servomotores poseen un shaft encoder (Encoder en el eje) en un motor de DC, el cual sensa la posición angular y la envía a un controlador, el cual ajusta el current driving del motor para de esta manera obtener la velocidad o posición deseada, lo cual es conocido como sistema de lazo cerrado.

Los motores a pasos son sistemas de lazo abierto, ya que al decirle que gire un paso, se espera que éste lo haga, pero sin la información de sensores, no hay manera

de saber si realmente lo realiza de manera correcta (no existe retroalimentación de información). Mediante un servomotor obtenemos alta precisión, confiabilidad y alto desempeño del motor.

Para facilitar el control y asemejarse lo más posible a la posición anatómica de la mano, este prototipo se encontrará en una posición intermedia entre normalmente abierto y normalmente cerrado, por lo que se deberá tener un mecanismo que lo mantenga de esta manera, regresándolo a su posición inicial cuando no esté en operación. Para lograr esto pueden utilizarse los siguientes elementos:

- Resortes de compresión



Figura 2.2.6

- Resortes de extensión



Figura 2.2.7

- Resortes de torsión



Figura 2.2.8

- Pistones eléctricos



Figura 2.2.9

- Alambres musculares (Figura 2.2.2)
- Servomotores con chicotes (Figuras 2.2.5 y 2.2.14)

Debido a la complejidad de los movimientos que se pretende que este brazo realice, es necesario articular algunas de las piezas que lo conforman. Estas articulaciones pueden ser:

- Prismática:



Figura 2.2.10 [15]

- Rotacional:



Figura 2.2.11 [15]

- Esférica:

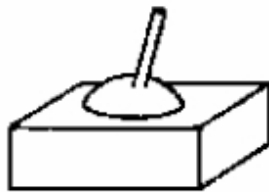


Figura 2.2.12 [15]

- Sistema de transmisión o de actuación de los dedos

La función de este sistema es la de transmitir el movimiento producido por los actuadores hacia los mecanismos que permitan realizar los movimientos deseados en el órgano terminal. Algunos de los elementos que podrían utilizarse para conformar este sistema son:

- Bandas



Figura 2.2.13

- Chicotes

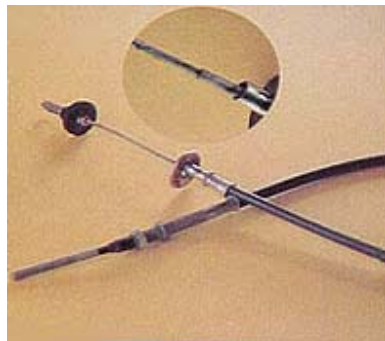


Figura 2.2.14

- Levas



Figura 2.2.15

- Poleas



Figura 2.2.16

- Mecanismos de cuatro barras



Figura 2.2.17

- Trenes de engranes



Figura 2.2.18

- Sistema de soporte

La finalidad de este sistema es dar estructura y forma al diseño, y al mismo tiempo proporcionar protección a los demás sistemas que conforman al prototipo.

Debido a que es necesario que la prótesis sea ligera y resistente, se debe hacer énfasis en la importancia de la elección de los materiales a emplearse. Estos deberán presentar alta resistencia, baja densidad y buena maquinabilidad, entre otras cosas. Algunos de los materiales que cumplen con las propiedades antes mencionadas son:

- Nylamid



Figura 2.2.19 [46]

Nylamid SL (Súper Lubricado)

Densidad	1,14	gr /cm ³
Resistencia a la Tensión	720	kg/cm ²
Resistencia a la Compresión	850	kg/cm ²
Resistencia a la Flexión	1,2	kg/cm ²
Resistencia al Impacto	8.0	kg-m/cm
Módulo de Elasticidad	24	kg/cm ²
Dureza Shore-D	80-82	

Tabla 2.1 Propiedades Nylamid SL [46]

- Aluminio

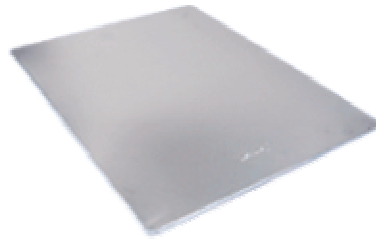


Figura 2.2.20

Aluminio		
Densidad	2.7	g / cm ³
Límite elástico	110-170	MPa
Resistencia a la tracción	130-195	MPa
Dureza Vickers	35-48	

Tabla 2.2 Propiedades Aluminio [3]

- Poliestireno



Figura 2.2.21

Poliestireno		
Densidad	1,05	g/ cm ³
Dureza - Rockwell	M60-90	
Módulo de Tracción	2,3-4,1	GPa
Relación de Poisson	0,35	
Resistencia a la Tracción	30-100	MPa
Resistencia al Impacto Izod	19-24	J /m

Tabla 2.3 Propiedades Poliestireno [3]

- Madera



Figura 2.2.22

Madera con 12 % de humedad

Densidad	0.5	g / cm ³
-----------------	-----	---------------------

Madera en verde

Densidad	0.95-0.98	g / cm ³
-----------------	-----------	---------------------

	Resistencia a la tracción	Resistencia a la presión	Resistencia a la flexión	Resistencia a la cortadura
	N / mm2	N / mm2	N / mm2	N / mm2
Abeto blanco	90	43	66	7
Pino	104	47	87	10
Alerce	107	48	96	10
Abeto rojo	84	40	62	5
Arce	82	49	95	9
Roble	90	60	10	11
Fresno	165	51	11	13
Haya roja	135	53	10	8

Tabla 2.4 Propiedades Madera [3]

2.2.2 Sistema de electrónico/comunicaciones

- Sistema de Retroalimentación

▪ Sensores

Los sensores [22] son dispositivos físicos que miden cantidades físicas de propiedades (distancias, sonido, magnetismo, olores, presiones, altitud, velocidad, inclinación, etc.) transformándolas a una señal eléctricamente medible.

La misma propiedad física puede medirse por varios sensores.

Caracterización de los sensores

- Sensibilidad: razón de cambio de la salida a los cambios de las entradas.
- Linealidad: medida de la constancia de la razón entrada/salida.
- Rango: diferencia entre el máximo y mínimo valor medible.
- Tiempo de respuesta: tiempo requerido para que un cambio de la entrada sea observable.
- Exactitud: diferencia entre el valor real y el medido.
- Resolución: el incremento mínimo observable en la entrada.
- Repetitividad: diferencia entre medidas sucesivas de la misma entrada
- Tipo de salida: entero, real, matriz, . . .

Los sensores que se utilizarán en el prototipo de prótesis para retroalimentar al usuario son los de temperatura y presión. Los primeros permitirán al usuario saber si los elementos que está tocando o sujetando están fríos o calientes y los de presión, medir la fuerza con la que se sujetarán diversos objetos.

Sensor de temperatura

Las tres clases principales de sensores de temperatura se basan en: (1) la expansión térmica, (2) el cambio de resistencia y (3) las propiedades termoeléctricas de diversas sustancias como una función de la temperatura. Los termómetros de mercurio y alcohol son ejemplos comunes de sensores de expansión térmica. Otro sensor es el detector de temperatura por resistencia (DTR). El DTR opera sobre la base de los cambios de resistencia de ciertos metales, principalmente el platino o el cobre, como una función de la temperatura. Estos dos metales son los más usados porque su resistencia muestra un aumento rigurosamente lineal con el incremento de la temperatura. Otro tipo de termómetro de cambio de resistencia es el **termistor**, hecho a partir de una mezcla de óxidos metálicos fusionados entre sí. Por lo general, el termistor arroja un cambio de resistencia con la temperatura mayor que el DTR.

Como la relación entre la resistencia y la temperatura para un termistor no es lineal, estos sistemas generalmente están diseñados para usar una combinación de dos o más termistores y resistores fijos que permitan obtener una respuesta casi lineal sobre un rango específico de temperatura.

El principio de operación de los sensores termoeléctricos es el flujo de corriente eléctrica entre dos metales diferentes y depende de la temperatura. La instalación de tales sensores, llamados termopares, exige requerimientos especiales para evitar corrientes de inducción de fuentes cercanas de corriente alterna que podrían ocasionar errores en la medición. Los termopares también son susceptibles al voltaje espurio causado por la humedad. Por estas razones, su uso es limitado en las mediciones rutinarias de campo.

Sensor de presión

El sensor de presión mide la presión atmosférica utilizando el cambio de resistencia (efecto piezoeléctrico) que se produce por la distorsión de cuatro resistencias a la difusión colocadas en un sustrato de silicona. Al recibir la presión del exterior, el sustrato de silicona se ahueca debido a su estructura suave y hueca. En ese momento, con el movimiento del sustrato, aumenta la resistencia a la difusión, produciéndose su variación. Como la resistencia a la difusión se encuentra en un circuito eléctrico, ésta produce una diferencia de voltaje. Esta diferencia de voltaje se convierte en una señal digital mediante un convertidor A/C. Un microprocesador utiliza esta señal para calcular la presión atmosférica.

▪ **Control mioeléctrico [47]**

El control mioeléctrico de prótesis alimentadas externamente es tecnología de punta en casos de extremidades superiores. La señal eléctrica de los músculos es usada para controlar el empuje electromecánico de la prótesis. Los electrodos miden la señal eléctrica de los músculos. En contraste a prótesis accionadas por el cuerpo, el control de prótesis mioeléctricas por lo general no interfiere con otros movimientos, ya que los músculos del miembro residual pueden ser usados. Además, la fuerza de agarre máxima solo está limitada por la fuente de poder externa.

Principios fisiológicos

Los electrodos miden las corrientes producidas por un músculo cuando sus fibras se contraen. Las gráficas de estas corrientes se pueden grabar en una pantalla o papel. El *electrocardiograma* (ECG) fue la primera grabación de las corrientes del corazón (involuntarias). Una grabación de corrientes o potenciales producidos por un *músculo esquelético o simplemente músculo* (voluntario) es llamado *electromiograma* (EMG). Las características del EMG están basadas en el funcionamiento del músculo y su inervación.

Estímulos nerviosos

Los músculos se encuentran controlados por el *sistema nervioso voluntario*. El *sistema nervioso central* (CNS) manda impulsos eléctricos (*potenciales de acción*) cortos (de unos cuantos milisegundos de largo) vía las motoneuronas a las *placas extremas motoras* de las *fibras musculares*. (Figura 2.2.23).

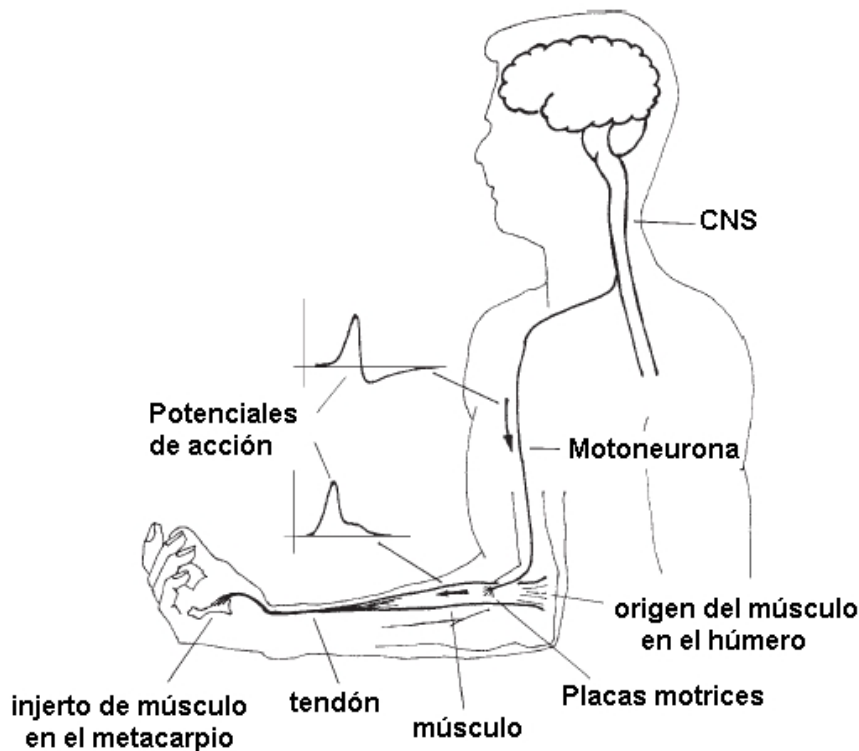


Figura 2.2.23 Estímulos nerviosos [47]

Estructura y función de los músculos esqueléticos

Los *transmisores* estimulan la membrana celular de la fibra muscular en las placas extremas motoras. La membrana celular transfiere entonces este impulso como un potencial de acción a lo largo de la fibra muscular (Figura 2.2.23), causando una liberación de *calcio* en la fibra muscular. La concentración de calcio activa más procesos químicos y mecánicos llevando finalmente a la contracción de la fibra muscular (Figura 2.2.24). El EMG detectando el potencial de acción de la fibra muscular puede entonces de una vez ser medido antes de la contracción muscular. Un solo estímulo nervioso provoca solo un corto movimiento muscular. Solo la estimulación repetida por impulsos sucesivos genera una contracción continua de la fibra muscular. Entonces, la fuerza de la contracción depende de la *tasa de estimulación*, es decir, el número de estímulos por unidad de tiempo (Figura 2.2.25).

Una motoneurona y todas las fibras musculares que enerva forman una unidad controlable separada, llamada *unidad motora*. Ya que el músculo consiste en varias unidades motoras, dos factores definen la fuerza de todo el músculo:

- Las tasas de estimulación de las unidades motoras y
- El reclutamiento de unidades motoras

El EMG es una señal total de potenciales de acción de las unidades motoras – los potenciales de acción de unidad motora – en el área de recepción del electrodo.

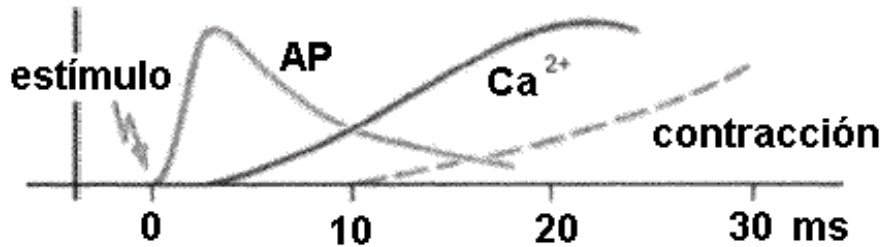


Figura 2.2.24 Contracción de la fibra muscular [47]

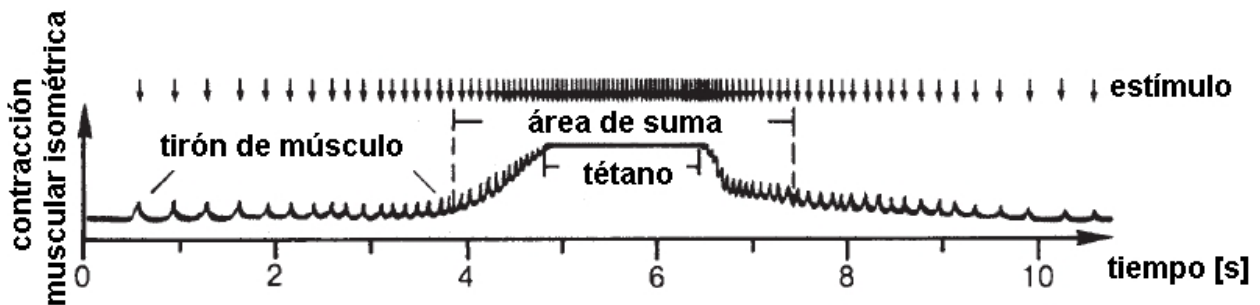


Figura 2.2.25 Tasa de estimulación [47]

Anatomía y peculiaridades de los miembros residuales

Las capas de tejido entre el músculo y el electrodo, por ejemplo la piel y capas grasas subcutáneas, afectan considerablemente la fuerza y otras cualidades de la señal del EMG medido. Por lo tanto, los músculos superficiales deberían ser usados para mioajustes. En la parte inferior del brazo estos músculos son los flexores de la muñeca así como la muñeca y extensores de dedos. Claro, los miembros residuales difieren en su anatomía y deben ser tratados individualmente.

La cirugía de amputación trata de cubrir el hueso con músculos. Los músculos son cosidos entre ellos o al hueso para prevenir retracción (Figura 2.2.26). La cubierta de tejido suave del hueso es necesaria para una buena circulación de la sangre y capacidad de carga del miembro residual. Sin embargo, los músculos inactivos se atrofian muy rápidamente y los pacientes pueden olvidar cómo contraerlos. Por lo tanto, se recomienda un temprano mioajuste, así como una terapia física individual temprana después de la amputación.

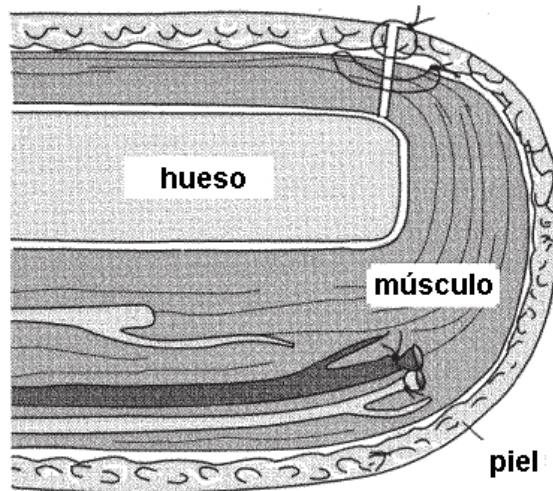


Figura 2.2.26 Músculos cosidos [47]

Principios técnicos de la electromiografía

La electromiografía intenta detectar potenciales de acción de fibras musculares. La señal depende de varios parámetros, incluyendo los cambios fisiológicos en las fibras musculares, el tejido entre las fibras musculares y el electrodo, el mismo mioelectrodo y las interferencias externas.

Electrodos

Los electrodos de superficie miden una señal total difusa de los músculos debajo del electrodo. Son susceptibles a interferencia y sujetos a muchas influencias.

En la práctica clínica, terapéutica y analítica los *electrodos de gel* autoadheribles son usados comúnmente. Los *electrodos secos* son fáciles de usar, pero tienen una interfaz piel-electrodo desfavorable. Para prevenir cualquier efecto negativo estos electrodos deben aplicarse con mucho cuidado. Los *electrodos de aguja* se insertan a través de la piel directo al músculo. Estos detectan señales reproducibles y distinguibles, también de unidades de motor sencillas. Sin embargo, su aplicación es incómoda para el paciente y por tanto, no son practicables en prótesis mioeléctricas. (Ver Anexo A).

Interferencias

Las interferencias típicas para prótesis mioeléctricas son:

- Movimiento o desprendimiento de los electrodos
- Interferencia eléctrica de baja frecuencia, p.e. por líneas de poder o impulsos de switch de tubos de neón

- Interferencia de radio frecuencia, p.e. por celulares o radios

Tecnología de Amplificación

Variando desde 5 a 300 μVeff el EMG es una señal de muy bajo nivel superimpuesta por interferencias que son hasta 100,000 veces más fuertes (p.e. interferencia de línea de poder). La necesidad de una alta amplificación como un rechazo simultáneo de interferencia demanda una tecnología de amplificación electrónica sofisticada.

La interferencia de baja frecuencia es generalmente un potencial constante local sobre el área de recepción del electrodo (interferencia de modo común –n en Figura 2.2.27). En contraste, el EMG produce diferencias de potencial locales (m_1 y m_2) que son sobreimpuestas en el potencial de interferencia constante.

Un *amplificador diferencial* mide la diferencia de potencial de sus 2 *entradas diferenciales* y por lo tanto es capaz de separar el EMG de la interferencia de modo común. Para asegurar un rechazo suficiente de la interferencia de modo común la amplificación de las entradas diferenciales no debe desviarse por más de 1/100,000. A esto se le llama una *tasa de rechazo de modo común* de 100 dB. La alta resistencia de la interfaz piel-electrodo representa un problema mayor al hacer las entradas diferenciales más sensibles a interferencia eléctrica. Esta interfaz puede reducirse al minimizar la distancia de la piel a la entrada del amplificador. Por esta razón, los *electrodos activos* con un amplificador integrado en el almacenaje del electrodo son usados (Figura 2.2.28).

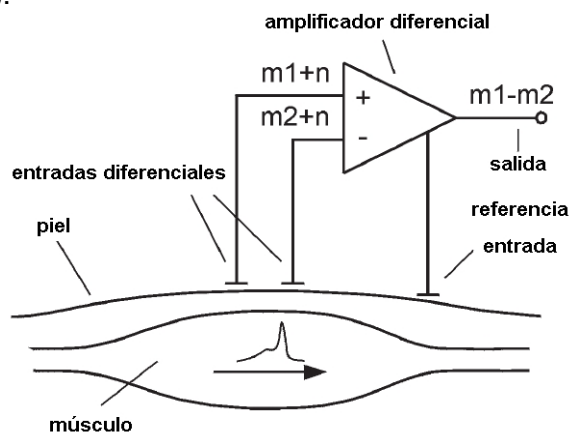


Figura 2.2.27 Amplificador diferencial [47]

La alta resistencia de la interfaz piel-electrodo también influye en el rechazo de modo común. El rechazo de modo común se reduce por diferencias en la resistencia de interfaz de dos entradas diferenciales en conexión con la resistencia de entrada del electrodo. Como una diferencia de 1 $\text{K}\Omega$ entre las entradas diferenciales es posible, una resistencia de entrada de al menos 1 $\text{K}\Omega$ veces 100,000, es decir, 100 $\text{M}\Omega$, es necesaria para permitir un rechazo de modo común de 100 dB. Esto se acerca al límite de lo que es técnicamente posible. Por esta razón, es esencial mantener la resistencia de interfaz en las entradas diferenciales simétrica. Las siguientes mediciones ayudan:

- Igual presión en las entradas diferenciales
- Contacto vía piel de características similares (es decir, evitando cicatrices, arrugas o dobleces de amputación)

La formación de sudor reduce gradualmente la resistencia de la interfaz piel-electrodo y por tanto permite una medición más estable.



Figura 2.2.28 Electrodo activo [47]

Posición de los electrodos

Para obtener la mayor señal posible, el electrodo debe localizarse en la parte más gruesa, el centro del músculo. Las entradas diferenciales deben posicionarse en dirección de la fibra muscular. Las áreas marginales del músculo son menos adecuadas, ya que hay menos unidades motoras en el área de recepción de los electrodos (posiciones 3 y 4 en Figura 2.2.29). La zona de inervación localizada alrededor del tercio proximal del ombligo del músculo también debe evitarse, ya que la interferencia de los potenciales de acción de las unidades motoras reduce la fuerza de la señal en esa área (posición 2).

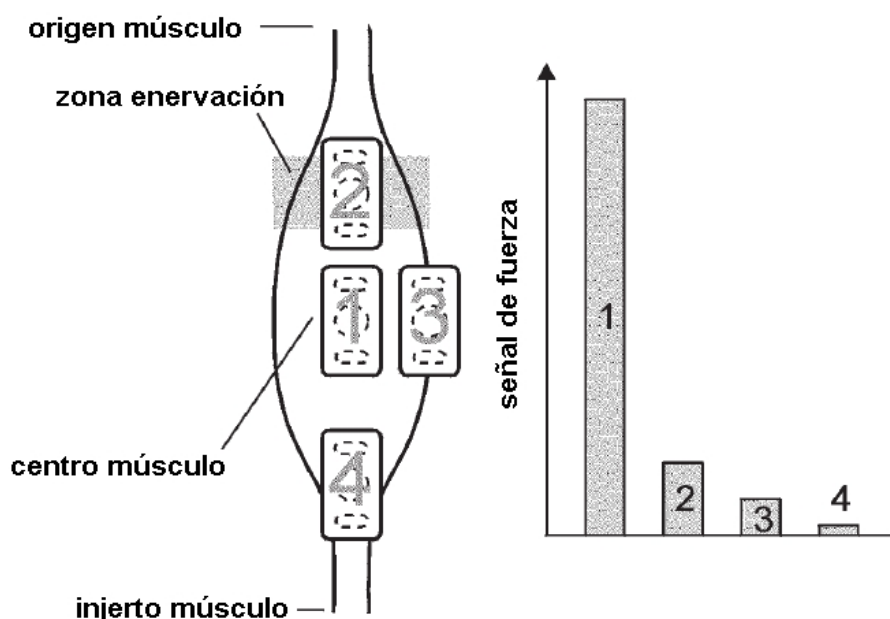


Figura 2.2.29 Influencia de la posición del electrodo en la señal de fuerza [47]

Tips para prótesis mioeléctricas

Es importante encontrar *músculos adecuados* para el control de prótesis mioeléctricas. Estos deberán:

- Producir una señal fuerte, p.e. debe ser lo suficientemente grande y localizada superficialmente
- Responder al paciente
- No interferir con otros movimientos
- Ser usada en relación a su función original
- Localizarse en un área de miembro residual que ofrezca buen contacto con los electrodos
- Si se usan dos o más electrodos, los músculos involucrados deben estar lo suficientemente separados para producir señales separables

Todos estos puntos son de igual importancia. Para encontrar una *buen posición de electrodo* se recomienda usar un monitor EMG. Los electrodos deben permanecer en una posición durante un mayor periodo de tiempo para estabilizar el contacto. La mejor posición de electrodo puede encontrarse al probar cuidadosamente y anotando las posiciones de electrodo y sus características. Para crear buenas condiciones de ajuste, ayuda limpiar y/o humedecer la piel antes de adherir los electrodos. Un *socket bien ajustado* evita movimientos relativos entre la piel y los electrodos.

Características típicas del EMG

Aunque muchos factores influyen en el EMG aún hay algunas características típicas.

Efectos de activación en aumento

La activación en aumento de los músculos tiene el siguiente efecto en el EMG (Figura 2.2.30): Durante contracciones débiles los potenciales de acción de la unidad motora sencilla de las pocas unidades motoras sencillas activas pueden ser separadas fácilmente. Contracciones más fuertes causan reclusión de más unidades motoras e interferencia en aumento de los potenciales de acción de la unidad motora. El valor medio de la amplitud del EMG aumenta de forma casi lineal con la contracción.

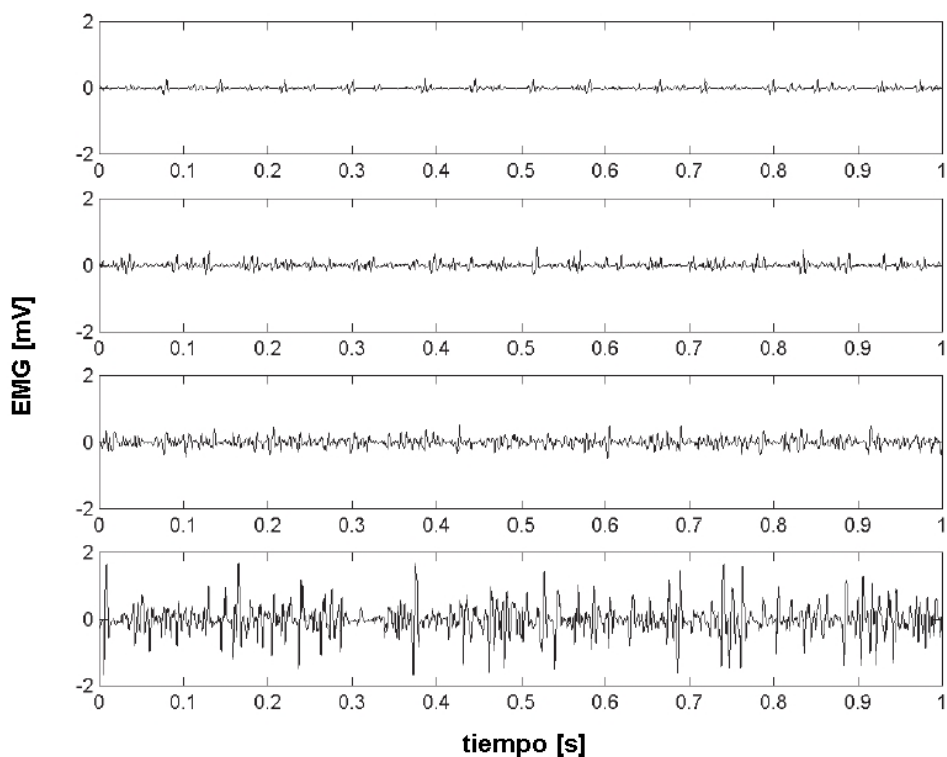


Figura 2.2.30 EMG típico de una contracción constante e isométrica [47]

Ancho de banda de frecuencia

El EMG tiene una banda de frecuencia con un máximo entre 20 y 500 Hz aprox. Como resultado de la forma de los potenciales de acción de la unidad motora. Como hay muchas posibles fuentes de interferencia en esta banda, el rechazo de interferencia efectivo es esencial para las prótesis mioeléctricas.

Fatiga

En la literatura, el siguiente fenómeno se describe como fatiga: Debido a cambios fisiológicos en las fibras musculares fatigantes la fuerza del EMG aumenta con una fuerza constante o la fuerza desvanece con una fuerza EMG constante. Dependiendo de la exención estos procesos pueden empezar después de 10 segundos o solo después de varios minutos.

En *prótesis mioeléctricas* el efecto de la fuerza EMG desvaneciéndose después de segundos durante contracciones rápidas se llama fatiga (Figura 2.2.31). Esto es probablemente un fenómeno psico-fisiológico, donde los pacientes tienen el sentimiento de que están manteniendo la contracción cuando de hecho está decayendo.

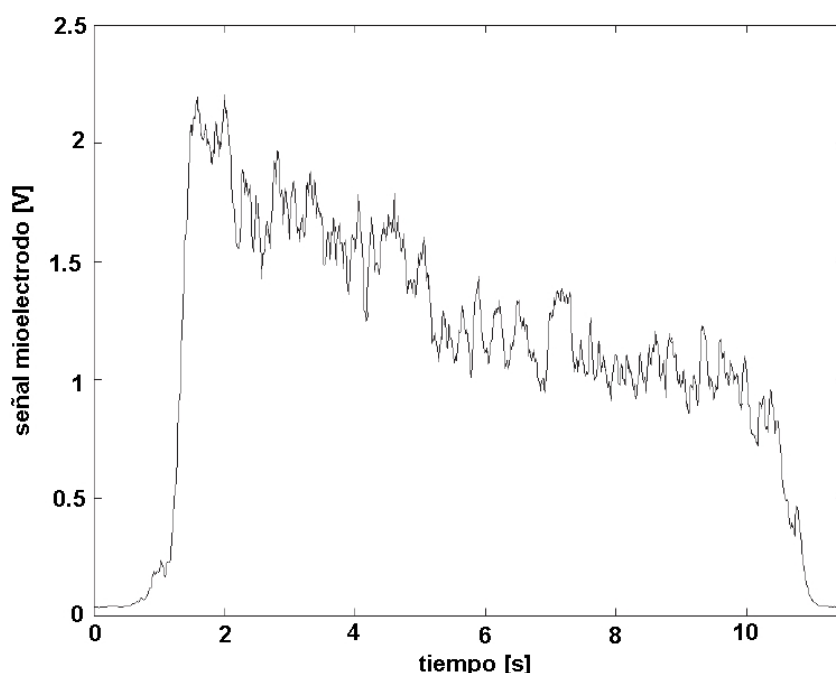


Figura 2.2.31 Fatiga [47]

Durante el uso regular de prótesis mioeléctricas la fatiga no causa problemas, ya que los tiempos de control son cortos (una mano se cierra en menos de 1 segundo) y la señal se recupera muy rápido. Sin embargo, durante ajustes de electrodos largos la fatiga puede llevar a un fuerte desvanecimiento de la señal. Por lo tanto durante el ajuste es muy importante tomar descansos regulares donde el monitor EMG se desconecta o apaga. De otra forma el paciente estará tentado a “merodear” impidiendo la recuperación de la señal. Se debe evitar en general cansar al paciente en las primeras etapas de ajuste. Ejercicios cortos, repetidos repartidos durante el día serán mucho más exitosos que un entrenamiento sencillo intensivo. Por lo tanto, el terapeuta nunca debe satisfacerse con los primeros resultados, aceptables ya que hay potencial para mejoras posteriores.

Aplicación de EMG en prótesis mioeléctricas

Que un ajuste mioeléctrico sea exitoso depende mucho de la persona, sus circunstancias y su situación de vida. En principio, el control de las prótesis usando el EMG de músculos adecuados es muy natural, ya que este control no interfiere con otros movimientos. Además, el efecto de entrenamiento de los músculos del miembro residual no debe subestimarse, ya que soportan la circulación de la sangre y ayudan a mantener al miembro saludable. El reducido dolor de miembro fantasma también se ha reportado. En principio, el control de las prótesis usando el EMG es rápido ya que el EMG ya muestra actividad antes de la contracción muscular. De esa forma, el control mioeléctrico tiene lo último en contracción muscular, aunque esta ventaja es más que offset por retrasos en el procesamiento de la señal y el sistema mecánico de las prótesis.

Problemas

Se debe lidiar con la siguiente desventaja en el procesamiento EMG para control de prótesis: por un lado se requiere un rápido control de la señal (tiempo de reacción de algunas centésimas de segundo), mientras que por otro lado la señal de control debe permanecer tan lisa como sea posible durante contracciones constantes para permitir dinámicas de agarre diferenciables finas.

Las tasas de estimulación de unidad motora, que son bajas comparadas con la velocidad deseada de la señal de control, requieren de un compromiso, que funciona muy bien en la práctica. En las prótesis mioeléctricas, las interferencias de las señales de control son muy irritantes para el paciente, ya que un movimiento incontrolado de la prótesis puede, por ejemplo causar que se tire un objeto. Por esta razón, la interferencia debe ser suprimida totalmente.

Sistemas de control

El procesamiento EMG más común para una señal de control en prótesis mioeléctricas es la rectificación del EMG con un alisamiento sucesivo al filtrar con un filtro paso bajas (Figura 2.2.32). Este algoritmo puede realizarse fácilmente usando circuitos analógicos. Si se implementa procesamiento digital de las señales, se puede obtener un mejor alisado de la señal de control con algoritmos como el valor medio. La señal de control se alimenta entonces a un sistema de control *digital o proporcional*. Con un sistema de control digital la prótesis se activa tan pronto como un valor de umbral sea excedido. Usando un sistema de control proporcional, la velocidad y fuerza de agarre se controlan de acuerdo a la fuerza de la señal de control.

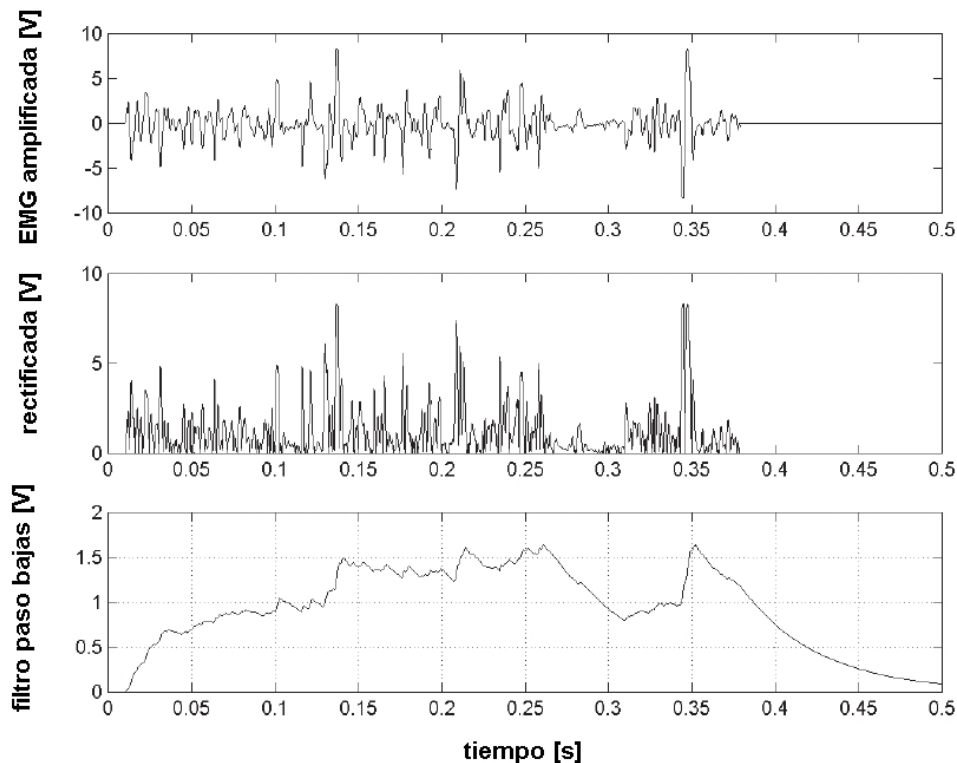


Figura 2.2.32 Señal EMG rectificada y con un filtro paso bajas [47]

Para habilitar la correcta operación de estos sistemas de control, la amplificación de los electrodos no debe ponerse muy alta. La amplificación debe ajustarse de tal forma que el paciente pueda mantener la señal de control 2 segundos arriba del valor máximo de su sistema de control. Poniendo la amplificación muy alta resultará en tres retrocesos:

- Una pérdida de eficiencia de control, ya que solo una pequeña parte del rango dinámico del EMG es usado realmente para control mientras que las señales fuertes exceden el rango de control.
- Las interferencias también se amplificarán, causando una mayor susceptibilidad a interferencia.
- El efecto de entrenamiento de los músculos en el miembro residual se reducirá.

Ha habido y aun hay muchos intentos por recolectar más información, además de la fuerza, del EMG para permitir un control más diferenciado. Pero a pesar de resultados académicos impresionantes su aplicación comercial no ha sido establecida por las siguientes razones:

- Requisitos en la confiabilidad de las prótesis mioeléctricas
- Espacio limitado y energía hacen un alto esfuerzo computacional imposible
- Tiempo limitado disponible para procesamiento de la señal debido al tiempo de acción requerida

- Sistema de potencia

Al sistema de potencia lo forman todos los elementos que están interrelacionados con el fin de lograr realizar un trabajo en función del tiempo. Los elementos de potencia vienen siendo los elementos con los cuales opera un equipo. Y los elementos de control vienen siendo los elementos por los cuales operan los elementos de potencia los que a su vez hacen que opere un equipo.

- **Pilas**

Dado que la prótesis es un equipo portátil que requiere energía y al mismo tiempo debe ser lo más ligero posible, la selección de las pilas es muy importante.

Existen dos clases de pilas: la primaria, cuya carga no puede renovarse cuando se agota, excepto reponiendo las sustancias químicas de que está compuesta, y la secundaria, que sí es susceptible de reactivarse sometiéndola al paso más o menos prolongado de una corriente eléctrica continua, en sentido inverso a aquél en que la corriente de la pila fluye normalmente. La pila seca común que se emplea, por ejemplo, en las lámparas portátiles es una pila primaria.

En general, se venden principalmente 3 tipos de pilas no "recargables" compuestas por los siguientes minerales:

1- Carbón – zinc: Salinas de carbón-zinc, también llamadas pilas secas o pila Leclanché. Tienen un contenido de mercurio inferior al 0,025% de su peso total. Es la pila más corriente, utilizada ampliamente en aparatos de bajo consumo como: radios portátiles, linternas, juguetes y aparatos mecánicos. Suministra una fuerza electromotriz de 1,5V. Su capacidad de almacenamiento de energía es bastante reducida y, además, tienen tendencia a descargarse cuando no se utilizan.

Están constituidas por una barra de grafito, que hace de polo positivo, rodeada de óxido de manganeso (IV), y un recipiente de zinc que es el polo negativo. Como conductor iónico se usa una disolución acuosa de cloruro amónico embebida en un sólido absorbente como serrín o carbón en polvo. Con el fin de regularizar su descarga se le suele incorporar pequeñas cantidades de mercurio.

Actualmente, se suelen comercializar en forma blindada, cilíndrica. En el mercado encontramos dos calidades: la serie azul, básica, y la serie roja con mayor capacidad de almacenamiento de energía y menores descargas accidentales. Recientemente se han lanzado al mercado las pilas verdes, cuyo contenido en mercurio es nulo o casi nulo.

2- Alcalinas: Tiene un contenido de mercurio que ronda el 0,1% de su peso total. Es una versión mejorada de la pila anterior en la que se ha sustituido el conductor iónico cloruro de amonio por hidróxido potásico (de ahí su nombre de alcalina). El recipiente de la pila es de acero y la disposición del zinc y del óxido de manganeso (IV) es la contraria, situándose el zinc, ahora en polvo, en el centro. La cantidad de mercurio empleada para regularizar la descarga es mayor. Esto le confiere mayor duración, más constancia en el tiempo y mejor rendimiento. Por contra su precio es más elevado.

También suministra una fuerza electromotriz de 1,5 V. Se utiliza en aparatos de mayor consumo como: grabadoras portátiles, juguetes con motor, flashes electrónicos.

El ánodo es de zinc amalgamado y el cátodo es un material despolarizador que es en base a dióxido de manganeso, óxido mercúrico mezclado íntimamente con grafito, y en casos extraños óxido de plata Ag_2O (estos dos últimos son de uso muy costoso, peligrosos y tóxicos) a fin de reducir su resistividad eléctrica. El electrolito es una solución de hidróxido potásico (KOH), el cual presenta una resistencia interna bajísima, lo que permite que no se tengan descargas internas y la energía pueda ser acumulada durante mucho tiempo. Este electrolito en las pilas comerciales es endurecido con gelatinas o derivados de la celulosa.

Este tipo de pila se fabrica en dos formas. En una, el ánodo consta de una tira de zinc corrugada devanada en espiral de 0.051 a 0.13 mm de espesor que se amalgama después de armarla. Hay dos tiras de papel absorbente resistente a los álcalis interdevanadas con la tira de papel de zinc, de modo que el zinc sobresalga por la parte superior y el papel por la parte inferior. El ánodo está aislado de la caja metálica con un manguito de poliestireno. La parte superior de la pila es de cobre y hace contacto con la tira de zinc para formar la terminal negativa de la pila. La pila está sellada con un ojillo o anillo aislante hecho de neopreno. La envoltura de la pila es químicamente inerte a los ingredientes y forma el electrodo positivo

3- Óxido de mercurio: También llamadas Pilas botón, con un contenido de mercurio de alrededor del 30% de su peso. La fuerza electromotriz producida es de 1,35 V.

El polo negativo es un amalgama de zinc y el polo positivo es de acero en contacto con una pasta de óxido de mercurio (II), hidróxido potásico e hidróxido de zinc. Proporcionalmente contiene mayor cantidad de mercurio que las anteriores lo que las hace más contaminantes. La ventaja de esta pila es que puede construirse con un tamaño muy reducido (de ahí su nombre) lo que permite utilizarla en aparatos de pequeño tamaño que requieran una importante capacidad de energía como: relojes, calculadoras extraplanas, audífonos. Sin embargo este tipo de pilas es bastante más cara que las anteriores.

- Sistema Control

El prototipo de prótesis consiste en un conjunto de subsistemas que deben trabajar de forma coordinada. Estos subsistemas se encuentran distribuidos físicamente en el prototipo. La responsabilidad del sistema de control es el control y monitorización de estos subsistemas y proporcionar una interfaz de usuario homogénea.

La arquitectura física del sistema de control consistirá en una serie de procesadores, equipos electrónicos, sensores y actuadores interconectados. Estos elementos serán responsables del control directo de los diferentes subsistemas del prototipo.

- **Tarjeta de reconocimiento de voz [54]**

El reconocimiento de voz es el proceso por el cual nos dirigimos a una computadora mediante palabras o frases habladas y éste interpreta nuestro discurso, para realizar alguna tarea dada. El proceso por el cual el ordenador interpreta la voz humana no es un proceso simple. Los distintos parámetros que influyen en el habla son:

1. Características morfológicas del hablante
 - Género
 - Edad
 - Posibles trastornos orgánicos
2. Características culturales del hablante
 - Dialectos
 - Acentos
3. Características del habla según el momento
 - Claridad
 - Velocidad

Además se debe considerar que en el habla las palabras no se pronuncian aisladamente, sino que forman una cadena de sonidos que a veces es difícil separar.

Existen varias maneras para analizar y describir el habla. Los enfoques más comúnmente usados son:

1. Articulación: Análisis de cómo el humano *produce* los sonidos del habla
2. Acústica: Análisis de la *señal* de voz como una secuencia de sonidos
3. Percepción Auditiva: Análisis de cómo el humano *procesa* el habla

La Señal (Acústica)

Un reconocedor no puede analizar los movimientos en la boca. En su lugar, la fuente de información es la señal de voz misma.

El Habla es una señal analógica, es decir, un flujo continuo de ondas sonoras y silencios.

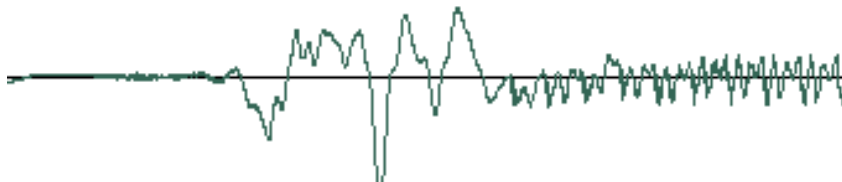


Figura 2.2.33 Señal del habla [54]

El conocimiento de la ciencia de la acústica se utiliza para identificar y describir los atributos del habla que son necesarios para un reconocimiento de voz efectivo.

Existen tres tipos de habla: aislada, conectada y continua.

Aislada- los sistemas de reconocimiento de voz aislados pueden manejar palabras que son dichas por separado. Estos son los sistemas de reconocimiento de voz más comunes hoy en día. El usuario debe pausar entre cada comando o palabra hablados. El circuito de reconocimiento de voz está configurado para identificar palabras aisladas de 0.96 segundos de longitud.

Conectada- es un punto intermedio entre el reconocimiento de voz de palabras aisladas y continuas. Le permite a los usuarios hablar palabras múltiples. El HM2007 puede configurarse para identificar palabras o frases de 1.92 segundos de largo. Esto reduce el vocabulario de reconocimiento de voz a 20.

Continua- es el modo de conversación natural que usamos todos los días. Es extremadamente difícil para un reconocedor avanzar por el texto, ya que las palabras tienden a juntarse. Este tipo de sistemas se encuentran en el mercado y se encuentran en desarrollo continuo.

Cuatro características importantes del análisis acústico son:

- Frecuencias
- Amplitud
- Estructura Armónica (tono vs ruido)
- Resonancia.

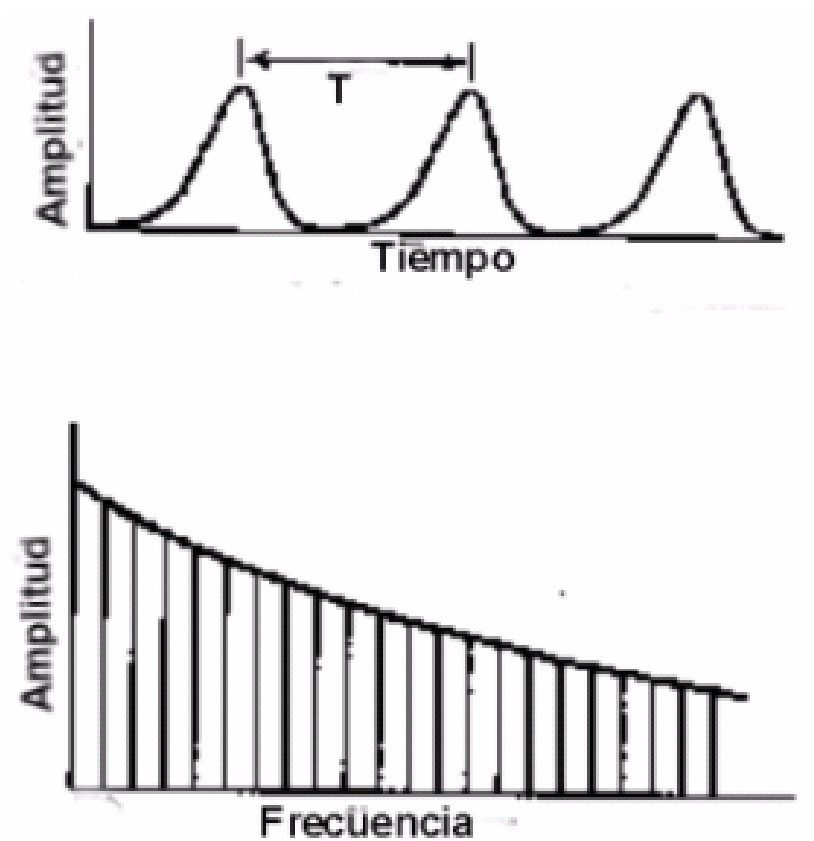


Figura 2.2.34 Amplitud y Frecuencia [54]

El reconocimiento de voz se compone, al menos, de los procesos siguientes:

Digitalización de la señal acústica del habla: para ello la computadora precisará una tarjeta de sonido que permita convertir la señal analógica del discurso en señales digitales interpretables.

Transformación de la señal: tras el proceso de digitalización, el sistema deberá traducir la información obtenida a un formato que le permita distinguir palabras, ya que la información almacenada en forma de 0 y 1 representa fielmente el tono y volumen en que se ha pronunciado la palabra, pero por sí misma no revela el contenido. Para ello se aplica un método conocido como “*Transformada de Fourier*” y se obtienen una serie de vectores que constituyen la información que se utilizará en el proceso de reconocimiento.

Estos procesos se describen de forma detallada a continuación.

Muestreo y Cuantización

El habla es una señal continua que varía en el tiempo.

Las variaciones en la presión del aire se irradian desde la cabeza y se transmiten por el aire.

Un micrófono convierte esas variaciones en presión del aire a variaciones en voltaje: señal analógica.

Sin embargo, para las computadoras es necesario digitalizar la señal.

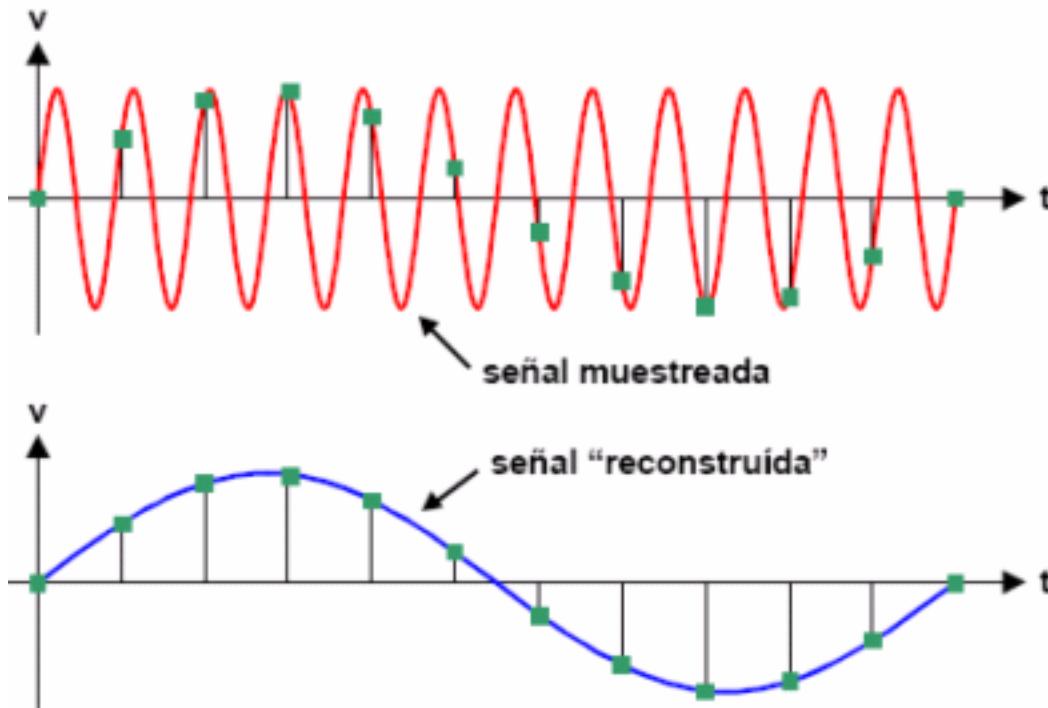
- Muestreo (Sampling)

Asigna un valor numérico a la señal en unidades discretas de tiempo (constante)
La frecuencia Nyquist: Especifica la frecuencia máxima de una señal que puede reproducirse completamente. Esta establece que:

Frecuencia muestreo = 2 veces la frecuencia máxima de la señal para poder reproducirla.

Para poder reproducir la señal analógica debe pasar por un filtro *pasa-bajas* a la frecuencia de muestreo (quitar ruidos creados por el muestreo).

Al no cumplirse estas condiciones sucede el fenómeno de *aliasing*, el cual consiste en que la muestra se “inventa” frecuencias fantasmas de valores aproximados a la diferencia entre la frecuencia original y la de muestreo.



Fenómeno de aliasing con reconstrucción distorsionada

Figura 2.2.35 Fenómeno de aliasing

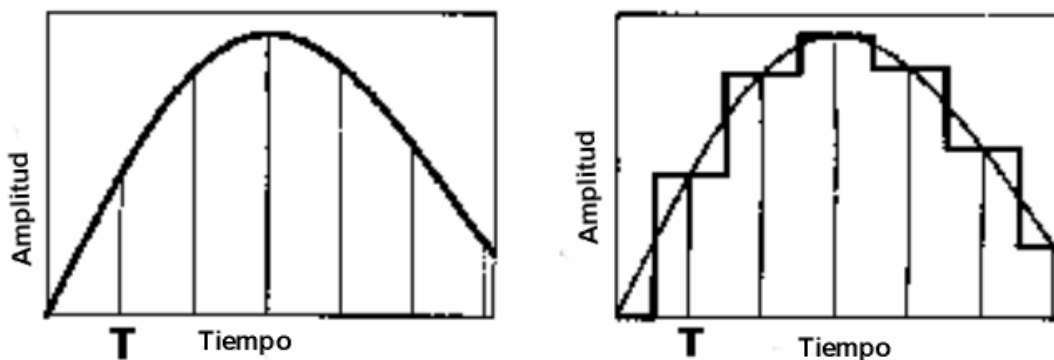


Figura 2.2.36 Señal que varía lentamente: muestreada en una frecuencia T [54]

Si la señal varía más rápido se requiere una T más pequeña por lo tanto un menor ancho de banda de frecuencias.

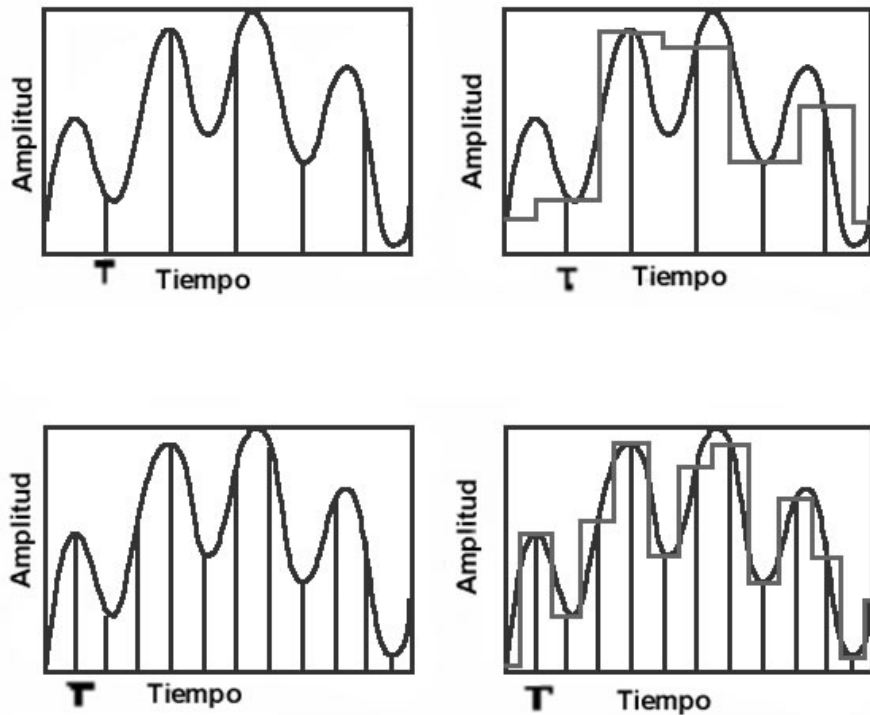


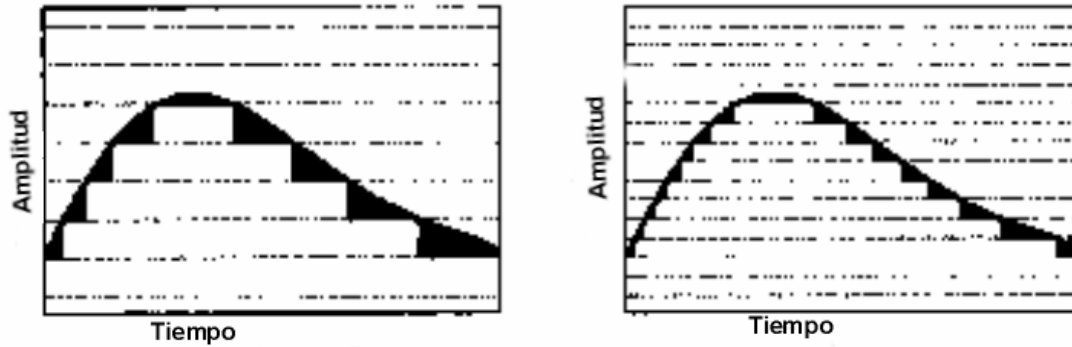
Figura 2.2.37 Ancho de banda de frecuencias [54]

El humano produce señales de Voz desde los 100(hombre)-400(mujer) Hertz hasta los 15000Hz.

- Resolución: Cuantización

Cada muestra se representa con un valor digital limitando el rango de valores discretos correspondiente al original.

Esto se puede ver como la resolución:



Cuantización de alta y baja resolución.

Figura 2.2.38 Cuantización de alta y baja resolución [54]

El error o diferencia entre la señal original y la reconstruida se percibe como ruido. Por lo tanto, a mayor resolución mayor cuantización y menor ruido como consecuencia.

La resolución del "cuantizer" (# de bits por muestra) se describe generalmente en términos de la relación señal-a-ruido (signal to noise ratio o SNR)

A mayor SNR es mayor la fidelidad de la señal digitalizada.: $SNR \text{ aprox. } 2^B$ (B=bits/muestra). Esto es independiente de la frecuencia de muestreo.

Template-based Approach

Teoría que ha dado lugar a toda una familia de técnicas de reconocimiento de voz, causando un considerable avance durante las décadas de los 70's y 80's.

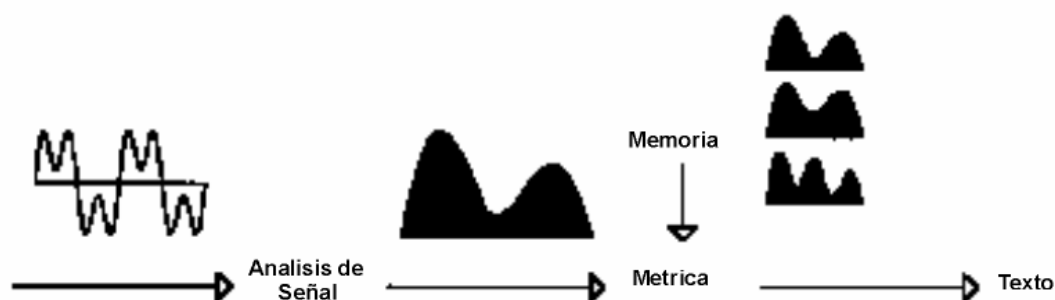


Figura 2.2.39 Teoría Template-based Approach [54]

El principio es simple: Se almacenan patrones de voz típicos (templates) como modelos de referencia en un diccionario de palabras candidato. El reconocimiento se lleva a cabo comparando la expresión desconocida a los patrones almacenados (templates) seleccionando el que más se le parece.

Usualmente se construyen patrones para las palabras completas.

Ventaja: Se evitan errores debidos a la segmentación o clasificación de unidades pequeñas que pueden variar mucho acústicamente, como los fonemas.

Desventaja: Cada palabra requiere de su patrón y el tiempo de preparar y compararlos se vuelve demasiado al incrementarse el tamaño del vocabulario.

Inicialmente se pensaba que se restringía sólo a reconocimiento dependiente del locutor. Sin embargo se logra un reconocimiento independiente del locutor. Utilizando técnicas de "Clustering" para generar automáticamente grupos de patrones para cada palabra del vocabulario.

También pasó de ser para el reconocimiento de palabras aisladas a habla continua utilizando técnicas de programación dinámica para encontrar la mejor cadena de patrones.

Comparar los vectores con prototipos almacenados en la memoria del sistema: el verdadero reconocimiento será la asignación a fragmentos de la señal de vocablos en el idioma especificado, construyendo de este modo frases y finalmente un discurso completo que permitirá al usuario disponer de la información en un nuevo código de información según el dispositivo de salida indicado. El proceso de comparación es realmente el centro del reconocimiento de voz y el que determina su fiabilidad y campo de aplicación. Será precisamente este modo en que se asocia la información sonora a un banco de palabras almacenadas en el sistema el que haga que el reconocedor sea más o menos útil a nuestro propósito.

Para esta parte del prototipo existen diversas tarjetas de reconocimiento de voz en el mercado. Algunas comerciales son:

TMS320C5510 DSP Starter Kit (DSK)

Este kit desarrollado por Spectrum Digital es una plataforma de desarrollo de bajo costo diseñada para acelerar el desarrollo de aplicaciones eficientes de poder basadas en la generación TMS320C55x DSP de Texas Instruments.

El C5510 DSK ofrece la habilidad de detectar, diagnosticar y corregir problemas de comunicaciones DSK, descargar y revisar el código más rápido y obtener una mejor salida con RTDX (Intercambio de Datos en Tiempo Real).

El DSK presenta el TMS320C5510 DSP, un dispositivo de 200 MHz que entrega hasta 400 millones de instrucciones por segundo y está diseñado para productos que requieren una combinación optimizada de poder, desempeño y área. El C5510 es ideal para aplicaciones tales como reproductores de audio digital, cámaras digitales, libros electrónicos, dispositivos médicos portátiles, reconocimiento de voz, receptores GPS, reconocimiento de huellas/patronos, módems inalámbricos, audífonos y biométricos.

TMDS320006711 DSP Starter Kit

Este kit no solo brinda una introducción a la tecnología 'C6000, sino que también es lo suficientemente poderosa para usar en aplicaciones de red, comunicaciones, imágenes y otras.

Opera a 150 MHz, entrega 1200 millones de instrucciones por segundo y 600 MFLOPs.

SRI-02 Speech Recognition Kit

Tiene un circuito integrado HM2007, que es capaz de reconocer hasta 40 palabras de 0.96 seg. o hasta 20 palabras de 1.92 seg. Las palabras que programe en la unidad vía un teclado de 12 teclas son almacenadas en un circuito integrado RAM 8K X 8 con una batería en el circuito para mantener su memoria. Una característica es que tiene un modo de puenteo que puede poner el HM2007 en Modo Manual o modo CPU. El modo Manual siempre está escuchando y enviando datos. En el Modo CPU todo es igual excepto que el HM2007 trabajará por su cuenta hasta que reconozca una palabra y después envíe una interrupción al controlador para procesar.

Voice Extreme Toolkit

Este es un módulo programable y una suite de herramientas de desarrollo para construir aplicaciones de voz interactivas de forma fácil y rápida. Usando un chip de bajo costo, totalmente integrado, los desarrolladores pueden escribir programas en VE-C, un lenguaje de alto nivel muy similar a ANSI-C. El VE-C brinda acceso a numerosas tecnologías de voz y audio, además de características de hardware tales como puertos I/O, cronómetros e interfaz RS-232.

▪ **Procesadores**

Un sistema de procesamiento digital de señales se puede implementar mediante software (operaciones matemáticas especificadas en un programa) o mediante hardware digital (circuitos lógicos) configurado para llevar a cabo las operaciones deseadas.

Los procesadores digitales de señales son microprocesadores diseñados para realizar tareas de procesamiento digital de señales.

El procesamiento digital de señales consiste básicamente en tres pasos: conversión de la señal analógica en digital, procesamiento de la señal digital y finalmente, conversión de la señal procesada en una forma analógica. A continuación se muestra el diagrama de bloques:

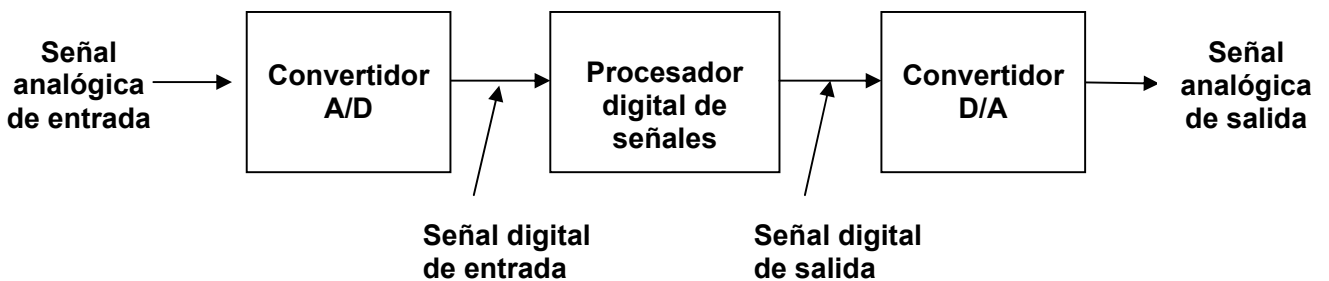


Figura 2.2.40 Procesamiento de señales digitales

El microprocesador tiene una arquitectura parecida a la computadora digital. En otras palabras, el microprocesador es como la computadora digital porque ambos realizan cálculos bajo un programa de control. Consiguientemente, la historia de la computadora digital nos ayudará a entender el microprocesador. El microprocesador hizo posible la manufactura de poderosas calculadoras y de muchos otros productos. El microprocesador utiliza el mismo tipo de lógica que es usado en la unidad procesadora central (CPU) de una computadora digital. El microprocesador es algunas veces llamado unidad microprocesadora (MPU). En otras palabras, el microprocesador es una unidad procesadora de datos.

Existen características fundamentales que son esenciales para identificar un microprocesador, a parte del nombre que se le dan y marca o compañía por la que fue fabricada. Los cuales son:

- Su ancho de bus (medido en bits).
- La velocidad con que trabajan (medida en hertz): existen dos tipos de velocidades de los micros hoy en día, velocidad interna: la velocidad a la que funciona el micro internamente (200, 333, 450... MHz); y velocidad externa o del bus o también "velocidad del FSB": la velocidad a la que se comunican el micro y la placa base, para poder abaratar el precio de ésta. Típicamente, 33, 60, 66, 100 ó 133 MHz.

Los microprocesadores deben cumplir con ciertas capacidades, la primera leer y escribir información en la memoria de la computadora o dispositivo. Esto es decisivo ya que en las instrucciones del programa que ejecuta el microprocesador y los datos sobre los cuales trabaja están almacenados temporalmente en esa memoria. La otra capacidad es reconocer y ejecutar una serie de comandos o instrucciones proporcionados por los programas. La tercera capacidad es decirle a otras partes de la computadora o sistema lo que deben de hacer, para que el micro pueda dirigir la operación. En pocas palabras los circuitos de control de la MPU o microprocesador tienen la función de decodificar y ejecutar el programa (un conjunto de instrucciones para el procesamiento de los datos).

2.2.3 Selección de Conceptos

La selección de los conceptos se realizó de dos maneras, se hizo tanto por medio de la fabricación de modelos funcionales y experimentación como de matrices de decisión.

a. Fabricación de modelos funcionales:

Modelo 1

Descripción general:

Se fabricó un brazo mecatrónico de tres dedos (índice, medio y pulgar) que realiza tres movimientos, tanto en forma independiente como en forma conjunta. Los movimientos pueden efectuarse, tanto en sentido horario, como en sentido antihorario, Dichos movimientos son:

- 1.- Flexión y extensión del dedo índice
- 2.- Flexión y extensión del dedo medio
- 3.- Prono supinación (giro del brazo)

Los dedos medio y anular cuentan con un eslabón el cual se encuentra articulado únicamente en la falange proximal por medio de una articulación rotacional, las dos falanges restantes se encuentran fijas y a media flexión, es decir a 45°.

El dedo pulgar se encuentra totalmente fijo y opuesto a los dos dedos restantes, sirviendo de tope para el movimiento flexionante de éstos, de la misma manera el antebrazo será el tope al realizar el movimiento de extensión de los dos dedos. El movimiento de pronosupinación del antebrazo no cuenta con topes, por lo cual su rango de movimiento es de 360°.

Principio de funcionamiento:

Los actuadores que permiten los movimientos anteriormente mencionados son tres motores a pasos, uno para cada dedo movable y un tercero para el antebrazo. El sistema de transmisión de los dedos se encuentra en el antebrazo y consiste de bandas y poleas dentadas soportadas por ejes. Para el caso del antebrazo el actuador se encuentra directamente acoplado a una base.

Se realizó un tablero con cuatro push-buttons, uno para accionar cada actuador, y un cuarto para detener todo el sistema. Al oprimir una vez un botón, el actuador

correspondiente a dicho botón comienza a girar, si el mismo botón es oprimido nuevamente, el actuador cambia el sentido de giro. El cuarto botón sirve para detener cualquier movimiento o combinación de estos. En caso de tener más de un movimiento en ejecución, no se podrá detener sólo uno, sino que se detendrá automáticamente todo el sistema, conservando la posición en la que éste se encuentre al momento de oprimir dicho botón.

Materiales empleados:

El antebrazo es hueco y de forma rectangular fabricado con perfiles de acero galvanizado debido a la resistencia que este posee.

Los tres dedos fueron fabricados de madera balsa y cubiertos con foamy con el fin de darles una mejor apariencia estética y amortiguar pequeños impactos. Se decidió utilizar madera balsa debido a la baja densidad de ésta.

Sistemas de Control:

El control del sistema se realizó mediante un microcontrolador, mismo que cuenta con un PIC16F877. Para la parte electrónica, se utilizaron tres circuitos L293D, un circuito inversor, y cuatro botones “minipush”, así como las resistencias y capacitores necesarios.

Resultados:

Debido a que el objetivo de realizar éste modelo funcional fue el de seleccionar conceptos que satisficieran las necesidades de una prótesis de miembro superior, el análisis de los resultados obtenidos se basa en el cumplimiento de las especificaciones de diseño mencionadas en el punto 2.1.

Después de realizar varias pruebas de funcionamiento, fue posible observar que a pesar que el acero galvanizado presenta una resistencia suficiente y adecuada para la función que realiza una prótesis de miembro superior, este material resulta demasiado pesado para ser utilizado en su manufactura. En contraste, la madera balsa utilizada en los dedos es muy ligera pero demasiado frágil para soportar las actividades que se pretenden realizar con el prototipo.

En lo que respecta al sistema de transmisión, es posible afirmar que éste sistema de poleas con bandas dentadas no es el adecuado para nuestro propósito ya que carece de confiabilidad, debido a que en ocasiones la banda se barría o se salía de su lugar y no permitía movimiento alguno.

A pesar que los motores a pasos son ampliamente utilizados en los brazos robóticos, entre otras cosas por su facilidad de control, no es recomendable utilizarlos en una prótesis de miembro superior ya que los movimientos generados en cada paso

del motor, carecen de la suavidad y la precisión requeridas, además de que el motor se caracteriza por tener un consumo de corriente elevado.



Figura 2.2.41 Modelo funcional 1

Modelo 2

Descripción general:

Debido a que en una prótesis de miembro superior lo más complicado es imitar los movimientos de la mano, se realizó un modelo funcional exclusivamente de la mano, dicha mano fue diseñada tomando como base las medidas de la mano derecha de un hombre adulto, mexicano de estatura promedio. El modelo consta de dieciséis piezas en total: la palma de la mano y cinco dedos. Los dedos Índice, medio, anular y meñique se componen de tres piezas (falange proximal, medial y distal), las cuales se encuentran unidas a la palma y entre sí por medio de articulaciones rotacionales. El dedo pulgar consta también de tres eslabones: dos falanges (proximal y distal) y una pieza que realizará la función del primer metacarpiano (hueso de la palma de la mano), esto permitirá realizar la acción oponente de este dedo. Por simplicidad de diseño, se decidió sustituir los demás metacarpianos por una sola pieza: la palma. La mano se encuentra normalmente abierta mediante resortes de compresión.

Cabe mencionar que la unión de los eslabones, así como la selección de resortes se realizó de manera tal, que la oposición de los eslabones al movimiento de flexión fuera la mínima.

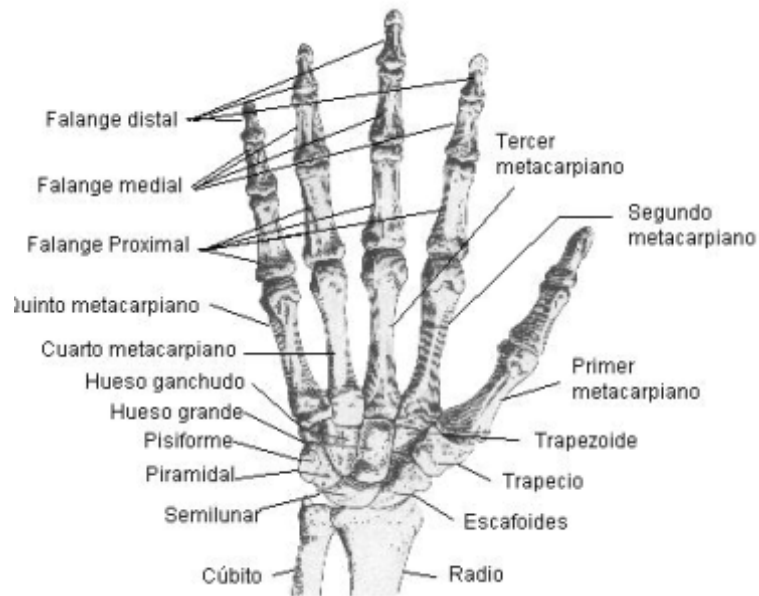


Figura 2.2.42 Huesos de la mano y la muñeca [9]

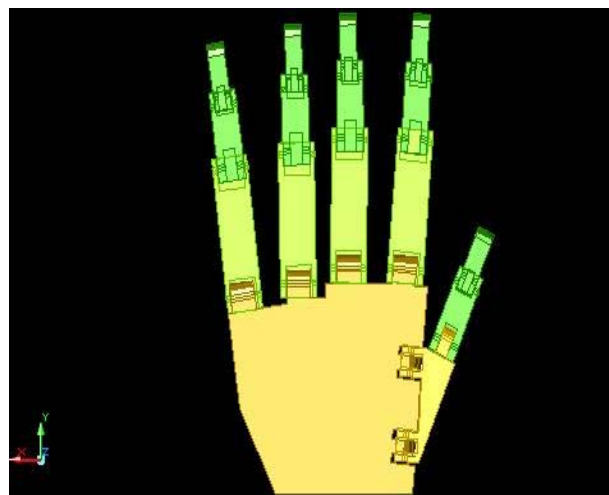


Figura 2.2.43 Modelado en CAD [9]

Principio de funcionamiento

Con el fin de imitar la función de los músculos y tendones que intervienen en el movimiento de flexión de los dedos (Figura 2.2.44), se colocaron pequeños tramos de alambres musculares, amarrados a clavos colocados en cada articulación, de manera que al hacer pasar corriente a través de ellos, se realiza la contracción, permitiendo mover cada segmento, de la misma manera en que se mueven los eslabones en un robot manipulador. Se utilizaron los alambres musculares de 375 μm , es decir los de mayor diámetro existentes en el mercado, esto con el fin de obtener el mayor movimiento posible.

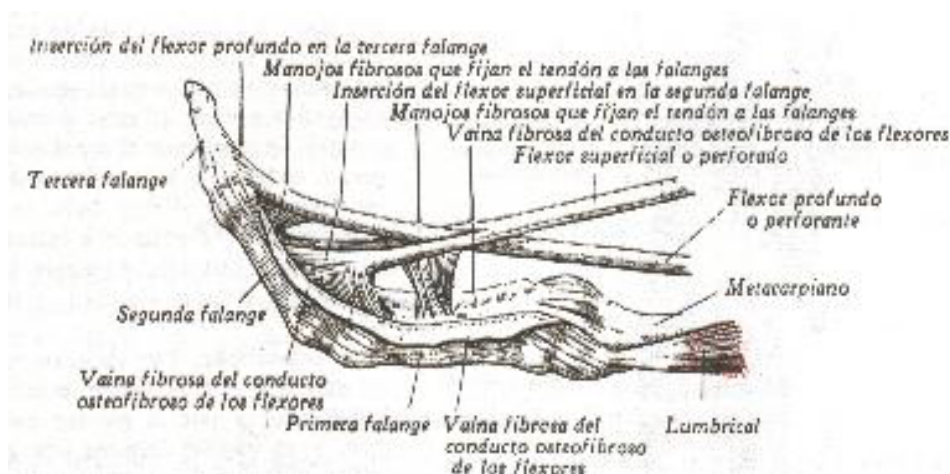


Figura 2.2.44 Tendones flexores del dedo [9]

Los movimientos son accionados mediante un software desarrollado en Visual Basic. A través de este programa se pueden manipular y simular los movimientos de la mano, así como también se tiene acceso a los planos de cada parte que conforma la mano.

Debido a que en ocasiones el movimiento generado por los alambres musculares es tan pequeño que resulta imperceptible a la vista, es necesario visualizar el adecuado funcionamiento del programa, para así comprobar cual es el sistema que presenta fallos, en el caso de que no se genere ningún tipo de movimiento.

Para visualizar el adecuado funcionamiento del programa, se colocó un tablero con leds de colores en la base que soporta la mano, existe un led por cada movimiento de la mano. Ya que cada movimiento es generado por medio de pulsos que envía el programa a los actuadores, es posible captar los pulsos enviados, en el tablero de LEDS. El o los LEDS correspondientes a cierto movimiento, encenderán permaneciendo de esta manera hasta que el programa dé la indicación para que todos los eslabones regresen a su posición inicial.

Materiales empleados:

Para la fabricación de la estructura de este proyecto se empleó Nylamid Súper Lubricado (SL) tanto para la palma como para cada uno de los eslabones de los dedos, debido a las características que posee este material como son:

- Baja densidad (menos denso que el aluminio)
- Buena maquinabilidad
- Alta resistencia y dureza
- Buen acabado superficial

Los actuadores empleados (muscle wires) son de una aleación de Níquel y Titanio llamada comercialmente "Nitinol". Estos actuadores se encuentran dentro de la clasificación de Aleaciones con Memoria de Forma (SMA) y presentan grandes ventajas, principalmente en lo que respecta al tamaño y peso.

Los resortes utilizados para mantener la mano normalmente abierta son de compresión hechos de cuerda de piano.

La base sobre la cual se encuentra montada la mano es de lámina de acero galvanizada.

El tablero de leds se encuentra cubierto con acrílico.

Sistemas de Control:

Para facilitar el control del modelo, se seleccionaron algunas posiciones de la mano para utilizarlas en el control como predeterminadas (Figura 2.2.45), dichas posiciones son accionadas mediante una cierta combinación de pulsos que estimulan a los actuadores de los eslabones involucrados. Se utilizó un control tipo "encendido-apagado", mediante un programa en Visual Basic, el cual presenta planos del modelo en seis diferentes posiciones. El usuario puede accionar los eslabones tanto de manera independiente como conjunta mediante las posiciones preestablecidas, al mismo tiempo que observa la simulación de él o de los movimientos en el programa.

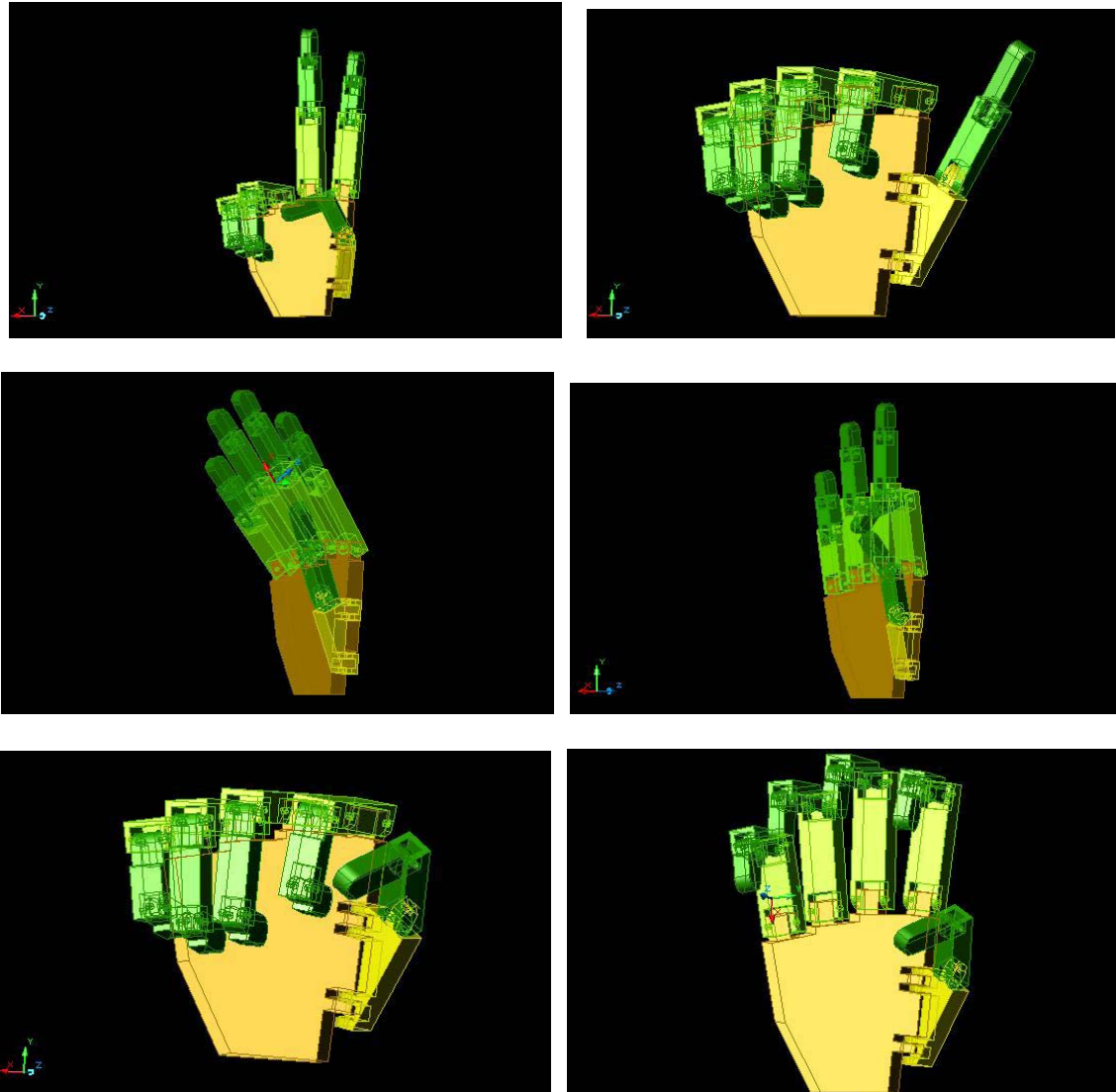


Figura 2.2.45 Posiciones predeterminadas [9]

Resultados:

Tanto para éste modelo funcional como para una prótesis el material utilizado resulta ser adecuado debido a la buena maquinabilidad, al bajo peso y alta resistencia que tiene.

Al tratar de realizar algún movimiento a través del programa, se observó que éste funcionaba adecuadamente, ya que se podía observar el encendido intermitente del conjunto de leds correspondientes al movimiento o posición en cuestión.

A pesar que el programa funcionaba adecuadamente mandando los pulsos a cada actuador, éstos no conseguían ni siquiera el mínimo movimiento de los eslabones, debido a que los alambres musculares se calentaban mucho y disipaban la mayor parte de su energía en calor. Para alcanzar el movimiento deseado habría que realizar un arreglo en paralelo de varios alambres musculares, lo cual elevaría demasiado el consumo de corriente y la temperatura del sistema; haciendo al modelo poco confiable e inseguro. En lo referente al consumo de corriente, éste se acercaba a 1 Ampere por cada eslabón, así que si se requiere mover un solo dedo, esto equivaldría a un consumo de corriente casi a 3 Amperes, lo cual resulta no ser práctico en una prótesis, teniendo en cuenta que nos vemos ante el problema de conseguir una fuente de poder que nos brinde dicha corriente y que además sea pequeña, portátil y de bajo costo.

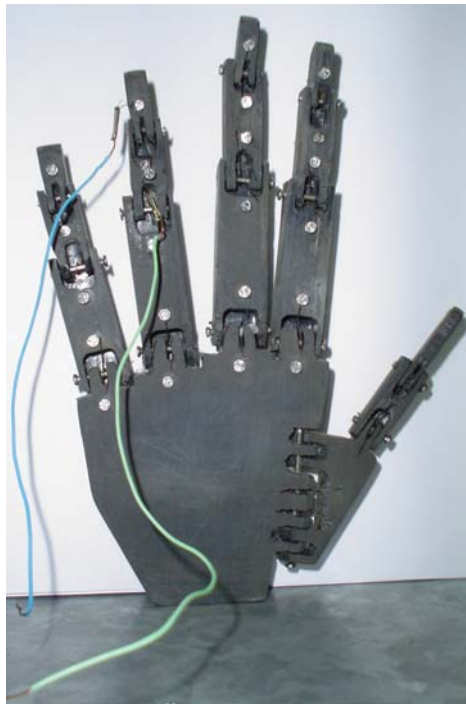


Figura 2.2.46 Modelo funcional II [9]

Experimentación

Para la selección de electrodos se realizaron las siguientes actividades:

Debido a que se deseaba comprobar el funcionamiento de diversos electrodos comerciales con y sin gel, se colocaron éstos en el bíceps del usuario y se buscó una señal asociada a la contracción muscular. Para comparar las señales obtenidas y considerarlas útiles, éstas debían situarse un volt por encima de la línea de referencia.

Se probaron cinco tipos de electrodos y estos fueron los resultados:

# Electrodo	Nombre	Amplitud de señal	Comentario
2281	3M Dot azul	1 V	Referencia, con gel nuevo
2660-3	Red Dot morado	> 1 V	Sin señal útil
2281p	3M Dot verde pediátrico	> 1 V	Sin gel, sin señal útil
2281p	3M Dot verde pediátrico	> 1 V	Con gel, sin señal útil
2560	Red Dot naranja	> 1 V	Con el gel de fábrica es buena la conducción
2560	Red Dot naranja	1 V	Con gel nuevo mejora la eficiencia de la conducción (picos pronunciados)
2258-3	Red Dot rosa	casi 1 V	Sin gel funciona aceptablemente

Tabla 2.5 Comparación de electrodos

Cabe mencionar que en los electrodos en los cuales no se obtuvo una señal útil, se limpió el gel de fábrica y se aplicó nuevo gel, sin embargo la nueva señal obtenida, no fue suficiente para ser considerada útil.

Con base en estos resultados se eligió el modelo 2560 “Red Dot Naranja”, debido a que este modelo muestra la mejor conducción inclusive sin gel. La ficha técnica de estos electrodos se incluye en el Anexo A.

b. Matrices de decisión

En las matrices de decisión se califican los conceptos generados en el punto 2.2, respecto a su cumplimiento con las especificaciones de diseño.

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

Los conceptos fueron calificados de acuerdo a la siguiente escala:

3 = malo

6 = regular

9 = bueno

Dichas calificaciones fueron multiplicadas por el porcentaje correspondiente a cada especificación y posteriormente sumadas para obtener la calificación final del concepto. Después fueron comparadas las calificaciones finales obtenidas por cada concepto; el concepto con la calificación más alta fue el concepto ganador, es decir el más adecuado para ser utilizado en el brazo mecánico.

En los casos en que las calificaciones finales entre cada concepto variaran por menos de 5 décimas, se volvieron a evaluar dichos conceptos o se escogió el ganador, auxiliándose de los resultados obtenidos en los modelos funcionales (a).

Matriz 1

Mantener posición	Repetibilidad		Facilidad de control		Mantenimiento mínimo		Bajo Costo		Tamaño pequeño		Bajo peso		Estética		Confiabilidad		Nivel bajo de ruido		Total	
	14%		16%		3%		12%		12%		14%		2%		20%		7%		100%	
Resortes compresión	9	1.26	9	1.44	6	0.18	9	1.08	6	0.72	9	1.26	6	0.12	9	1.8	9	0.63	8.5	2
Resortes extensión	9	1.26	9	1.44	6	0.18	9	1.08	6	0.72	9	1.26	6	0.12	9	1.8	9	0.63	8.5	2
Resortes torsión	9	1.26	9	1.44	6	0.18	9	1.08	9	1.08	9	1.26	9	0.18	9	1.8	9	0.63	8.9	1
Pistones eléctricos	3	0.42	3	0.48	9	0.27	6	0.72	6	0.72	6	0.84	6	0.12	3	0.6	9	0.63	4.8	5
Alambres musculares	3	0.42	3	0.48	9	0.27	6	0.72	9	1.08	9	1.26	9	0.18	3	0.6	9	0.63	5.6	3
Servomotor con chicote	6	0.84	6	0.96	6	0.18	3	0.36	3	0.36	3	0.42	6	0.12	6	1.2	6	0.42	4.9	4

Tabla 2.6 Matriz de decisión 1

Matriz 2

Materiales	Resistencia		Facilidad de manufactura		Facilidad de limpieza		Baja corrosión		Bajo Costo		Baja densidad		Estética		Total	
	22%		13%		12%		10%		16%		22%		5%		100%	
Nylamid	9	1.98	9	1.17	9	1.08	9	0.9	3	0.48	9	1.98	9	0.45	7.6	1
Polímeros	6	1.32	6	0.78	9	1.08	9	0.9	6	0.96	9	1.98	9	0.45	6.5	3
Aluminio	9	1.98	9	1.17	9	1.08	9	0.9	9	1.44	6	1.32	9	0.45	6.9	2
Madera	3	0.66	9	1.17	3	0.36	3	0.3	9	1.44	9	1.98	6	0.3	4.8	5
Latón	9	1.98	9	1.17	9	1.08	9	0.9	6	0.96	3	0.66	3	0.15	5.9	4

Tabla 2.7 Matriz de decisión 2

Matriz 3

Articulaciones	Campo acción		Facilidad manufactura		Mantenimiento mínimo		Bajo Costo		Tamaño pequeño		Bajo peso		Estética		Total	
	27%		5%		12%		15%		13%		25%		3%		100%	
Rotacionales	6	1.62	9	0.45	6	0.72	9	1.35	6	0.78	9	2.25	9	0.27	7.4	1
Prismáticas	3	0.81	6	0.3	9	1.08	6	0.9	9	1.17	9	2.25	9	0.27	6.8	2
Esféricas	9	2.43	3	0.15	3	0.36	3	0.45	6	0.78	6	1.5	6	0.18	5.9	3

Tabla 2.8 Matriz de decisión 3

**Matriz 4
Actuadores**

	Repetibilidad		Bajo consumo de energía		Mantenimiento mínimo		Bajo costo		Tamaño pequeño		Bajo peso		Estética		Confiabilidad		Nivel bajo de ruido		Total	
	8%		15%		8%		15%		8%		12%		3%		20%		11%		100%	
Servomotor	9	0.72	9	1.35	9	0.72	9	1.35	6	0.48	6	0.72	9	0.27	9	1.8	9	0.99	8.4	1
Motor a pasos	6	0.48	6	0.9	9	0.72	9	1.35	6	0.48	3	0.36	6	0.18	6	1.2	6	0.66	6.3	2
Alambres musculares	3	0.24	3	0.45	6	0.48	9	1.35	9	0.72	9	1.08	9	0.27	3	0.6	9	0.99	6.2	3
Músculo neumático	6	0.48	3	0.45	6	0.48	6	0.9	3	0.24	3	0.36	9	0.27	6	1.2	3	0.33	4.7	4
Músculo hidráulico	3	0.24	3	0.45	3	0.24	6	0.9	3	0.24	3	0.36	9	0.27	3	0.6	9	0.99	4.3	5

Tabla 2.9 Matriz de decisión 4

Matriz 5

Transmisión o actuación dedos	Repetibilidad		Fuerza entregada		Mantenimiento mínimo		Bajo Costo		Tamaño pequeño		Bajo peso		Facilidad manufactura		Confiabilidad		Nivel bajo de ruido		Total	
	14%		8%		6%		11%		9%		14%		5%		24%		9%		100%	
Engranés	9	1.26	9	0.72	6	0.36	3	0.33	6	0.54	6	0.84	6	0.3	9	2.2	6	0.54	7.1	4
Levas	9	1.26	9	0.72	6	0.36	3	0.33	6	0.54	6	0.84	6	0.3	6	1.4	6	0.54	6.3	6
Bandas	6	0.84	6	0.48	3	0.18	9	0.99	9	0.81	9	1.26	9	0.45	6	1.4	9	0.81	7.3	2
Cuatro barras	6	0.84	9	0.72	9	0.54	9	0.99	9	0.81	9	1.26	9	0.45	6	1.4	9	0.81	7.8	1
Chicotes	6	0.84	6	0.48	6	0.36	9	0.99	9	0.81	9	1.26	9	0.45	6	1.4	9	0.81	7.4	3
Poleas	6	0.84	6	0.48	6	0.36	9	0.99	6	0.54	9	1.26	9	0.45	3	0.7	9	0.81	6.5	5

Tabla 2.10 Matriz de decisión 5

**Matriz 6
Electrodos**

	Tamaño		Tiempo de vida		Conductividad		Sensibilidad		Comodidad		Adhesión		Total	
	pequeño		20%		28%		23%		4%		15%		100%	
	3	0.3	3	0.6	6	1.68	3	0.69	6	0.24	3	0.45	3.96	5
Estándar	3	0.3	3	0.6	6	1.68	3	0.69	6	0.24	3	0.45	3.96	5
Descanso	9	0.9	6	1.2	9	2.52	6	1.38	9	0.36	6	0.9	7.26	3
Pediátricos	9	0.9	9	1.8	9	2.52	9	2.07	9	0.36	9	1.35	9	1
Diaforético	6	0.6	6	1.2	6	1.68	6	1.38	6	0.24	6	0.9	6	4
Gel húmedo	3	0.3	9	1.8	9	2.52	9	2.07	6	0.24	6	0.9	7.83	2

Tabla 2.11 Matriz de decisión 6

Matriz 7

Pilas

	Capacidad		Bajo Costo		Tamaño pequeño		Bajo peso		Disponibilidad de voltajes de voltaje		Total	
	6	1.8	6	1.08	3	0.6	3	0.75	3	0.21	4.44	5
carbón - zinc	6	1.8	6	1.08	3	0.6	3	0.75	3	0.21	4.44	5
alcalinas	9	2.7	9	1.62	3	0.6	3	0.75	9	0.63	6.3	2
cloruro de zinc	9	2.7	9	1.62	9	1.8	9	2.25	9	0.63	9	1
oxido de plata	3	0.9	6	1.08	6	1.2	6	1.5	3	0.21	4.89	4
óxido de mercurio	6	1.8	6	1.08	6	1.2	6	1.5	3	0.21	5.79	3

Tabla 2.12 Matriz de decisión 7

Una vez seleccionados los diferentes conceptos necesarios para el adecuado funcionamiento de nuestro prototipo, se realizó el diseño de configuración.

2.3 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN

El resultado de la etapa de diseño conceptual debe ser complementado con el diseño de configuración para así establecer su validez.

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

Por facilidad de representación, todos los sistemas involucrados en el funcionamiento de la prótesis, se resumieron en 7 componentes:

1. Mecanismos de transmisión o de actuación de los dedos
2. Actuador de flexión y extensión de la muñeca
3. Actuadores de flexión y extensión de los dedos
4. Actuador de prono supinación
5. Tarjeta de voz
6. Baterías
7. Sensores de presión

Configuración 1.

Todos los elementos que conforman la prótesis se encuentran dentro o sobre la estructura de soporte, como se muestra en la Figura 2.3.1.

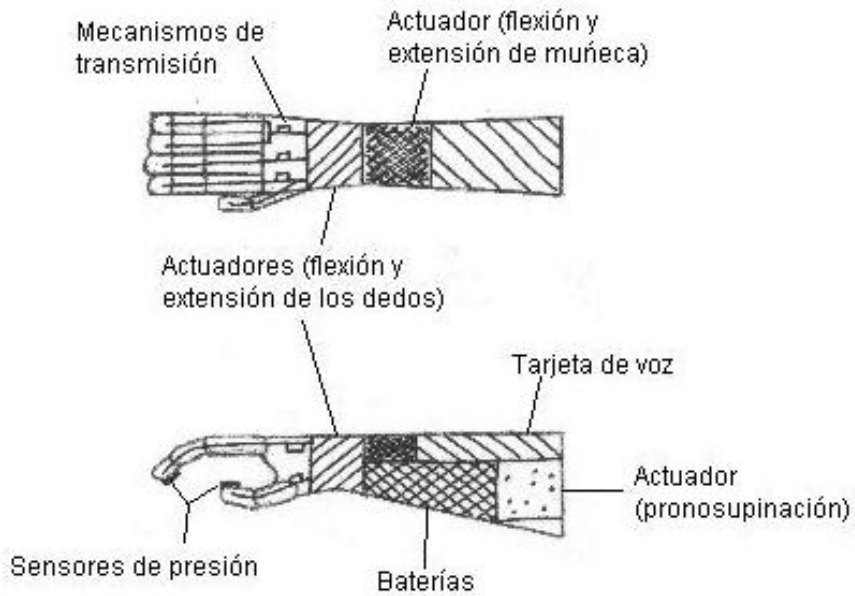


Figura 2.3.1 Configuración 1

Configuración 2.

Las baterías se colocan fuera de la estructura dejando así mayor espacio para los actuadores de flexión y extensión de la muñeca. (Figura 2.3.2)

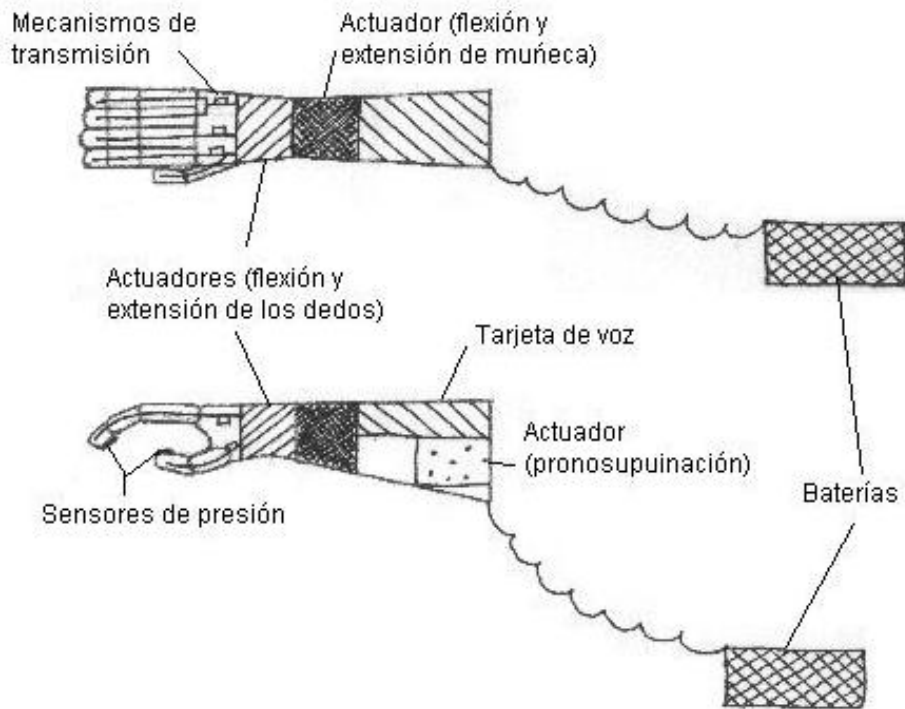


Figura 2.3.2 Configuración 2

Configuración 3.

El único elemento que se encuentra fuera de la estructura es la tarjeta de voz y se tiene mayor espacio para los actuadores de flexión y extensión de la muñeca, así como para el actuador de pronosupinación. (Figura 2.3.3)

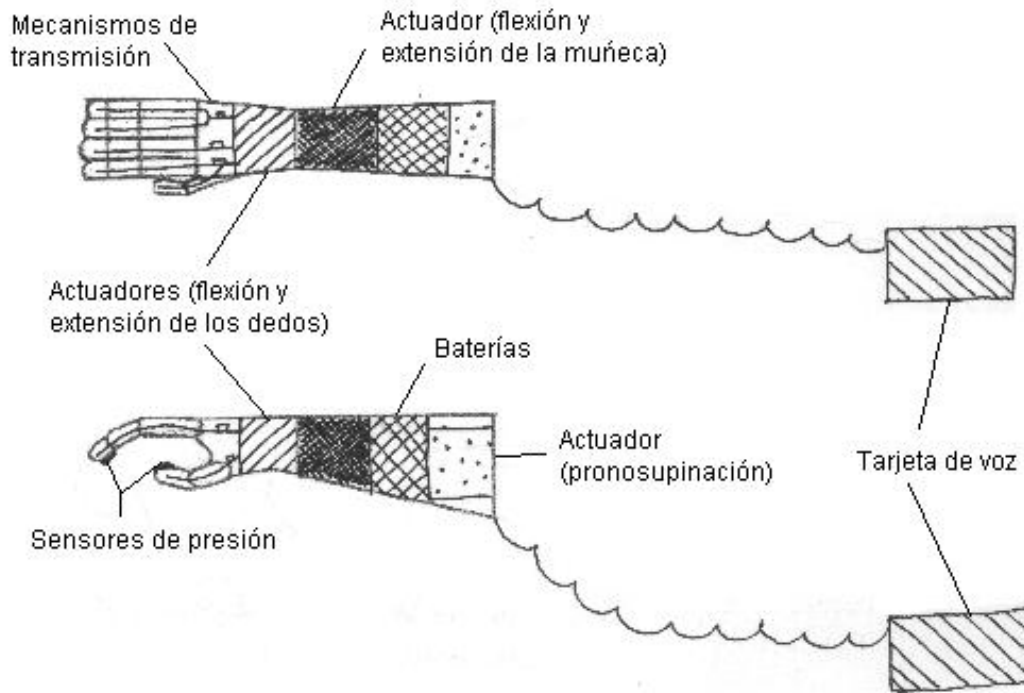


Figura 2.3.3 Configuración 3

Configuración 4.

Tanto las baterías como la tarjeta de voz se encuentran colocadas fuera de la estructura dejando mayor espacio en el antebrazo para los actuadores de extensión y flexión de la muñeca, así como para el actuador de pronosupinación. Además se disminuye el espacio para la transmisión de movimiento y se tiene la totalidad del espacio de la palma para los actuadores de flexión y extensión de los dedos. (Figura 2.3.4)

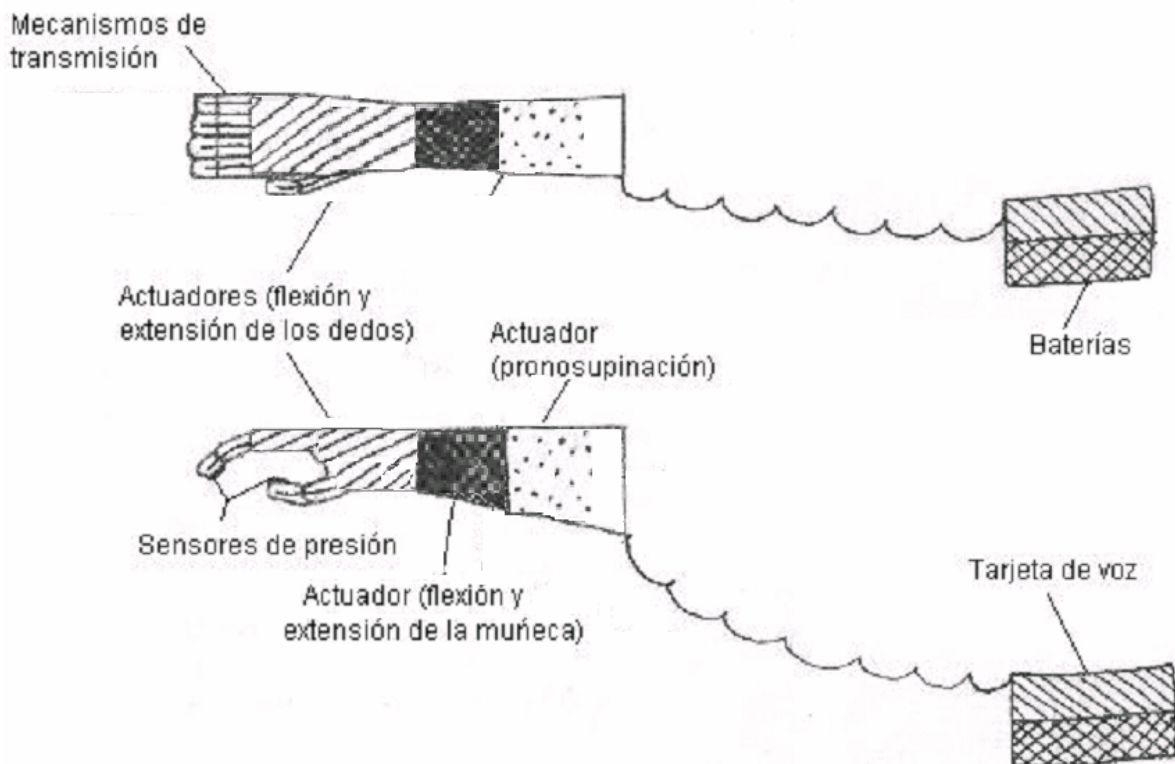


Figura 2.3.4 Configuración 4

Configuración 5.

Al igual que en la Configuración 4, tanto las baterías como la tarjeta de voz se encuentran colocadas fuera de la estructura, pero a diferencia de ésta, se tiene más espacio para los mecanismos de transmisión, y los actuadores de flexión y extensión de los dedos en vez de estar en la palma se encuentran colocados en el antebrazo. (Figura 2.3.5)

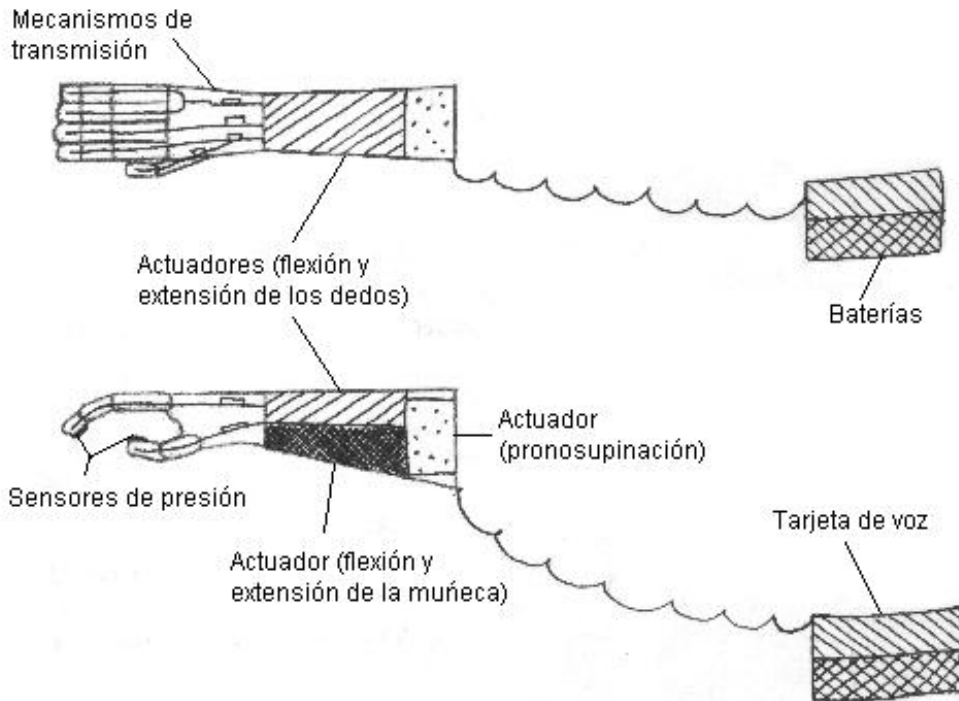


Figura 2.3.5 Configuración 5

Configuración 6.

El único elemento fuera de la estructura es la tarjeta de voz, pero a diferencia de la configuración 3, los actuadores de flexión y extensión de la muñeca y los dedos se encuentran colocados en un espacio más reducido, lo cual permite tener un espacio mucho más amplio para los mecanismos de transmisión de movimiento. Además de que los actuadores de flexión y extensión de los dedos se encuentran colocados en el antebrazo y no en la mano. (Figura 2.3.6)

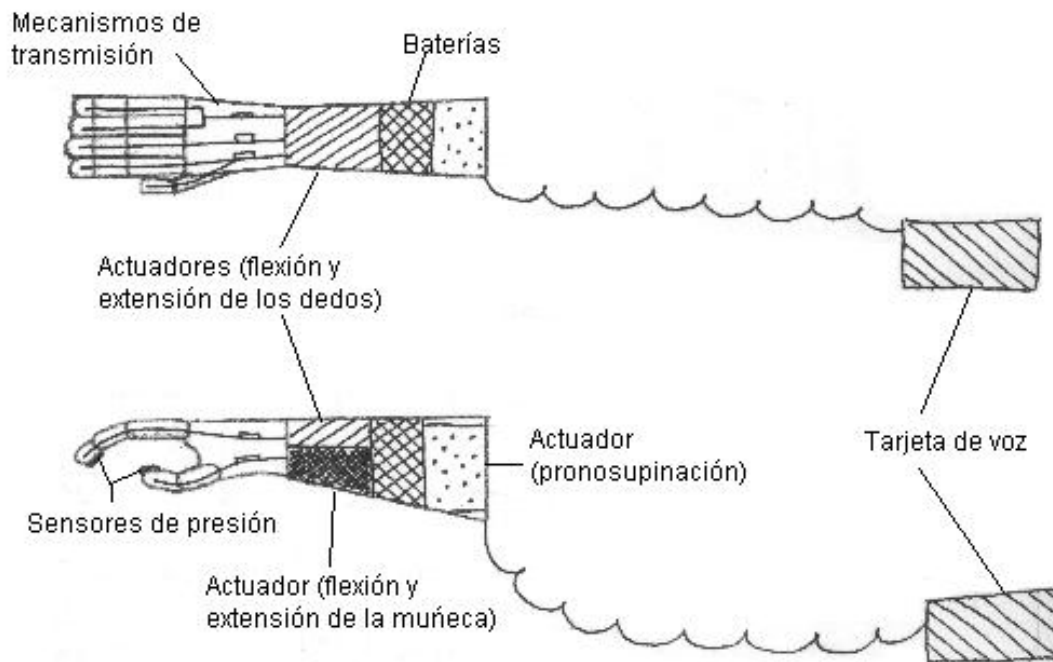


Figura 2.3.6 Configuración 6

Configuración 7.

Al igual que en la configuración 1 todos los elementos se encuentran dentro de la estructura, pero existen algunas diferencias en cuanto al espacio y localización de cada elemento:

- El espacio tanto de la tarjeta de voz como el de las baterías se encuentra notablemente reducido.
- Se tiene un mayor espacio, casi el doble, para los mecanismos de transmisión.
- El actuador de prono supinación se encuentra colocado en la parte proximal del antebrazo y cuenta con mayor espacio
- Los actuadores de flexión y extensión se encuentran localizados en la parte distal del antebrazo, uno sobre otro y cuentan con mayor espacio.

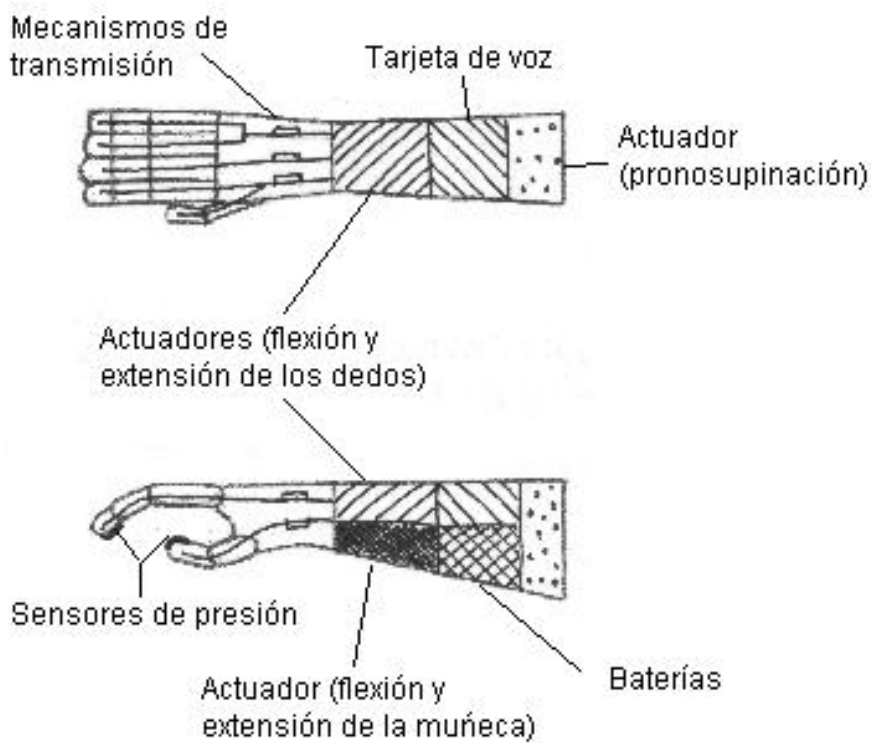


Figura 2.3.7 Configuración 7

La evaluación de las siete configuraciones anteriores se realizará mediante matrices de decisión. En la matriz generada se le dio el mayor porcentaje a la facilidad de ensamble debido a que se trata de un brazo mecánico que pretende servir como prototipo de pruebas para mejorar futuros diseños de una prótesis, por lo cual es de suma importancia que exista la flexibilidad de variar los componentes del brazo de manera rápida y sencilla. Por el contrario se le otorgó el menor porcentaje a la estética debido a que, como se mencionó anteriormente al inicio del capítulo, se trata de un prototipo que pretende mostrar los principios de funcionamiento y no será utilizado por un paciente, por lo cual en esta etapa del proyecto no será necesario resolver el problema de estética, no así en diseños posteriores en los que será necesario mejorar la estética e incluso posiblemente utilizar guantes de látex que le brinden una apariencia más natural.

Configuración

	Bajo peso		Bajo costo		Estética		Facilidad de ensamble		Facilidad de mantenimiento		Comodidad		Total	
	15%	20%	20%	20%	5%	5%	25%	25%	20%	20%	15%	15%	100%	100%
1	3	0.45	3	0.6	9	0.45	3	0.75	3	0.6	9	1.35	4.2	3
2	6	0.9	6	1.2	6	0.3	6	1.5	6	1.2	6	0.9	6	2
3	6	0.9	6	1.2	6	0.3	6	1.5	6	1.2	6	0.9	6	2
4	9	1.35	9	1.8	3	0.15	9	2.25	9	1.8	3	0.45	7.8	1
5	9	1.35	9	1.8	3	0.15	9	2.25	9	1.8	3	0.45	7.8	1
6	6	0.9	6	1.2	6	0.3	6	1.5	6	1.2	6	0.9	6	2
7	3	0.45	3	0.6	9	0.45	3	0.75	3	0.6	9	1.35	4.2	3

Tabla 2.13 Matriz de decisión para la configuración del prototipo

Después de analizar los resultados obtenidos en la matriz de decisión, observamos que las configuraciones que más se adecuan a las necesidades del prototipo son la cuatro y la cinco. Debido a que la configuración cinco requiere del diseño de un sistema transmisión flexible entre el antebrazo y la palma, el cual no concuerda con el sistema de transmisión seleccionado anteriormente durante la etapa de diseño conceptual, se utilizará la configuración cuatro, la cual permite transmitir el movimiento de flexión y extensión de los dedos mediante un sistema de transmisión rígido como lo es un mecanismo de cuatro barras.

CAPÍTULO 3: DISEÑO DE DETALLE

La mano humana es el órgano más flexible del miembro superior, ya que gracias a la disposición de uno de sus elementos, el pulgar, es posible obtener una enorme variedad de movimientos y funciones.

Desde una perspectiva fisiológica la mano tiene dos posibilidades, por un lado, se trata de un órgano de ejecución al constituir el elemento efector del miembro superior y, por otra parte, se comporta como un receptor sensorial capaz de captar múltiples sensaciones debido a la riqueza de sus conexiones con la corteza cerebral.

Esta diversificación funcional obedece a una compleja estructura anatómica. La mano está constituida por numerosos elementos óseos y articulares que se reparten en sus cinco dedos. La anatomía y la función de las articulaciones de cada dedo se complementan recíprocamente, de modo que actúan de una forma integrada como partes de un conjunto. Esta delicada configuración estructural determina una gran complejidad cuando se diseña una prótesis que sustituya las funciones de la mano, ya que los principales objetivos que se deben cumplir son los siguientes [2]:

1. Restaurar el rango de movimiento funcional
2. Proveer suficiente resistencia funcional
3. Adecuada estabilidad articular
4. Buena fijación del implante
5. Es deseable transmitir al usuario sensaciones, tales como presión y temperatura

Con el fin de alcanzar los objetivos antes mencionados, el diseño de detalle del prototipo se encuentra estrechamente ligado a estudios anatómicos, fisiológicos y biomecánicos del antebrazo humano. Cabe mencionar que debido a que se trata de un prototipo de pruebas, el cual no será utilizado por el paciente, se omitirá el objetivo número 4.

3.1 MODELADO MATEMÁTICO

Debido a que una de las principales funciones que debe cumplir este prototipo es el imitar, en lo posible la precisión y confiabilidad de algunos movimientos del antebrazo y mano, es necesario entre otras cosas:

- Conocer la descripción espacial de los dedos (efector final) con respecto a un sistema de coordenadas de referencia fijo.
- Evaluar el diseño y estructura del prototipo.

Para de esta manera asegurar el adecuado funcionamiento del sistema, esto se logra mediante el análisis cinemático y dinámico del sistema.

El sistema a analizar se compone del la muñeca y del dedo índice, debido a que por similitud morfológica y funcional, el análisis del los otros cuatro dedos queda dado por el análisis del dedo índice.

3.1.1 Articulación de la muñeca

La articulación de la muñeca es llamada radiocubital distal, corresponde a la zona distal del antebrazo y permite a la muñeca y a la mano el movimiento de pronosupinación y el de flexión-extensión. Esta articulación se encuentra conformada por 6 pequeños huesos:

1. Escafoide
2. Lunar
3. Triquetral
4. Pisiforme
5. Radio
6. Cúbito

Los primeros cuatro huesos son llamados huesos del carpo.



Figura 3.1.1 Huesos que conforman la muñeca [20]

En el desarrollo del prototipo de brazo mecánico propuesto, la articulación de la muñeca es reemplazada por una articulación de revolución con su eje de movimiento paralelo al eje del antebrazo y con un rango de movilidad de -90° a 90° . Debido a que se tiene un espacio muy reducido para la configuración de los actuadores y sistemas de transmisión, esta articulación se encuentra colocada en la parte proximal del eslabón que sustituye al antebrazo. El movimiento de prono-supinación es generado por medio de un servomotor.

3.1.2 Dedo índice

En la mano humana cada dedo, exceptuando el pulgar, está formado por tres falanges, un metacarpiano y tres articulaciones (metacarpofalángica, interfalángica proximal e interfalángica distal). Esta cadena de segmentos articulados se estabiliza y controla mediante una compleja distribución de musculatura intrínseca y extrínseca; también por estructuras retinaculares que permiten la flexión y la extensión independiente de cada articulación. Como se puede observar en la figura el dedo pulgar consta únicamente de dos falanges y un metacarpiano.

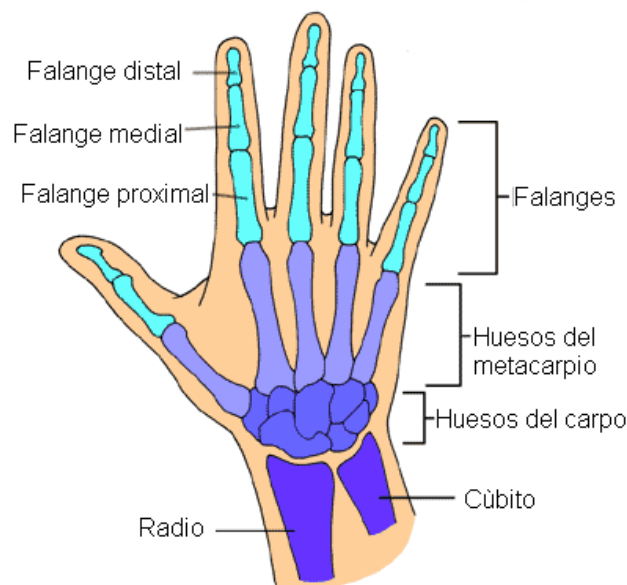


Figura 3.1.2 Huesos de la mano y la muñeca [20]

Por simplicidad de diseño se decidió dividir cada dedo en la mano de la prótesis, exceptuando el pulgar, únicamente en tres falanges: proximal, medial y distal. El hueso metacarpiano de cada dedo, es decir, el conjunto de los cuatro huesos metacarpianos han sido sustituidos por un solo eslabón llamado palma. El dedo pulgar consta también de tres eslabones: dos falanges (proximal y distal) y una pieza que realizará la función del primer metacarpiano, permitiendo la acción oponente de este dedo.

La única diferencia geométrica entre cada uno de los cinco dedos es la longitud de sus falanges, conservando la misma sección transversal para cada uno de ellos.

Una forma sencilla de calcular las longitudes de las falanges para una persona en particular consiste en usar la serie de Fibonacci [2], de forma que la longitud de cada hueso, desde el más distal hasta el más proximal, es la suma de la longitud de los dos anteriores. Esta relación matemática es útil cuando se desconoce la longitud anatómica correcta de una falange de un dedo, ya que con sólo conocer la longitud de otro hueso largo del mismo dedo, se puede determinar la longitud de los demás.

Con el fin de simplificar el diseño del mecanismo y cumplir con las restricciones de tamaño, peso y costo, mencionadas en el punto 2.1 de Especificaciones de diseño, las falanges distales carecen de articulaciones y se encuentran flexionadas un ángulo fijo θ_5 , por lo que no existe una división visible entre estas falanges (medial y distal) y por consiguiente constituirán un solo eslabón. Los movimientos que realiza cada una de las falanges restantes (proximal y medial) y la palma son los de extensión y flexión, dichos movimientos son generados por servomotores y transmitidos a la falange distal por medio de mecanismos de cuatro barras.

El movimiento de la palma puede ser realizado de manera independiente al resto de los movimientos de los dedos, pero los movimientos de las falanges son dependientes entre sí, por ejemplo no es posible mover la falange proximal y mantener fija la falange distal y viceversa. Esta dependencia es lograda mediante el diseño del mecanismo de cuatro barras, antes mencionado, localizado en el interior de los dedos. Lo cual significa que se utiliza un solo servomotor para mover simultáneamente las tres falanges de un dedo.

El rango de movilidad de cada articulación es el siguiente:

- Palma: -90° a 90°
- Falange proximal: 0° a 60°
- Falange medial: 0° a 90° con respecto a la articulación anterior
- Falange distal: 20° (ángulo fijo)

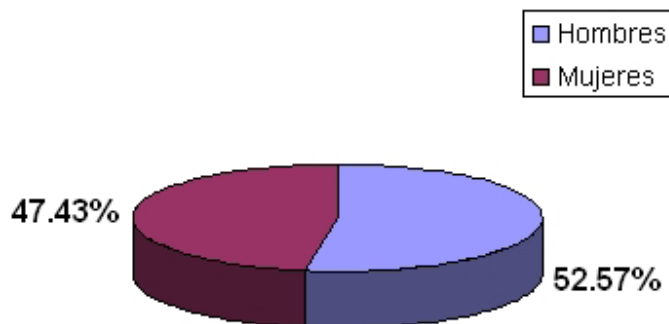
Para el dedo pulgar se tiene:

- Primer metacarpiano: 20° (ángulo fijo respecto a la articulación anterior)
- Falange proximal: 20° (ángulo fijo respecto a la articulación anterior)
- Falange distal: 20° (ángulo fijo respecto a la articulación anterior)

3.1.3 Medidas antropométricas de la mano

Debido a que uno de los objetivos de este proyecto es el diseñar un prototipo que sirva de base para futuros diseños de prótesis utilizadas principalmente por personas mexicanas que sufren de una amputación de antebrazo, las medidas con las cuales se realiza el diseño del prototipo fueron tomadas de datos estadísticos de las medidas antropométricas de la mano derecha de hombres mexicanos residentes en la zona metropolitana con edades de entre 18 y 65 años.

Se decidió utilizar las medidas de hombres, debido a que según el Censo Nacional de Población y Vivienda 2000, en la actualidad los hombres representan el mayor porcentaje de la población que sufre de una discapacidad motriz en México.



FUENTE: INEGI "CENSO NACIONAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000"

Figura 3.1.3 Discapacidad motriz por género en México

Las medidas utilizadas para el diseño del prototipo son [4]:

A-Largo de mano: Sujeto sentado con el brazo derecho extendido al frente presentando la palma de la mano hacia arriba. Medida de la distancia entre la muñeca y el punto final del dedo medio.

B-Longitud palma de la mano: Es la distancia del dobléz más cercano a la región del metacarpo de la muñeca, a la base del dedo medio sobre la articulación metacarpo-falángica III. Encontrándose el sujeto de pie.

C-Ancho de mano sin pulgar : Misma posición que la anterior. Medida de la distancia máxima entre las articulaciones metacarpo-falángica del 2° al 5° dedo.

D-Ancho de mano con pulgar: Medida de la distancia máxima entre las articulaciones metacarpo-falángica del 1° al 5° dedo.

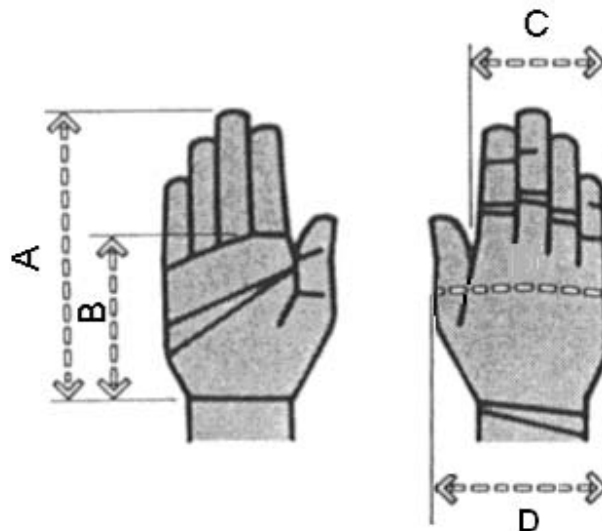


Figura 3.1.4 Medidas antropométricas de la mano I [4]

Percentiles		A	B	C	D
95	pulg	7.72	4.53	3.63	4.26
	mm	195.98	115	92.21	108.32
50	pulg	7.14	4.25	3.25	3.84
	mm	181.41	108	82.55	97.62
5	pulg	6.47	3.80	2.90	6.47
	mm	164.35	96.4	73.57	164.35

Tabla 3.1 Medidas antropométricas de la mano I [4]

E-Espesor de la mano: Sujeto en la misma posición que la anterior. Es la distancia entre el dorso y la palma de la mano en la región metacarpiana, tomada con la mano del sujeto extendida.

F-Diámetro de empuñadura: Sujeto con la mano ligeramente cerrada, flexionando el 1° y 2° dedos hasta juntar las yemas. Medida del diámetro máximo que forman los dedos.

G-Diámetro máximo de mano: Sujeto con el puño cerrado. Medida de la distancia máxima del puño en la región de los nudillos.

H-Diámetro del dedo índice: Sujeto con la mano cerrada y el dedo índice extendido. Medida del diámetro máximo del dedo.

I-Altura de mano: Medida de la distancia máxima entre el dorso y la palma de la mano en la región metacarpiana.

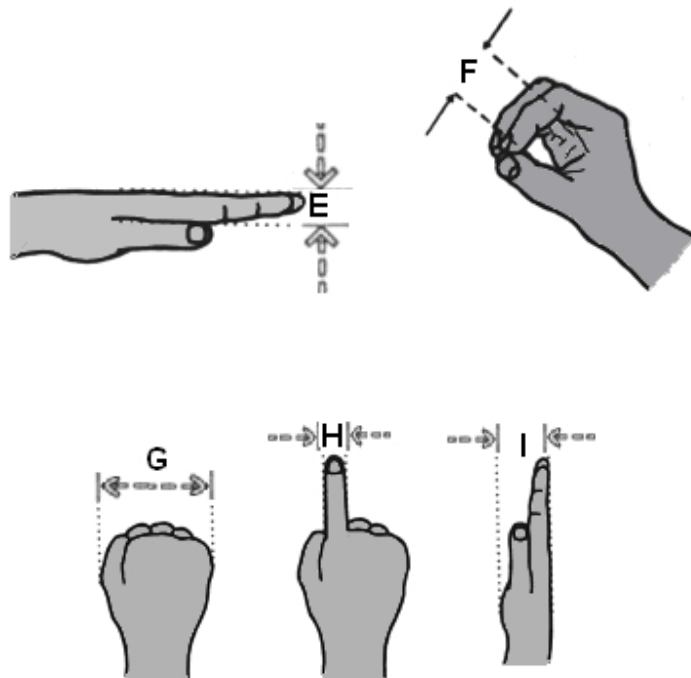


Figura 3.1.5 Medidas antropométricas de la mano II [4]

Percentiles		E	F	G	H	I
95	pulg	1.38	1.70	4.25	0.92	2.24
	mm	35	43.28	107.92	23.45	56.81
50	pulg	1.18	1.40	3.54	0.84	1.81
	mm	30	35.67	89.79	21.25	46.02
5	pulg	0.94	1.13	3.08	0.76	1.40
	mm	24	28.74	78.33	19.32	35.48

Tabla 3.2 Medidas antropométricas de la mano II [4]

J-Distancia codo-dedo medio: Sujeto parado en posición normal, los brazos caídos libremente y con el antebrazo flexionado hacia el frente a 90° en relación al brazo. Medida de la distancia entre el extremo posterior del codo y el punto final del dedo medio.

L-Alcance máximo frontal: Sujeto parado en posición normal con el brazo y antebrazo extendido hacia el frente horizontalmente. Medida de la distancia entre la espalda y el punto final del dedo medio.

K-Alcance funcional frontal: Misma posición que la anterior. Medida de la distancia entre la espalda y el dedo pulgar.

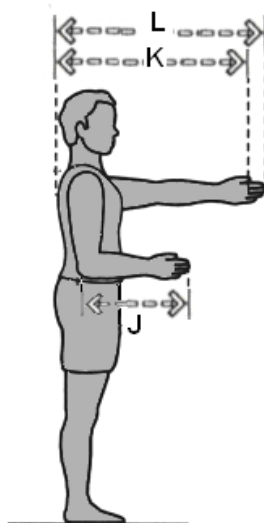


Figura 3.1.6 Medidas antropométricas de la mano III [4]

Percentiles		J	K	L
95	pulg	19.34	34.06	36.93
	mm	491.25	865.13	938.13
50	pulg	17.91	31.05	33.79
	mm	454.96	788.78	858.2
5	pulg	16.54	28.09	30.52
	mm	420.05	713.38	775.25

Tabla 3.3 Medidas antropométricas de la mano III [4]

Para calcular la longitud de las falanges del dedo medio se toma como límite máximo el percentil 95 y se tiene que:

$$\text{Longitud total del dedo medio} = A - B = 195.98 - 115 = 80.98 \text{ mm}$$

Utilizando la serie de Fibonacci sabemos que

$$\begin{aligned} \text{Falange proximal} &= \text{Falange distal} + \text{Falange medial} \\ \text{Falange proximal} + \text{Falange medial} + \text{Falange distal} &= 80.98 \\ \text{Falange medial} + \text{Falange distal} &= 80.98 - \text{Falange proximal} \\ \text{Falange proximal} &= 80.98 - \text{Falange proximal} \\ 2\text{Falange proximal} &= 80.98 \\ \text{Falange proximal} &= \frac{80.98}{2} = 40.49 \text{ mm} = 4.05 \text{ cm} \end{aligned}$$

Para calcular el resto de las falanges de cada dedo, se tomaron medidas de un modelo de esqueleto humano y se calculó la proporción que existe entre cada falange con respecto a la falange proximal del dedo medio.

Dimensiones de las falanges del esqueleto

Falange / Dedo	Índice	Medio	Anular	Meñique	
Proximal	3.8	4.65	4.45	3.55	[cm]
Medial	2.3	2.9	2.75	2.1	[cm]
Distal	1.5	1.75	1.7	1.45	[cm]
Longitud total	7.6	9.3	8.9	7.1	[cm]

Tabla 3.4 Dimensiones de las falanges del esqueleto I

Eslabón / Dedo	Pulgar	
Primer metacarpiano	6.5	[cm]
Proximal	3.1	[cm]
Distal	2.4	[cm]
Longitud total	12	[cm]

Tabla 3.5 Dimensiones de las falanges del esqueleto II

Al analizar los datos obtenidos de las mediciones del esqueleto, podemos afirmar que el utilizar la serie de Fibonacci resulta un método válido para conocer la longitud de las falanges de un dedo, cuando únicamente se conoce la longitud total de dicho dedo.

Proporción					
Falange / Dedo	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar
Proximal	82%	100%	96%	76%	140%
Medial	49%	62%	59%	45%	67%
Distal	32%	38%	37%	31%	52%
Longitud total	163%	200%	191%	153%	258%

Tabla 3.5 Proporción de las falanges del esqueleto con respecto a la falange proximal del dedo medio

Dimensiones máximas propuestas para el prototipo

Falange / Dedo	Índice	Medio	Anular	Meñique	
Proximal	3.31	4.05	3.88	3.09	[cm]
Medial	2.00	2.53	2.40	1.83	[cm]
Distal	1.31	1.52	1.48	1.26	[cm]
Longitud total	6.62	8.10	7.75	6.19	[cm]

Tabla 3.6 Dimensiones máximas propuestas para las falanges del prototipo I

Eslabón / Dedo	Pulgar	
Primer metacarpiano	5.66	[cm]
Proximal	2.7	[cm]
Distal	2.09	[cm]
Longitud total	10.45	[cm]

Tabla 3.7 Dimensiones máximas propuestas para las falanges del prototipo II

Como se mencionó anteriormente, el espesor y ancho de todos los dedos es el mismo (Medidas C, E, H, I)

	Espesor	Ancho	Largo	
Dedos	3.5	2.35	variable	[cm]
Palma	5.7	9.2*	10.8	[cm]

Tabla 3.8 Dimensiones máximas propuestas el prototipo I

* Ancho medido desde el 2ª al 5ª metacarpiano (Medida C)

$$Antebrazo = J - A = 491.25 - 195.98 = 295.27 \text{ mm} = 29.5 \text{ cm}$$

	ancho	largo	
Antebrazo	4,2	29.5	[cm]

Tabla 3.9 Dimensiones máximas propuestas el prototipo II

3.1.4 Análisis de mecanismos

Síntesis cinemática [8]

La síntesis cinemática se ocupa del diseño sistemático de mecanismos para un rendimiento dado y se divide en:

- a) Síntesis de tipo: busca determinar el tipo de mecanismo adecuado para realizar una tarea especificada a un rendimiento prescrito.
- b) Síntesis dimensional: busca determinar las dimensiones significativas y la posición inicial de un mecanismo de tipo preconcebido.

a) Síntesis de tipo

Mecanismo de cuatro barras

En el diseño tradicional de máquinas, el mejor diseño es aquel que sintetiza un mecanismo que funciona con la mínima complejidad de la estructura, es por esto que el mecanismo de cuatro barras es un mecanismo ampliamente utilizado para el control de movimiento.

Dadas las características del movimiento que se desea controlar por medio del mecanismo de cuatro barras, para el prototipo de pruebas es posible limitar el tipo de eslabonamiento de cuatro barras a dos [1]:

- 1) Eslabonamiento paralelogramo.
- 2) Eslabonamiento anti-paralelogramo.

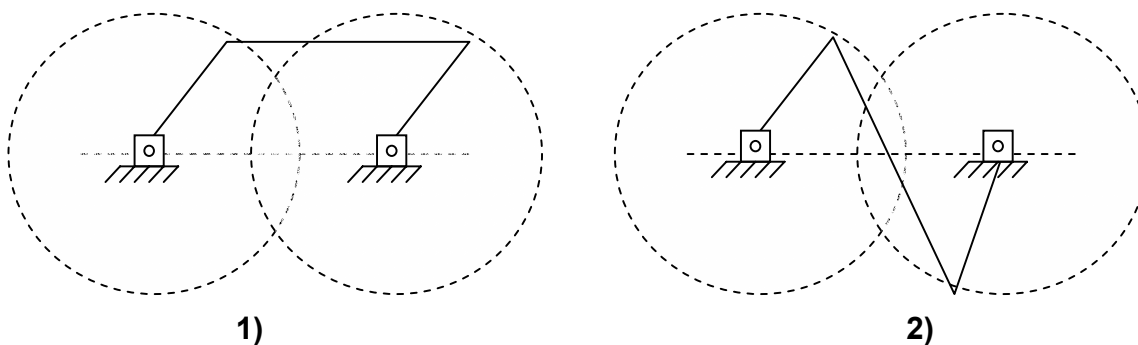


Figura 3.1.7 Eslabonamiento de cuatro barras 1) Paralelogramo 2) Anti-paralelogramo

Con el primer tipo de configuración se puede tener un incremento en el ángulo de salida en la misma dirección que crece el ángulo de entrada, mientras que en la segunda configuración sucede lo contrario, es decir, al aumentar el ángulo de entrada, se tiene una disminución en el ángulo de salida y viceversa.

Para saber cual es el mecanismo que satisface los requerimientos de prototipo, es necesario analizar el movimiento y función que se desea que realicen los eslabones mediante una representación vectorial.

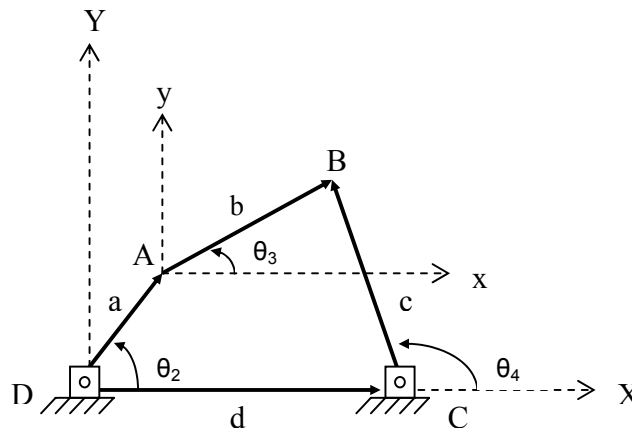


Figura 3.1.8 Representación vectorial del eslabonamiento paralelo

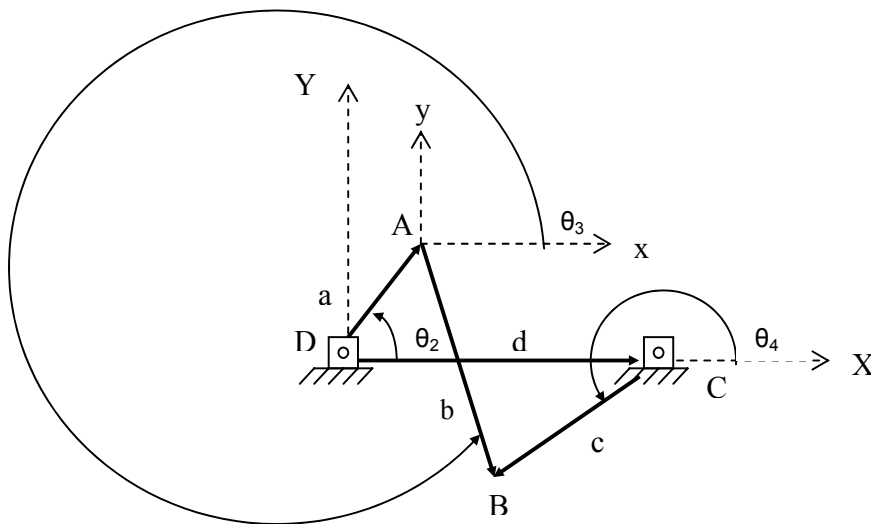


Figura 3.1.9 Representación vectorial del eslabonamiento anti-paralelo

Para el caso del prototipo, se observa que el eslabón fijo (d), representa la longitud de la falange proximal. Cuando el eslabón (a) se flexione un determinado ángulo θ_2 para acercarse a la falange proximal, el eslabón (c) o falange medial también se deberá flexionar, acercándose de igual manera a la falange proximal.

Al analizar las figuras 3.1.8 y 3.1.9 podemos afirmar que el mecanismo que permite la aproximación simultáneamente de los eslabones a y c hacia eslabón fijo d, es el eslabonamiento anti-paralelogramo.

b) Síntesis dimensional

Las dos herramientas básicas de la síntesis dimensional son la construcción geométrica y el cálculo analítico.

Los métodos geométricos o gráficos ofrecen un proceso de diseño relativamente rápido y directo, sin embargo tienen limitaciones de exactitud a causa del error de dibujo, el cual es a veces crítico.

Los métodos de síntesis analíticos son adecuados para el cálculo automático y tienen las ventajas de exactitud y repetibilidad.

Un método de síntesis analítico muy utilizado se basa en la ecuación de Freudenstein, éste método algebraico utiliza las ecuaciones de desplazamiento de Freudenstein para la generación de funciones con tres puntos de precisión.

Método de Freudenstein [8]

Debido a que el mecanismo de cuatro barras representa un polígono de vectores, es posible realizar una suma vectorial

$$A + B - C - D = 0 \quad (3.1)$$

esta suma también puede ser representada utilizando la notación de números complejos

$$ae^{j\theta_2} + be^{j\theta_3} - ce^{j\theta_4} - de^{j\theta_1} = 0 \quad (3.2)$$

donde:

$$e^{j\theta_i} = \cos \theta_i + j \operatorname{sen} \theta_i \quad (3.3)$$

sustituyendo la ecuación (3.3) en la ecuación (3.2) se tiene que

$$(a \cos \theta_2 + b \cos \theta_3 - c \cos \theta_4 - d \cos \theta_1) + j(a \sin \theta_2 + b \sin \theta_3 - c \sin \theta_4 - d \sin \theta_1) = 0 \quad (3.4)$$

La ecuación (3.4) contiene una parte real y una parte compleja, al separar la parte real de la compleja se obtienen dos ecuaciones:

$$a \cos \theta_2 + b \cos \theta_3 - c \cos \theta_4 - d \cos \theta_1 = 0 \quad (3.5)$$

$$a \sin \theta_2 + b \sin \theta_3 - c \sin \theta_4 - d \sin \theta_1 = 0 \quad (3.6)$$

De la figura 3.1.9 podemos observar que $\theta_1 = 0^\circ$, por lo que las ecuaciones (3.5) y (3.6) se simplifican a:

$$a \cos \theta_2 + b \cos \theta_3 - c \cos \theta_4 - d = 0 \quad (3.7)$$

$$a \sin \theta_2 + b \sin \theta_3 - c \sin \theta_4 = 0 \quad (3.8)$$

Debido a que se desea conocer la relación entre θ_2 y θ_4 , es necesario eliminar el ángulo θ_3

$$b \cos \theta_3 = d + c \cos \theta_4 - a \cos \theta_2 \quad (3.9)$$

$$b \sin \theta_3 = c \sin \theta_4 - a \sin \theta_2 \quad (3.10)$$

elevando al cuadrado y sumando las ecuaciones (3.9) y (3.10), se obtiene

$$(b \cos \theta_3)^2 + (b \sin \theta_3)^2 = (d + c \cos \theta_4 - a \cos \theta_2)^2 + (c \sin \theta_4 - a \sin \theta_2)^2 \quad (3.11)$$

$$b^2(\cos^2 \theta_3 + \sin^2 \theta_3) = (d + c \cos \theta_4 - a \cos \theta_2)^2 + (c \sin \theta_4 - a \sin \theta_2)^2 \quad (3.12)$$

Pero se sabe que

$$\cos^2 \theta_i + \sin^2 \theta_i = 1 \quad (3.13)$$

$$b^2 = (d + c \cos \theta_4 - a \cos \theta_2)^2 + (c \sin \theta_4 - a \sin \theta_2)^2 \quad (3.14)$$

Desarrollando y simplificando la ecuación (3.14), finalmente se tiene que:

$$b^2 = d^2 + 2dc \cos \theta_4 + c^2 \cos^2 \theta_4 - 2da \cos \theta_2 - 2ca \cos \theta_4 \cos \theta_2 + a^2 \cos^2 \theta_2 + c^2 \sin^2 \theta_4 - 2ac \sin \theta_4 \sin \theta_2 + a^2 \sin^2 \theta_2 \quad (3.15)$$

$$b^2 = d^2 + 2dc \cos \theta_4 + c^2 (\cos^2 \theta_4 + \sin^2 \theta_4) - 2da \cos \theta_2 - 2ca \cos \theta_4 \cos \theta_2 + a^2 (\cos^2 \theta_2 + \sin^2 \theta_2) - 2ac \sin \theta_4 \sin \theta_2 \quad (3.16)$$

$$b^2 = a^2 + c^2 + d^2 + 2dc \cos \theta_4 - 2da \cos \theta_2 - 2ac \cos \theta_2 \cos \theta_4 - 2ac \sin \theta_4 \sin \theta_2 \quad (3.17)$$

$$b^2 = a^2 + c^2 + d^2 + 2dc \cos \theta_4 - 2da \cos \theta_2 - 2ac (\cos \theta_2 \cos \theta_4 + \sin \theta_2 \sin \theta_4) \quad (3.18)$$

$$\cos(\theta_i - \theta_j) = \sin \theta_i \sin \theta_j + \cos \theta_i \cos \theta_j \quad (3.19)$$

$$b^2 = a^2 + c^2 + d^2 + 2dc \cos \theta_4 - 2da \cos \theta_2 - 2ac \cos(\theta_4 - \theta_2) \quad (3.20)$$

la ecuación (3.20) es lo que se conoce como la ecuación de Freudenstein, la cual es utilizada para realizar la síntesis de un mecanismo de cuatro barras, es decir, para encontrar las longitudes de los eslabones en función de los ángulos de entrada (θ_2) y de salida (θ_4) del mecanismo:

$$F(\theta_2, \theta_4) = K1 \cos \theta_4 - K2 \cos \theta_2 + K3 - \cos(\theta_4 - \theta_2) = 0 \quad (3.21)$$

donde

$$K1 = \frac{d}{a} \quad (3.22) \quad K2 = \frac{d}{c} \quad (3.23) \quad K3 = \frac{a^2 - b^2 + c^2 + d^2}{2ac} \quad (3.24)$$

La longitud del eslabón d es un dato conocido y no se puede modificar ya que se trata de la longitud de la falange proximal. Como se mencionó anteriormente dicha longitud fue calculada en base a datos estadísticos de medidas antropométricas de la mano.

Por lo cual las incógnitas a determinar son las magnitudes de los eslabones a, b y c, para conocer estas magnitudes es necesario asignar tres valores para θ_2 y tres para θ_4 , obteniendo así un sistema de tres ecuaciones con tres incógnitas (a, b y c) el cual puede ser resuelto fácilmente.

Para asignar los valores de θ_2 y θ_4 existen ciertas consideraciones a tomar en cuenta:

- El máximo movimiento relativo entre la falange proximal y el eslabón llamado palma es de 60° .
- El máximo movimiento relativo entre la falange proximal y la falange medial es de 90° .
- La diferencia entre el 1er y el 3er valor asignado para θ_2 debe ser de 60° .
- La diferencia entre el 1er y el 3er valor asignado para θ_4 debe ser de 90° .

Por lo que la relación entre el ángulo de salida y el de entrada del mecanismo de cuatro barras es $\theta_4 = \frac{3}{2}\theta_2$. Con base a esta relación, a la geometría y dimensiones de las falanges, los ángulos propuestos para resolver la ecuación de Freudenstein son:

θ_2	θ_4
25°	325°
55°	280°
85°	235°

Tabla 3.10 Ángulos propuestos para la ecuación de Freudenstein

$$K1\cos 325^\circ - K2\cos 25^\circ + K3 - \cos(325^\circ - 25^\circ) = 0$$

$$K1\cos 280^\circ - K2\cos 55^\circ + K3 - \cos(280^\circ - 55^\circ) = 0$$

$$K1\cos 235^\circ - K2\cos 85^\circ + K3 - \cos(235^\circ - 85^\circ) = 0$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones se obtienen los valores de $K1$, $K2$ y $K3$

$$K1 = 8.1743$$

$$K2 = 12.2304$$

$$K3 = 4.8885$$

sustituyendo estos valores en las ecuaciones (3.22), (3.23) y (3.24) respectivamente, es posible despejar y conocer los valores de las magnitudes de los eslabones del mecanismo.

$$a = 0.4489 \text{ cm}$$

$$b = 3.2288 \text{ cm}$$

$$c = 0.2755 \text{ cm}$$

$$d = 3.37 \text{ cm}$$

Longitudes propuestas para las barras de los mecanismos del prototipo

	a	b	c	d
Índice	0.41	3.24	0.28	3.37
Medio	0.48	3.8	0.32	3.95
Anular	0.43	3.35	0.29	3.49
Meñique	0.39	3.04	0.26	3.16

Tabla 3.11 Longitudes propuestas para las barras de los mecanismos

Cabe mencionar que al utilizar este tipo de mecanismo, aunado al diseño de la falange distal fija, se utiliza únicamente un servomotor en vez de tres servomotores para generar los movimientos de las falanges de cada dedo.

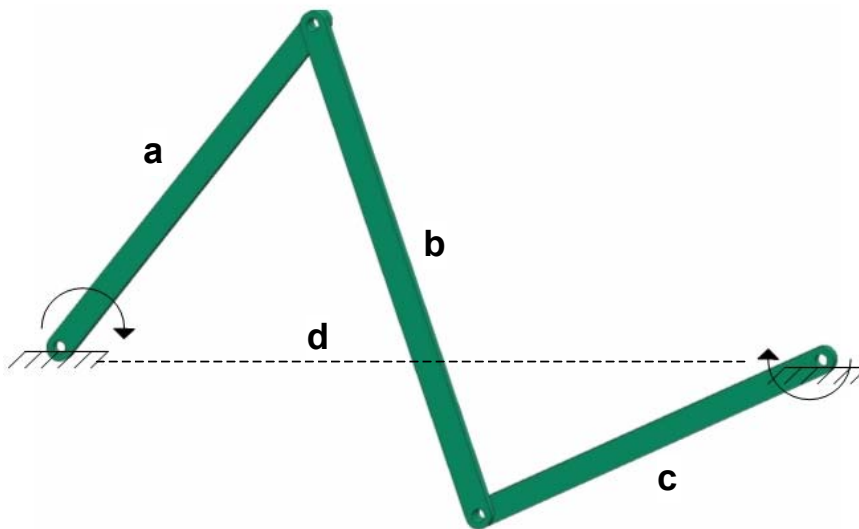


Figura 3.1.10 Mecanismo de 4 barras

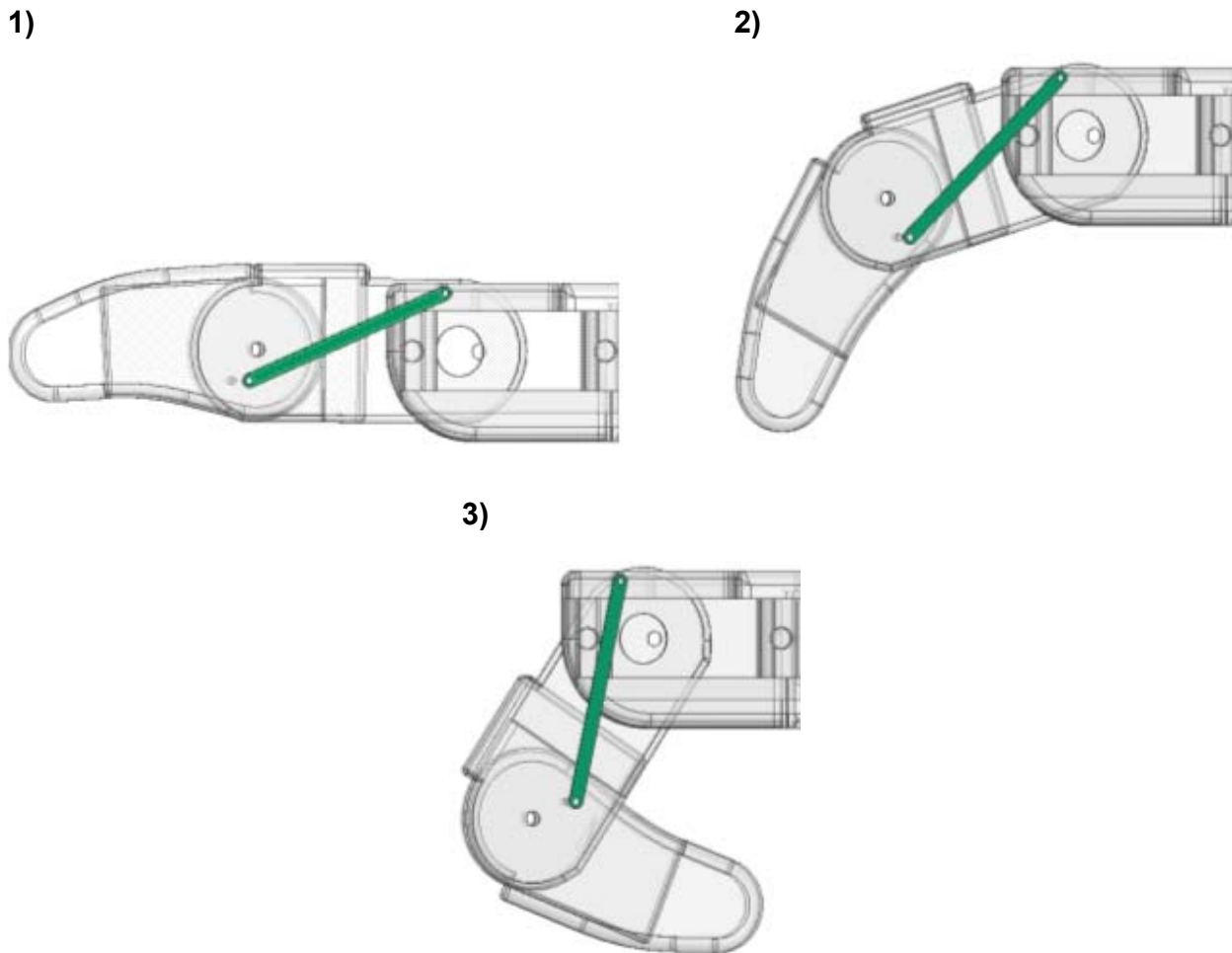


Figura 3.1.11 Mecanismo en posición: 1) de reposo, 2) intermedia y 3) extrema

3.1.5 Resortes [10]

Como se mencionó en el capítulo 2, en reposo, la mano se encontrará en una posición anatómica; para mantener esta posición y restablecer el sistema después de flexionar los dedos de la mano mediante el uso de servomotores, se utilizarán alambres helicoidales sometidos a esfuerzos de torsión.

Los resortes o muelles, son elementos de máquina muy empleados, se utilizan para muchos fines, tales como:

- Para absorber energía o cargas de choque
- Como elementos motores o fuentes de energía
- Para producir presión o fuerza
- Para absorber vibraciones

Resortes de Torsión

Un resorte es de torsión cuando resiste un momento que tiende a enrollarlo como se muestra en la figura 3.1.12

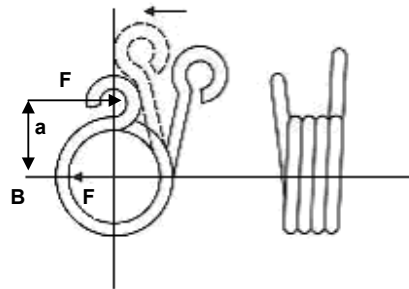


Figura 3.1.12 Resorte de torsión [10]

Los extremos de las espiras se extienden de manera tangencial, para servir de brazos de palanca sobre los cuales aplicar la carga del momento de fuerzas. Estos extremos de espira llegan a tener diversas formas, para adecuarse a cada aplicación.

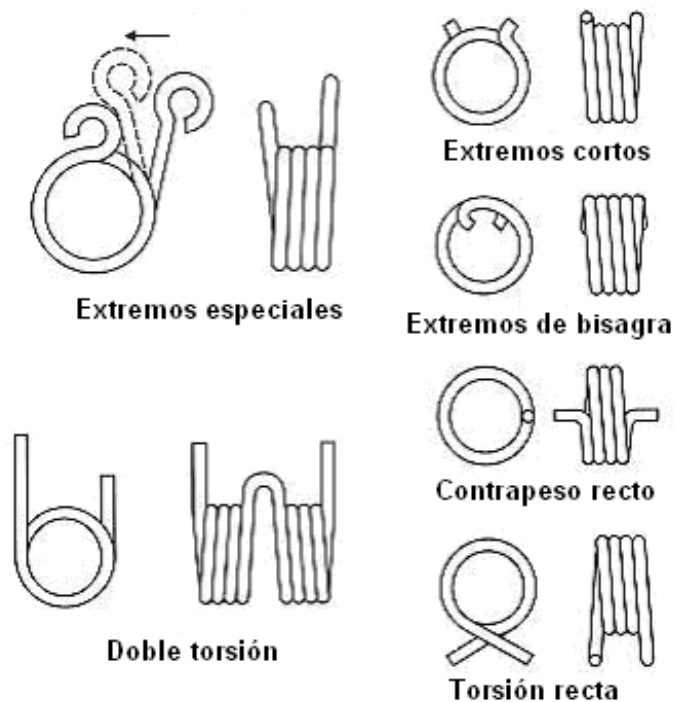


Figura 3.1.13 Principales extremos utilizados en los resortes de torsión [10]

Si un extremo del resorte está fijado a un disco o algún elemento que somete al resorte a un momento torsional simple, las bobinas trabajarán a flexión simple. Si se aplica una fuerza F en el extremo de una espira, entonces, para que el esfuerzo máximo sea aproximadamente un esfuerzo de flexión simple, dentro del resorte debe haber un núcleo o árbol, preferiblemente con un diámetro mayor que $9D_\omega$, y colocado en posición tal que apoye sobre el resorte en la sección B para que se produzca una reacción $F' = F$. En éste caso, el par es $T = F a = M$, siendo "a" el brazo de momento del par de fuerzas $F' - F$. Por lo que se puede considerar que se encuentra en el mismo caso de una viga curva en que la curvatura actúa como concentrador de esfuerzo. Así, el esfuerzo de flexión resultante en el resorte es [10]:

$$\sigma = \frac{K_b M c}{I} \quad (3.25)$$

donde

$K_b =$ Coeficiente de esfuerzo

$M = F \cdot a$

$F =$ carga aplicada

$a =$ brazo del momento

$\frac{I}{c} = \frac{\pi D_\omega^3}{32}$ para alambre redondo

$\frac{I}{c} = \frac{bt^2}{6}$ para alambre de sección rectangular

$D_\omega =$ diámetro del alambre

Debido a que en el prototipo se utilizan alambres redondos, el esfuerzo de flexión para los alambres utilizados en el prototipo es

$$\sigma = \frac{32K_b F a}{\pi D_\omega^3} \left[\frac{N}{m^2} \right] \quad (3.26)$$

Preferiblemente, la fuerza de trabajo debe enrollar el resorte, con lo que se aprovechan las tensiones residuales. Si las cargas de trabajo actúan en sentido contrario, el resorte debe ser aliviado de esfuerzo.

Número de espiras

$$N_e = \frac{L1 + L2}{3\pi D_m} \quad (3.27)$$

N_e =# equivalente de espiras

$L1$ y $L2$ = longitudes respectivas de los extremos tangentes de la espira

$$N_c = N_b + N_e \quad (3.28)$$

N_b =# de espiras en el cuerpo del resorte

N_c =# de espiras activas en el resorte

La desviación angular de un resorte de torsión sometido a momentos opuestos $T = M$ en los extremos, como es el caso de los resortes utilizados en el prototipo es:

$$\theta = \frac{ML}{EI} = \frac{M\pi D_m N_c}{EI} \quad [\text{radianes}] \quad (3.29)$$

donde

L = longitud de espiras activas $\approx \pi D_m N_c$

D_m = diámetro medio de la espira

E = módulo de elasticidad

I = momento rectangular de inercia de la sección del alambre considerado como viga

Para el prototipo

$$\theta = \frac{64Fa\pi D_m N_c}{E\pi D_\omega^4} = \frac{64D_m N_c Fa}{ED_\omega^4} \quad [\text{radianes}]$$

$$\theta_{rev} = \frac{1}{2\pi} \theta_{rad}$$

Debido al enrollamiento del resorte hasta un diámetro menor, la deformación real es algo menor que el valor teórico.

Cierre de espiras

Cuando el resorte de torsión se carga para cerrar las espiras, el diámetro de la espira se reduce y su longitud se incrementa al darle cuerda a la espira. El diámetro interior mínimo de la espira a deflexión completa es:

$$D_{i\min} = \frac{D_m N_b}{N_b + \theta_{rev}} - D_\omega \quad (3.30)$$

Material del resorte

Debido a las propiedades que posee el alambre cuerda de piano, se decidió fabricar los resortes del prototipo con este material.

Alambre de cuerda de piano ASTM A228 (0.80%-0.95% carbono): Es un material muy tenaz de muy amplio uso para resortes de espiras pequeñas, debido a que es un material barato, fácil de conseguir y de trabajar. Tiene la resistencia más elevada a la tensión y a la fatiga de todos los alambres para resorte. Puede trabajar en rangos de temperatura de 0°C a 120°C. Los diámetros comerciales van desde 0.10 mm a 6.5 mm.



Figura 3.1.14 Alambre de cuerda de piano

Esfuerzo de flexión

En lo referente al valor del esfuerzo de flexión, éste representa un valor límite y debe ser un valor algo menor que el de resistencia de fluencia en tracción, para que no haya deformación permanente en condiciones de funcionamiento.

Para un resorte hecho de alambre de cuerda de piano ASTM A228

$$\sigma = 0.65\sigma_u \quad (3.31)$$

$$S_u = \text{Tracción mínima} = \frac{15420}{D_\omega^{0.154}} \left[\frac{kg}{cm^2} \right] \quad (3.32)$$

Resistencia a la fatiga

$$\sigma_{no} = \frac{4060}{D_{\omega}^{0.154}} \left[\frac{kg}{cm^2} \right] \quad (3.33)$$

De la gráfica 3.1.15 se observa que para un índice de resorte $C = \frac{D_m}{D_{\omega}} = \frac{3}{0.3} = 10$, se tiene un coeficiente de corrección del esfuerzo $K_b = 1.15$

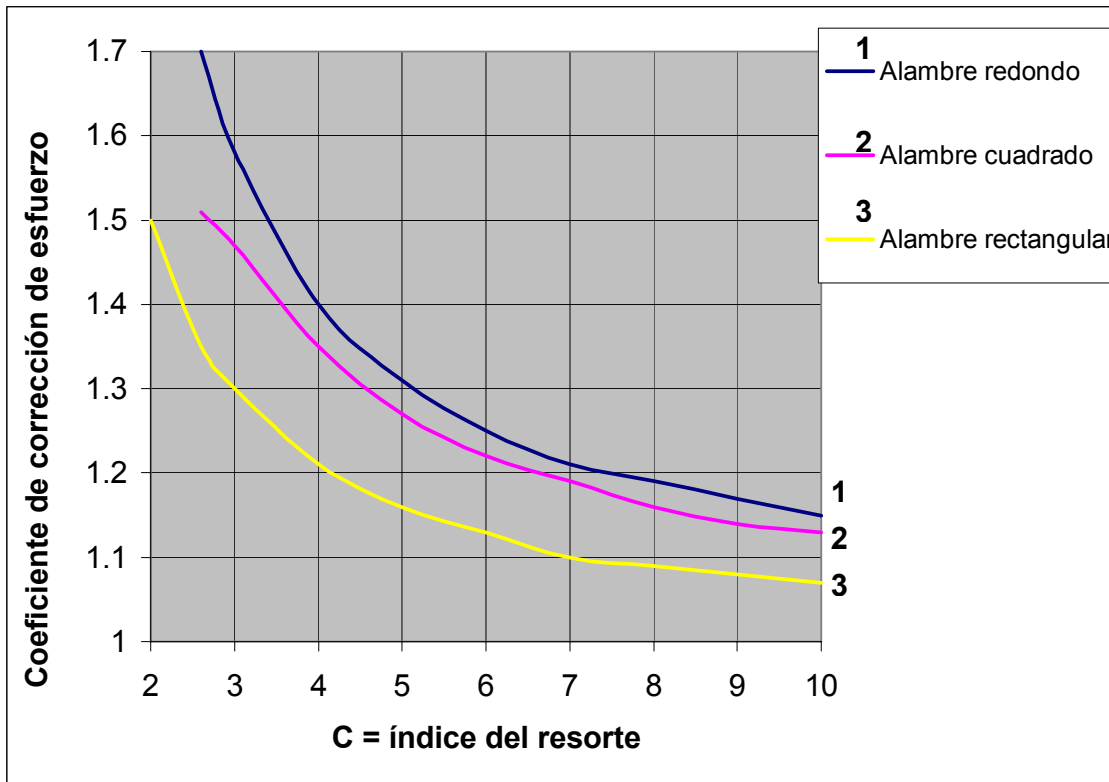


Figura 3.1.15 Coeficiente de correlación [10]

Datos del resorte del prototipo

Resorte de alambre de cuerda de piano ASTM A228 con extremos de torsión recta

Kb	1.15	
Dw	0.3	[mm]
Dm	3	[mm]
Nb	1	vueltas
a	5.8	[mm]
E	206.8	[GPa]

Tabla 3.12 Datos del resorte propuesto para el prototipo

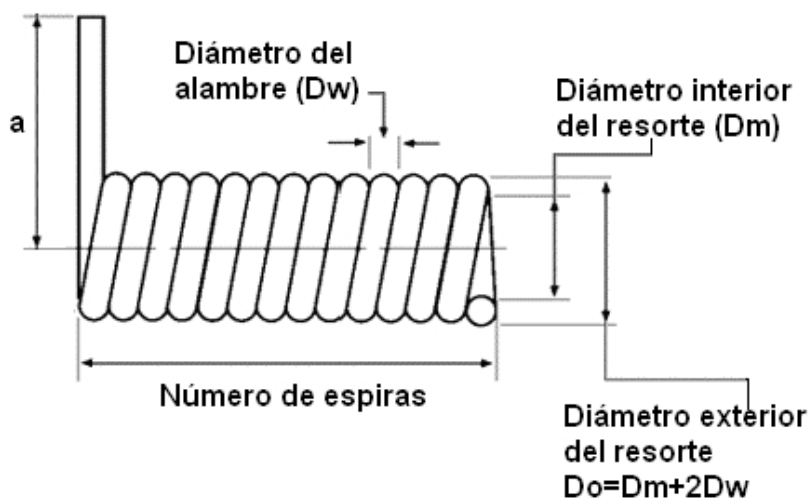


Figura 3.1.16 Datos de un resorte torsional

Para calcular el número de espiras activas en el resorte se tiene

$$N_e = \frac{4 + 4}{3\pi(3)} = 0.2829$$

$$N_c = 1 + 0.2829 = 1.2829$$

Para el esfuerzo máximo a flexión por compresión

$$\sigma = \frac{32 \cdot 1.15 \cdot 5.8e^{-3} \cdot F}{\pi(0.3e^{-3})^3} = 2,516.293e^6 \cdot F \left[\frac{1}{m^2} \right]$$

Para la deflexión del resorte

$$\theta_{rad} = \frac{64 \cdot 3e^{-3} \cdot 1.2829 \cdot 5.8e^{-3} \cdot F}{206.8e^6 (0.3e^{-3})^4} = 852.877 \cdot F \left[\frac{1}{N} \right]$$

$$\theta_{rev} = \frac{\theta_{rad}}{2\pi} = 135.74 \cdot F \left[\frac{1}{N} \right]$$

Para el cierre de las espiras

$$D_{i\min} = \frac{(3e^{-3})(1)}{1 + 135.74 \cdot F} - 0.3e^{-3} \quad [m]$$

Para la resistencia última a la tensión

$$S_u = 2,153.5(0.3e^{-3})^{-0.1625} = 8,046.6 \quad [MPa]$$

$$S_u = \frac{15420}{(0.03)^{0.154}} = 24,463.02 \left[\frac{kg}{cm^2} \right]$$

$$\sigma = 0.65 \cdot 24,463.02 = 17,200.96 \left[\frac{kg}{cm^2} \right]$$

Para la resistencia a la fatiga

$$\sigma_{no} = \frac{4060}{(0.03)^{0.154}} = 6,967.56 \left[\frac{kg}{cm^2} \right]$$

$$F = \frac{\sigma \cdot \pi \cdot (0.03)^3}{32 \cdot 1.15 \cdot 0.58} = 0.068 \quad [N]$$

$$\theta = 0.4433 \quad [radianes]$$

$$\theta = 0.07055 \quad [revoluciones]$$

3.1.6 Rodamientos [10]

Para transmitir el movimiento de prono-supinación del antebrazo y soportar el servomotor que genera dicho movimiento, se decidió utilizar un rodamiento de bolas.

Los rodamientos se utilizan en máquinas que arrancan y paran frecuentemente, especialmente bajo carga, algunas de sus propiedades son:

- Requieren poco lubricante y mantenimiento
- Ocupan más espacio diametral que axial
- Son silenciosos
- Pueden estar sometidos a carga axial, radial o ambas

En general se pueden clasificar según la dirección de la carga que soportan:

- Rodamientos Radiales: son aquellos que están diseñados para resistir cargas en dirección perpendicular al eje.
- Rodamientos Axiales: son aquellos que están diseñados para resistir cargas en la misma dirección del eje.
- Rodamientos de contacto angular: son una mezcla de los casos anteriores, se basan en un rodamiento similar al radial con un diseño especial de los aros exterior e interior para soportar cargas axiales mayores que un rodamiento radial simple.

Rodamientos de rodadura

Las bolas se introducen mediante desplazamiento excéntrico del aro interior. Estando el aro interior en contacto con el exterior se colocan tantas bolas como sea posible en las ranuras. Luego se centran los aros y se mantienen en su posición las bolas mediante un separador o portabolas



Figura 3.1.17 Rodamiento de bolas

3.1.7 Análisis cinemático y dinámico [11]

Para realizar el análisis dinámico y cinemático de nuestro prototipo de pruebas, podemos considerarlo un manipulador mecánico (Figura 3.1.18) y modelarlo como una cadena articulada de lazo abierto, con algunos elementos (eslabones) conectados en series por medio de una articulación de revolución movida por medio de actuadores.(Figura 3.1.19)

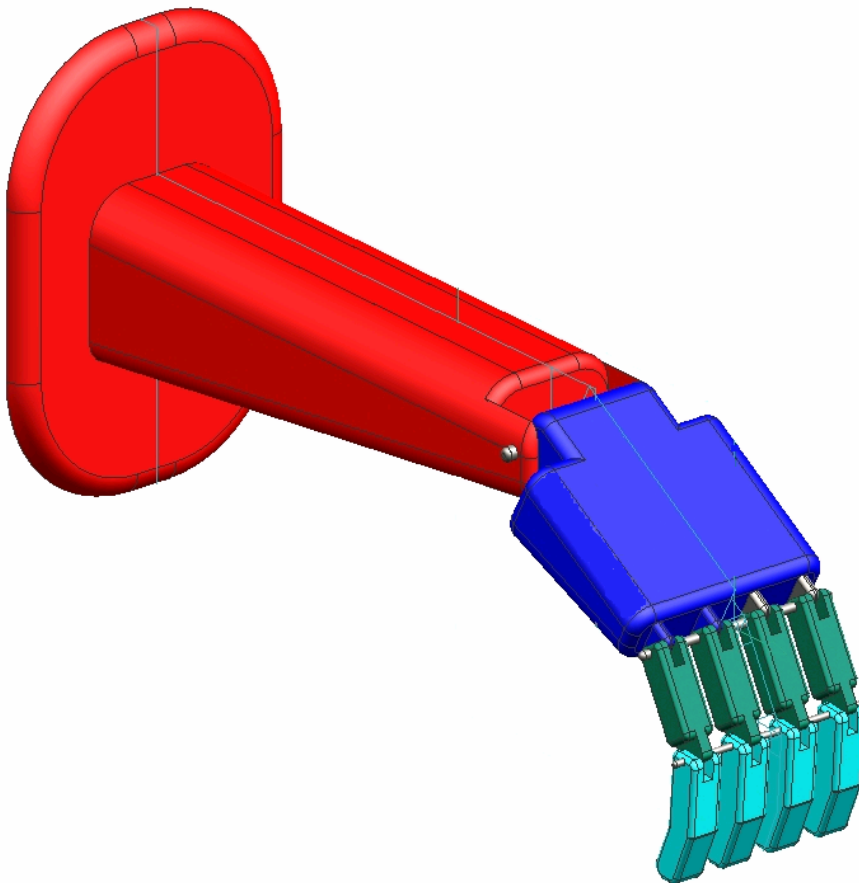


Figura 3.1.18 Manipulador mecánico

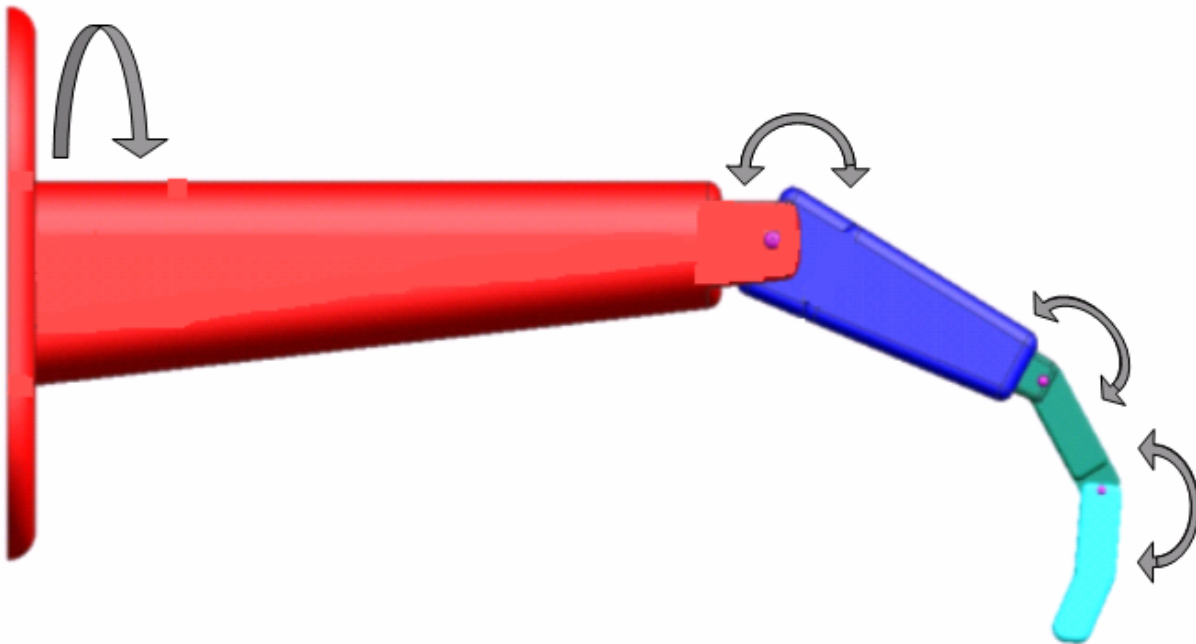


Figura 3.1.19 Cadena articulada

3.1.8 Análisis Cinemático [11]

La cinemática del robot trata del estudio analítico de la geometría del movimiento de dicho robot con respecto a un sistema de coordenadas de referencia fijo como una función del tiempo sin considerar las fuerzas y momentos que originan dicho movimiento.

Para la cinemática existen dos enfoques fundamentales:

1. Cinemática directa:

El propósito de la cinemática directa es, para un manipulador determinado, dado el vector de ángulos de las articulaciones $q(t) = (q_1(t), q_2(t), \dots, q_n(t))$ y los parámetros geométricos del elemento, donde n es el número de grados de libertad, definir cuál es la orientación y la posición del efector final del manipulador con respecto al sistema de coordenadas de referencia.

2. Cinemática inversa:

En cambio, para la cinemática inversa, Dada una posición y orientación deseada del punto final del eslabonamiento y los parámetros geométricos de los elementos con respecto a un sistema de coordenadas de referencia, determinar si el manipulador puede alcanzar la posición y la orientación que la mano desea, incluso mediante diferentes configuraciones que satisfagan la misma condición.

1. Cinemática directa:

Para describir y representar la geometría espacial de los elementos de un brazo con respecto a un sistema de referencia fijo, Denavit y Hartenberg propusieron un método sistemático utilizando álgebra matricial, el cuál reduce el problema cinemático directo a encontrar una matriz de transformación que relacione el sistema de coordenadas ligado al cuerpo a un sistema de coordenadas de referencia. Dicha matriz de transformación se divide en cuatro submatrices:

$$T = \begin{pmatrix} R_{3x3} & p_{3x1} \\ f_{1x3} & 1x1 \end{pmatrix}$$

donde

$$R = \text{Matriz de Rotación} = \begin{pmatrix} ix \bullet iu & ix \bullet jv & ix \bullet kw \\ jy \bullet iu & jy \bullet jv & jy \bullet kw \\ kz \bullet iu & kz \bullet jy & kz \bullet kw \end{pmatrix}$$

p = vector de posición del origen del sistema de coordenadas rotado con respecto al

$$\text{sistema de referencia} = \begin{pmatrix} px \\ py \\ pz \end{pmatrix}$$

f = Transformación de perspectiva

1x1= factor de escala global

Para describir la relación traslacional y rotacional entre los elementos adyacentes se puede utilizar la representación de Denavit y Hartenberg, en la cual a través de un método matricial se puede establecer de manera sistemática un sistema de coordenadas (sistema ligado al cuerpo) para cada elemento de una cadena articulada. Esta representación depende de cuatro parámetros geométricos asociados con cada elemento.

l_{i-1} : “Longitud efectiva del eslabón” su magnitud es la distancia más corta entre el eje $i-1$ con el eje i ; su dirección y sentido van del primer eje hacia el último.

α_{i-1} : “Torsión del eslabón” su magnitud se obtiene en llevar el positivo del eje $i-1$ hacia el positivo de la proyección del eje i , alrededor del parámetro a_{i-1} ; su dirección y sentido coinciden con este parámetro.

d_i : “Longitud efectiva entre eslabones” su magnitud va del cruce de a_{i-1} con el eje i ; este parámetro define al positivo del eje i y su magnitud es variable en las articulaciones prismáticas.

θ_i : “Angulo entre eslabones” su magnitud se obtiene al desplazar angularmente la línea de acción de a_{i-1} hacia la línea de acción de la proyección de a_i en el punto donde a_i corta al eje i ; su dirección y sentido coinciden con los de d_i y es variable en articulaciones rotacionales.

Para realizar la representación de Denavit-Hartenberg se deben seguir los siguientes pasos:

1. Rotular los ejes de la cadena cinemática
2. Rotular los parámetros del eslabón
3. Dibujar los parámetros de eslabonamiento
4. Establecer el sistema de referencia:
 - El eje z_{i-1} yace a lo largo del eje de la articulación.
 - El eje x_i es normal al eje z_{i-1} y apunta hacia fuera de él.
 - El eje y_i completa el sistema de coordenadas dextrógiro según se requiera.

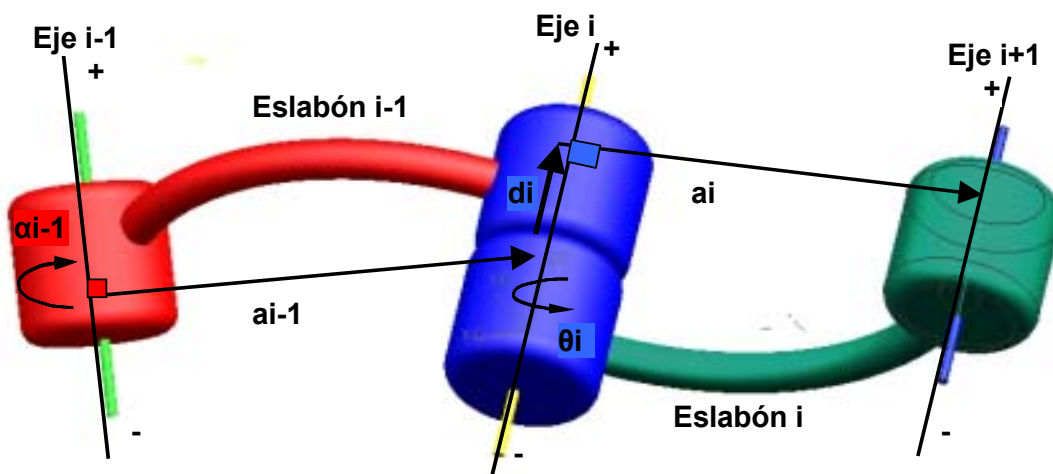


Figura 3.1.20 Parámetros de Denavit-Hartenberg

La representación de los parámetros de Denavit-Hartenberg para el prototipo de brazo mecánico se muestran en la Figura 3.1.21

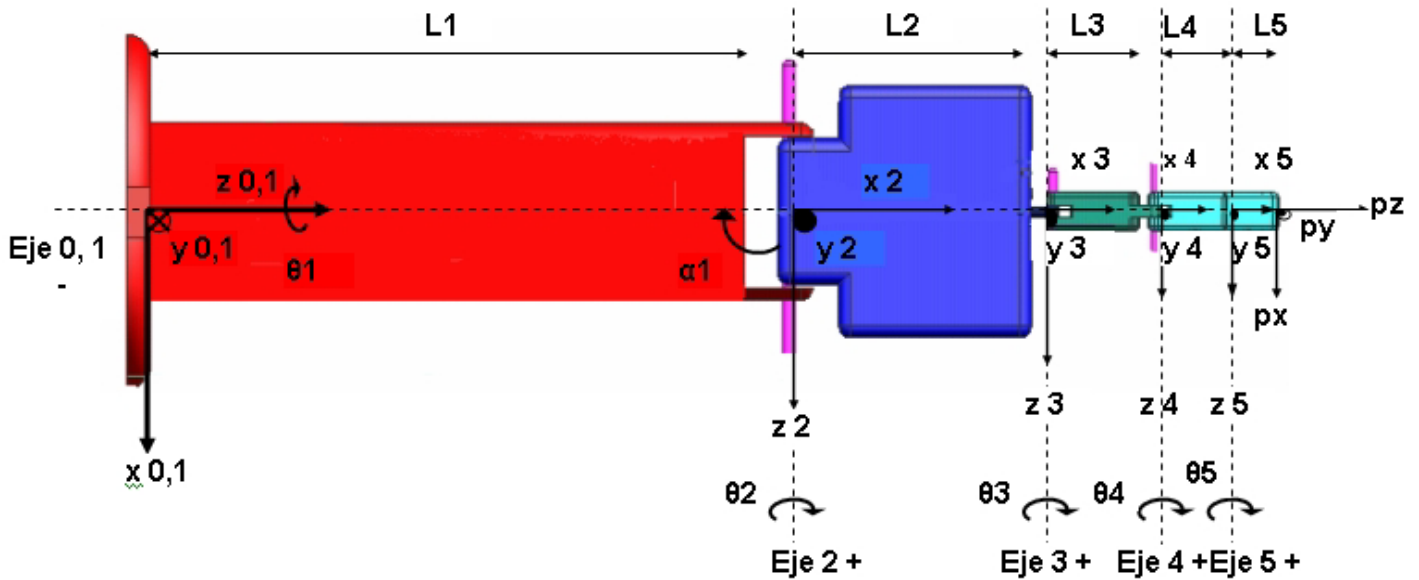


Figura 3.1.21 Parámetros de Denavit-Hartenberg para el prototipo

i	a_{i-1}	α_{i-1}	d_i	θ_i°
1	0	0°	0	θ_1
2	0	-90°	l_1	θ_2
3	l_2	0°	0	θ_3
4	l_3	0°	0	θ_4
5	l_4	0°	0	θ_5
6	l_5	0°	0	0°

Tabla 3.13 Parámetros de Denavit-Hartenberg

Una vez establecido el sistema de coordenadas para cada elemento, es posible desarrollar la matriz de transformación homogénea que relacione el sistema de coordenadas i -ésimo con el sistema de coordenadas $(i-1)$ -ésimo. De acuerdo con el sistema de referencia propuesto en la Figura 3.1.21, dicha matriz $({}^{i-1}T_i)$ se obtiene mediante cuatro operaciones:

1. Rotación con respecto al eje y

$${}^{i-1}\{A\} = \{\text{Rot}(y, \alpha_{i-1}), (0, 0, 0)^T\}$$

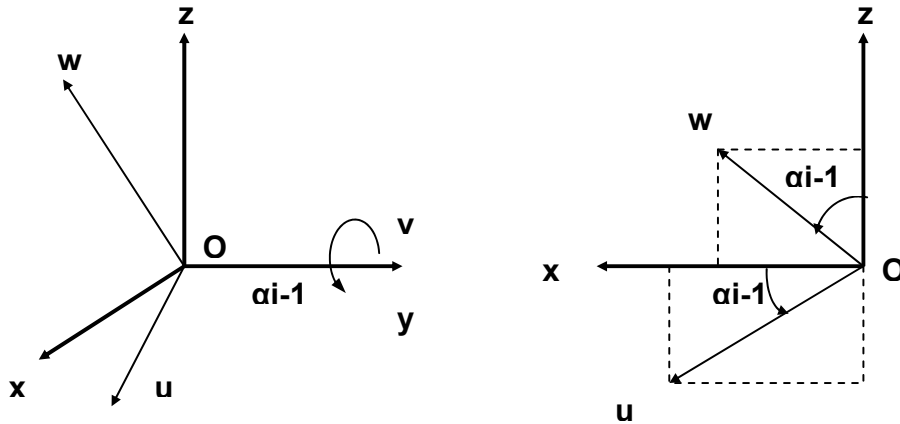


Figura 3.1.22 Rotación α_{i-1} respecto al eje y [11]

2. Traslación sobre el eje z:

$${}^A\{B\} = \{I_{3 \times 3}, (0, 0, d_i)^T\}$$

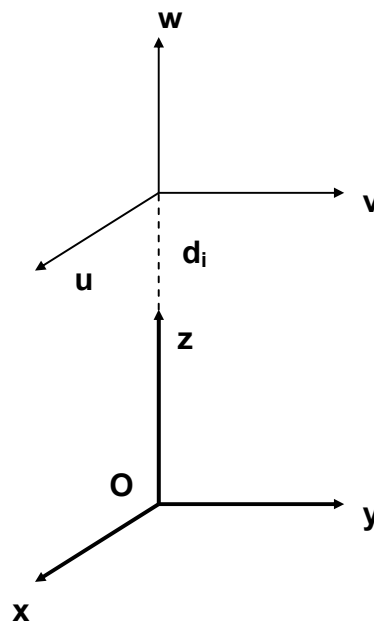


Figura 3.1.23 Traslación d_i unidades sobre el eje z [11]

3. Traslación sobre el eje x

$${}^B\{C\} = \{I_{3 \times 3}, (a_{i-1}, 0, 0)^T\}$$

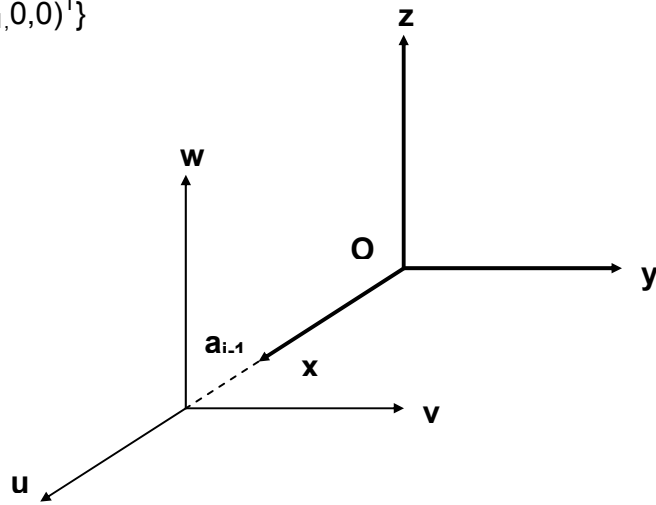


Figura 3.1.24 Traslación a_{i-1} unidades sobre el eje x [11]

4. Rotación con respecto al eje z:

$${}^C\{I\} = \{Rot(z, \theta_i), (0, 0, 0)^T\}$$

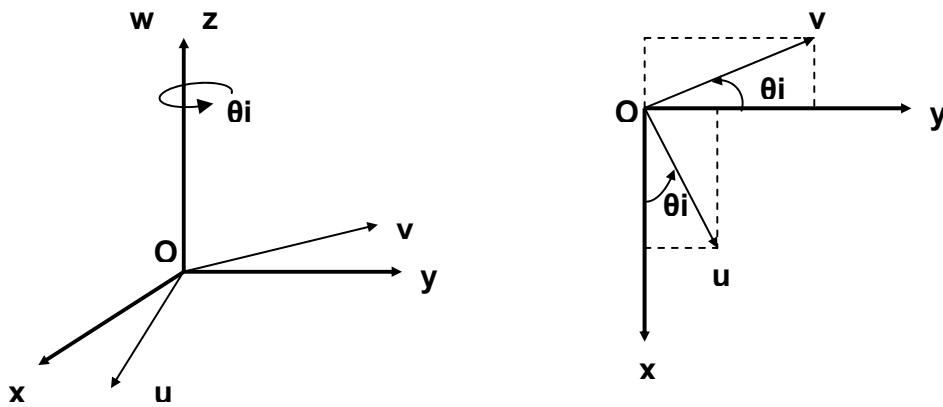


Figura 3.1.25 Rotación θ_i respecto al eje z [11]

$$T_i^{i-1} = T_A^{i-1} T_B^A T_C^B T_i^C$$

$$T_A^{i-1} = \begin{pmatrix} \text{Cos}\alpha_{i-1} & 0 & \text{Sen}\alpha_{i-1} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\text{Sen}\alpha_{i-1} & 0 & \text{Cos}\alpha_{i-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T_B^A = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T_C^B = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_{i-1} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T_i^C = \begin{pmatrix} \text{Cos}\theta_i & -\text{Sen}\theta_i & 0 & 0 \\ \text{Sen}\theta_i & \text{Cos}\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T_i^{i-1} = \begin{pmatrix} \text{Cos}\theta_i \text{Cos}\alpha_{i-1} & -\text{Sen}\theta_i \text{Cos}\alpha_{i-1} & \text{Sen}\alpha_i & a_{i-1} \text{Cos}\alpha_{i-1} \\ \text{Sen}\theta_i & \text{Cos}\theta_i & 0 & 0 \\ -\text{Cos}\theta_i \text{Sen}\alpha_{i-1} & \text{Sen}\theta_i \text{Sen}\alpha_{i-1} & \text{Cos}\alpha_{i-1} & d_i - a_{i-1} \text{Sen}\alpha_{i-1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Esta matriz homogénea especifica la localización del sistema de coordenadas i -ésimo con respecto al sistema de coordenadas base y es el producto de una cadena de matrices de transformación de coordenadas sucesivas ${}^{i-1}A_i$ expresada como:

$${}^0T_i = {}^0A_1 {}^1A_2 \dots {}^{i-1}A_i = \prod_{j=1}^i {}^{j-1}A_j \quad \text{para } i = 1, 2, \dots, n$$

Para el prototipo $i = 6$

$${}^0T_1 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 {}^4A_5 {}^5A_6$$

Sustituyendo en la matriz T_i^{i-1} los parámetros de Denavit-Hatemberg obtenidos anteriormente en la Tabla 3.13 se tiene que^b:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} C1 & -S1 & 0 & 0 \\ S1 & C1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^1T_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 \\ -S2 & C2 & 0 & 0 \\ C2 & S2 & 0 & l1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^2T_3 = \begin{bmatrix} C3 & S3 & 0 & l2 \\ -S3 & C3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3T_4 = \begin{bmatrix} C4 & S4 & 0 & l3 \\ -S4 & C4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^4T_5 = \begin{bmatrix} C5 & S5 & 0 & l4 \\ -S5 & C5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^5T_6 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l5 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0T_6 = \begin{bmatrix} nx & sx & ax & px \\ ny & sy & ay & py \\ nz & sz & az & pz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

donde

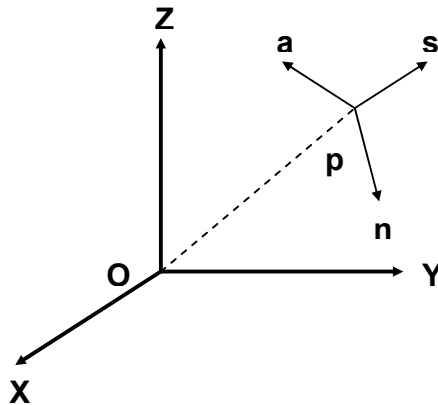


Figura 3.1.26 Representación del sistema de coordenadas del órgano Terminal [11]

^b $\text{Cos } \theta_i = C_i$, $\text{Seno } \theta_i = S_i$

n = vector normal de la mano.

s = vector de deslizamiento de la mano.

a = vector de aproximación de la mano

p = vector de posición de la mano. Apunta desde el origen el sistema de coordenadas de la base hasta el origen del sistema de coordenadas de la mano.

En x

$$n_x = C_5 \cdot (C_4 \cdot (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) - (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) - (C_4 \cdot (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) + (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) \cdot S_4) \cdot S_5 = S_1 \cdot S[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5]$$

$$s_x = -C_1$$

$$a_x = C_5 \cdot (C_4 \cdot (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) + (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) \cdot S_4) + (C_4 \cdot (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) - (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) \cdot S_5 = S_1 \cdot -C[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5]$$

$$p_x = -l_2 \cdot S_1 \cdot S_2 - l_3 \cdot (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) - l_4 \cdot (C_4 \cdot (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) - (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) - l_5 \cdot (C_5 \cdot (C_4 \cdot (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) - (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) - (C_4 \cdot (-C_2 \cdot C_3 \cdot S_1 + S_1 \cdot S_2 \cdot S_3) + (C_3 \cdot S_1 \cdot S_2 + C_2 \cdot S_1 \cdot S_3) \cdot S_4) \cdot S_5) = S_1 \cdot (l_2 \cdot S_2 + l_3 \cdot S[\theta_2 + \theta_3] + l_4 \cdot S[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4] + l_5 \cdot S[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5])$$

En y

$$n_y = C_5 \cdot (C_4 \cdot (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) - (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) - (C_4 \cdot (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) + (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) \cdot S_4) \cdot S_5 = -C_1 \cdot S[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5]$$

$$s_y = -S_1$$

$$a_y = C_5 \cdot (C_4 \cdot (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) + (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) \cdot S_4) + (C_4 \cdot (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) - (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) \cdot S_5 = C_1 \cdot C[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5]$$

$$p_y = l_2 \cdot C_1 \cdot S_2 - l_3 \cdot (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) - l_4 \cdot (C_4 \cdot (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) - (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) - l_5 \cdot (C_5 \cdot (C_4 \cdot (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) - (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) \cdot S_4) - (C_4 \cdot (C_1 \cdot C_2 \cdot C_3 - C_1 \cdot S_2 \cdot S_3) + (-C_1 \cdot C_3 \cdot S_2 - C_1 \cdot C_2 \cdot S_3) \cdot S_4) \cdot S_5) = -C_1 \cdot (l_2 \cdot S_2 + l_3 \cdot S[\theta_2 + \theta_3] + l_4 \cdot S[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4] + l_5 \cdot S[\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5])$$

En z

$$nz = C5 \cdot (C4 \cdot (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) - (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) \cdot S4 - (C4 \cdot (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) + (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) \cdot S4) \cdot S5 = C[\theta2 + \theta3 + \theta4 + \theta5]$$

$$sz = 0$$

$$az = C5 \cdot (C4 \cdot (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) + (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) \cdot S4) + (C4 \cdot (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) - (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) \cdot S4) \cdot S5 = S[\theta2 + \theta3 + \theta4 + \theta5]$$

$$pz = l1 + l2 \cdot C2 + l3 \cdot (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) + l4 \cdot (C4 \cdot (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) - (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) \cdot S4) + l5 \cdot (C5 \cdot (C4 \cdot (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) - (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) \cdot S4) - (C4 \cdot (C3 \cdot S2 + C2 \cdot S3) + (C2 \cdot C3 - S2 \cdot S3) \cdot S4) \cdot S5) = l1 + l2 \cdot C2 + l3 \cdot C[\theta2 + \theta3] + l4 \cdot C[\theta2 + \theta3 + \theta4] + l5 \cdot C[\theta2 + \theta3 + \theta4 + \theta5]$$

Otra manera de visualizar la obtención de la matriz de transformación 0T_p , es referir todos los cambios de posición no respecto al eje i-1 sino respecto al sistema de referencia base (x_0, y_0 y z_0).

1. Rotación de un ángulo θ_1 con respecto al eje z_0

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} C1 & -S1 & 0 & 0 \\ S1 & C1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_0 \cdot x_1 & x_0 \cdot y_1 & x_0 \cdot z_1 & 0 \\ y_0 \cdot x_1 & y_0 \cdot y_1 & y_0 \cdot z_1 & 0 \\ z_0 \cdot x_1 & z_0 \cdot y_1 & z_0 \cdot z_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

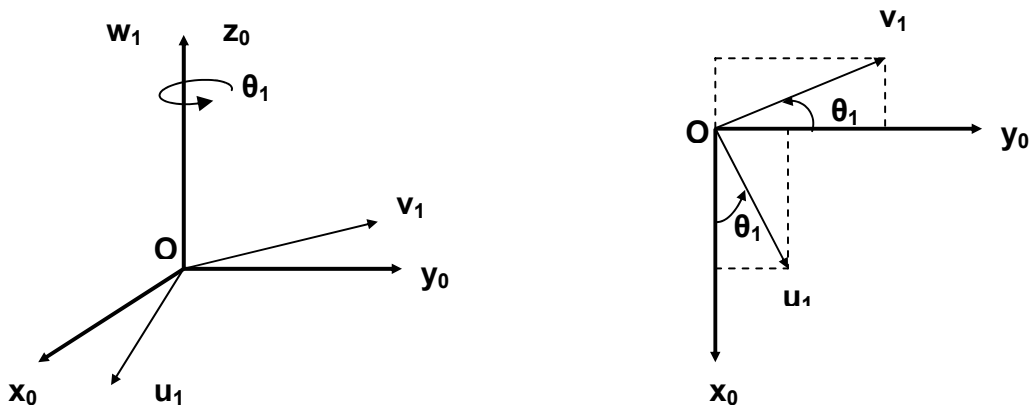


Figura 3.1.27 Rotación θ_1 respecto al eje z_0 [11]

2. -Desplazamiento de l_1 unidades sobre el eje z_0

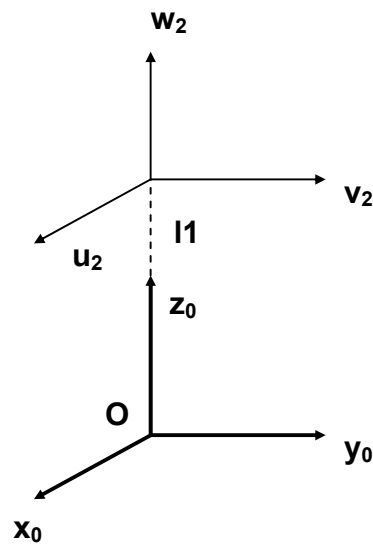


Figura 3.1.28 Traslación l_1 unidades sobre el eje z_0 [11]

- Rotación de un ángulo $-\theta_2$ con respecto al eje x_0

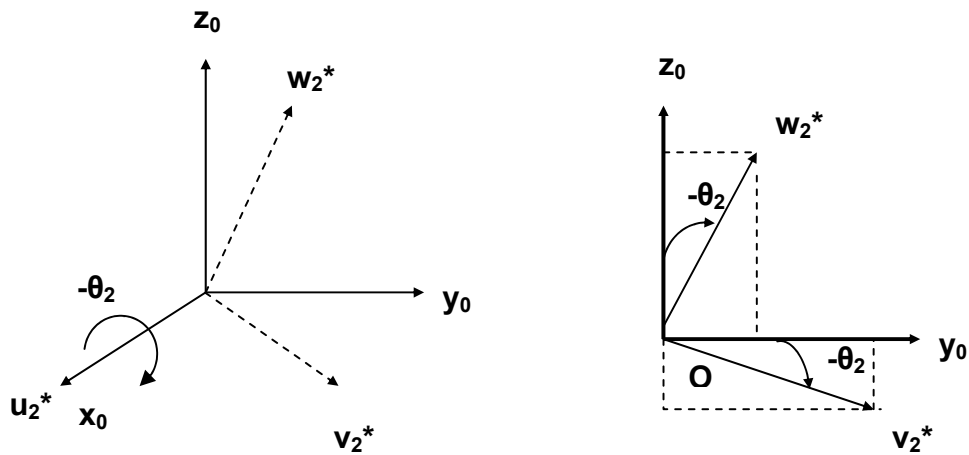


Figura 3.1.29 Rotación $-\theta_2$ respecto al eje x_0 [11]

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C_2 & S_2 & 0 \\ 0 & -S_2 & C_2 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_0 \cdot x_2 & x_0 \cdot y_2 & x_0 \cdot z_2 & 0 \\ y_0 \cdot x_2 & y_0 \cdot y_2 & y_0 \cdot z_2 & 0 \\ z_0 \cdot x_2 & z_0 \cdot y_2 & z_0 \cdot z_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3. –Desplazamiento de l2 unidades sobre el eje z₀
- Rotación de un ángulo -θ₃ con respecto al eje x₀
4. –Desplazamiento de l3 unidades sobre el eje z₀
- Rotación de un ángulo -θ₄ con respecto al eje x₀
5. –Desplazamiento de l4 unidades sobre el eje z₀
- Rotación de un ángulo -θ₅ con respecto al eje x₀
6. –Desplazamiento de l5 unidades sobre el eje z₀

$${}^0T_p = {}^0A_1 \ {}^0A_2 \ {}^0A_3 \ {}^0A_4 \ {}^0A_5 \ {}^0A_p$$

En x

$$nx = C1$$

$$sx = -S1 \cdot S[2 + 3 + 4 + 5]$$

$$ax = S1 \cdot -C[2 + 3 + 4 + 5]$$

$$px = -S1 \cdot (l2S2 + l3S[2 + 3] + l4S[2 + 3 + 4] + l5S[2 + 3 + 4 + 5])$$

En y

$$ny = S1$$

$$sy = C1 \cdot S[2 + 3 + 4 + 5]$$

$$ay = C1 \cdot C[2 + 3 + 4 + 5]$$

$$py = C1 \cdot (l2S2 + l3S[2 + 3] + l4S[2 + 3 + 4] + l5S[2 + 3 + 4 + 5])$$

En z

$$nz = 0$$

$$sz = C[2 + 3 + 4 + 5]$$

$$az = -S[2 + 3 + 4 + 5]$$

$$pz = l1 + l2C2 + l3C[2 + 3] + l4C[2 + 3 + 4] + l5C[2 + 3 + 4 + 5]$$

$${}^0T_p = \begin{bmatrix} C1 & -S1 \cdot S[2+3+4+5] & S1 \cdot -C[2+3+4+5] & -S1 \cdot (I2S2 + I3S[2+3] + I4S[2+3+4] + I5S[2+3+4+5]) \\ S1 & C1 \cdot S[2+3+4+5] & C1 \cdot S[2+3+4+5] & C1 \cdot (I2S2 + I3S[2+3] + I4S[2+3+4] + I5S[2+3+4+5]) \\ 0 & C[2+3+4+5] & -S[2+3+4+5] & I1 + I2C2 + I3C[2+3] + I4C[2+3+4] + I5C[2+3+4+5] \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Asignando los valores de los ángulos $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$ y θ_5 , así como las magnitudes de los eslabones I1, I2, I3, I4 y I5 es posible obtener la posición (px, py y pz) del órgano terminal mediante la matriz de transformación.

Las magnitudes asignadas a los eslabones son las magnitudes propuestas para el diseño del prototipo final.

#	I1	I2	I3	I4	I5	θ_1°	θ_2°	θ_3°	θ_4°	θ_5°	px	py	pz
1	27.5	12.5	5	2.7	1.8	0	0	0	0	0	0	0	49.5
2	27.5	12.5	5	2.7	1.8	0	0	0	0	20	0	0.62	49.39
3	27.5	12.5	5	2.7	1.8	0	-90	0	0	-20	0	21.89	26.88
4	27.5	12.5	5	2.7	1.8	0	0	-60	-90	-20	0	5.99	38.39
5	27.5	12.5	5	2.7	1.8	0	-90	-60	-90	-20	0	10.89	21.51
6	27.5	12.5	5	2.7	1.8	90	0	0	0	-20	-0.62	0	49.39
7	27.5	12.5	5	2.7	1.8	90	-90	-60	-90	-20	-10.9	0	21.51
8	27.5	12.5	5	2.7	1.8	45	-45	-45	-68	-20	-10.6	10.57	32.05
9	27.5	12.5	5	2.7	1.8	20	20	20	20	20	3.97	-10.9	44.74
10	27.5	12.5	5	2.7	1.8	-81.4	-8.01	-30	-45	-20	9.15	1.38	43.75

Tabla 3.14 Cinemática directa del prototipo ^{c, d}

^c Magnitudes en cm

^d En la prueba # 9 se supone que los dedos pueden flexionarse hacia arriba (ángulos positivos)

2. Cinemática inversa:

Dada la posición y orientación final del efector final de un brazo y sus parámetros de articulación y elementos, es posible encontrar los ángulos de articulación correspondientes $q = (q_1, q_2, \dots, q_{i-1}, q_i)^T$ del robot de manera que pueda posicionar el efector final como se desee.

En general, el problema cinemático inverso se puede resolver por diversos métodos como las transformaciones inversas, el álgebra de tornillo, matrices duales, cuaterniones duales, método iterativo y métodos geométricos.

En este trabajo se obtendrá la solución cinemática inversa del prototipo por medio de métodos geométricos, debido a la facilidad de aplicación y a la claridad de análisis de resultados que este método presenta, en comparación con otros métodos.

Con el fin de simplificar la obtención de las variables articulares, así como los cálculos del análisis dinámico del prototipo, se obtendrán únicamente las tres primeras variables articulares, por lo que las dimensiones y masa de las dos restantes se encontrarán englobadas en la tercera, y para este caso última variable articular.

Obtención de la primera variable articular θ_1

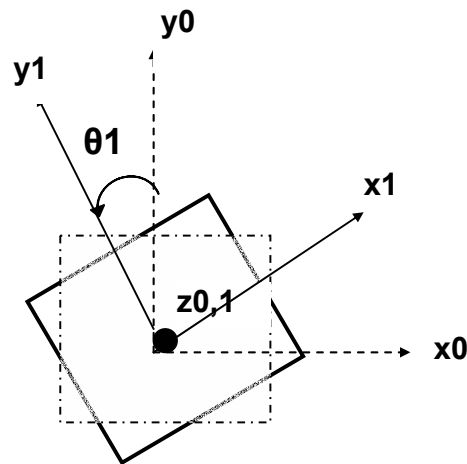


Figura 3.1.30 Prototipo vista plano x,y

De la figura 3.1.30 es fácil observar que

$$\theta_1 = -\text{ArcTan} \left[\frac{x}{y} \right] \quad (1.1)$$

Obtención de la segunda variable articular θ_2

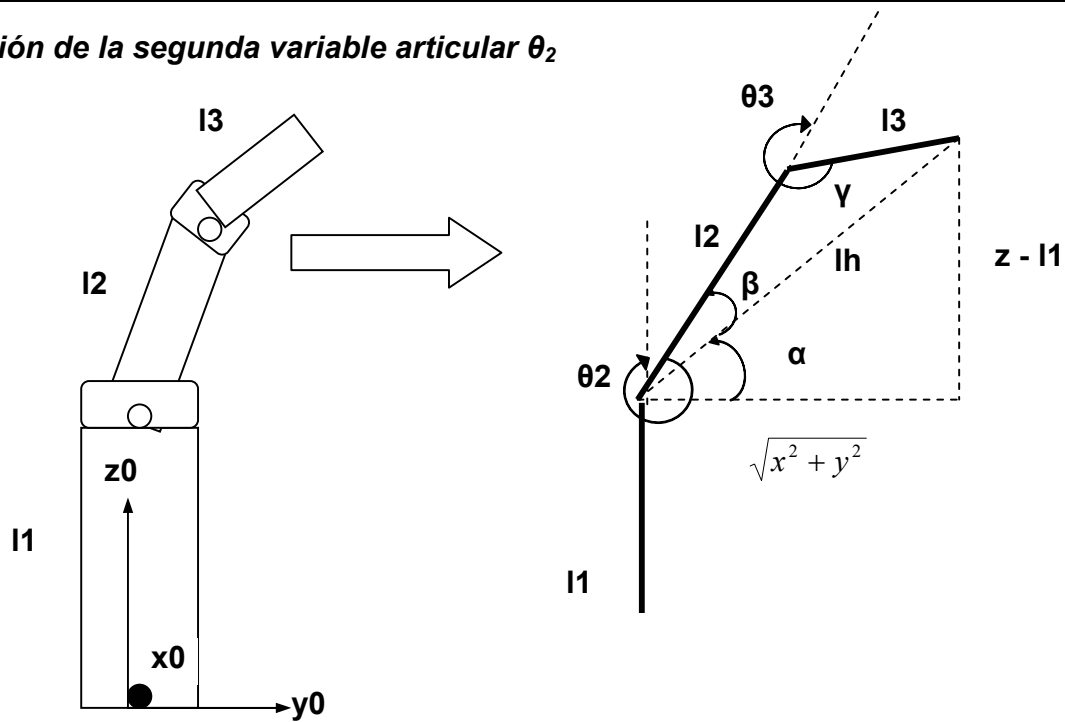


Figura 3.1.31 Prototipo Plano y,z

De la figura 3.1.31 podemos observar que

$$\theta_2 = \alpha + \beta + 270^\circ \quad (3.34)$$

donde

$$\alpha = \text{ArcTan} \left[\frac{z - l1}{\sqrt{x^2 + y^2}} \right] \quad (3.35)$$

El ángulo β es posible obtenerlo mediante la aplicación de la Ley de Cosenos

$$l3^2 = l2^2 + lh^2 - 2 \cdot l2 \cdot lh \cdot \text{Cos} \beta \quad (3.36)$$

Pero se sabe que

$$lh = \sqrt{(z - l1)^2 + x^2 + y^2} \quad (3.37)$$

por lo tanto, sustituyendo la ecuación 3.37 en la ecuación 3.36 y despejando el Coseno del ángulo β se tiene que:

$$\cos\beta = \frac{l_3^2 - l_2^2 - ((z - l_1)^2 + x^2 + y^2)}{-2 \cdot l_2 \cdot \sqrt{(z - l_1)^2 + x^2 + y^2}} \quad (3.38)$$

Se podría despejar el ángulo β de la ecuación anterior, pero para evitar discontinuidades y posibles errores durante cálculos posteriores, es preferible obtener las variables articulares en función de la tangente del ángulo.

Se sabe que la función Coseno y Tangente se definen, respectivamente como:

$$\cos\beta = \frac{Ca\beta}{H\beta} = \frac{l_3^2 - l_2^2 - ((z - l_1)^2 + x^2 + y^2)}{-2 \cdot l_2 \cdot \sqrt{(z - l_1)^2 + x^2 + y^2}} \quad (3.39)$$

$$\tan\beta = \frac{Co\beta}{Ca\beta} \quad (3.40)$$

donde:

Co β = Cateto opuesto al ángulo β
 Ca β = Cateto adyacente al ángulo β
 H β = Hipotenusa del ángulo β

Obteniendo el Co β y sustituyendo en la ecuación 3.40 se tiene que:

$$Co\beta = \sqrt{H\beta^2 - Ca\beta^2} \quad (3.41)$$

$$\tan\beta = \frac{\sqrt{(-2 \cdot l_2 \cdot \sqrt{(z - l_1)^2 + x^2 + y^2})^2 - (l_3^2 - l_2^2 - ((z - l_1)^2 + x^2 + y^2))^2}}{l_3^2 - l_2^2 - ((z - l_1)^2 + x^2 + y^2)} \quad (3.42)$$

Despejando el ángulo β y sustituyendo este ángulo y la ecuación 3.35 en la ecuación 3.34 se obtiene finalmente:

$$\theta_2 = \text{ArcTan} \left[\frac{z - l_1}{\sqrt{x^2 + y^2}} \right] + \text{ArcTan} \left[\frac{\sqrt{4 \cdot l_2^2 \cdot (x^2 + y^2 + (l_1 - z)^2) - (l_2^2 - l_3^2 + x^2 + y^2 + (l_1 - z)^2)^2}}{l_1^2 + l_2^2 - l_3^2 + x^2 + y^2 - 2 \cdot l_1 \cdot z + z^2} \right] + 270^\circ \quad (3.43)$$

Obtención de la tercera variable articular θ_3

De la figura 3.1.31 se puede observar que

$$\theta_3 = \gamma + 180^\circ \quad (3.44)$$

Aplicando la Ley de Cosenos y despejando γ se tiene

$$lh^2 = l2^2 + l3^2 - 2 \cdot l2 \cdot l3 \cdot \text{Cos} \gamma \quad (3.45)$$

$$\text{Cos} \gamma = \frac{\left((z - l1)^2 + x^2 + y^2 \right) - l2^2 - l3^2}{-2 \cdot l2 \cdot l3} = \frac{\text{Ca} \gamma}{\text{H} \gamma} \quad (3.46)$$

De la ecuación 3.46 se obtiene el Co γ

$$\text{Co} \gamma = \sqrt{(-2 \cdot l2 \cdot l3)^2 - \left(\left((z - l1)^2 + x^2 + y^2 \right) - l2^2 - l3^2 \right)^2} \quad (3.47)$$

y posteriormente la Tangente de γ

$$\text{Tan}[\gamma] = \frac{\text{Co} \gamma}{\text{Ca} \gamma} = \frac{\sqrt{(-2 \cdot l2 \cdot l3)^2 - \left(\left((z - l1)^2 + x^2 + y^2 \right) - l2^2 - l3^2 \right)^2}}{\left((z - l1)^2 + x^2 + y^2 \right) - l2^2 - l3^2} \quad (3.48)$$

Despejando el ángulo γ y sustituyéndolo en la ecuación 3.44 se obtiene finalmente

$$\theta_3 = \text{ArcTan} \left[\frac{\sqrt{4 \cdot l2^2 \cdot l3^2 - \left(l2^2 + l3^2 - x^2 - y^2 - (z - l1)^2 \right)^2}}{l1^2 - l2^2 - l3^2 + x^2 + y^2 - 2 \cdot l1 \cdot z + z^2} \right] + 180^\circ \quad (3.49)$$

θ1	$- \text{ArcTan} \left[\frac{x}{y} \right]$
θ2	$\text{ArcTan} \left[\frac{z - l1}{\sqrt{x^2 + y^2}} \right] + \text{ArcTan} \left[\frac{\sqrt{4 \cdot l2^2 \cdot (x^2 + y^2 + (l1 - z)^2)} - (l2^2 - l3^2 + x^2 + y^2 + (l1 - z))}{l1^2 + l2^2 - l3^2 + x^2 + y^2 - 2 \cdot l1 \cdot z + z^2} \right]$
θ3	$\text{ArcTan} \left[\frac{\sqrt{4 \cdot l2^2 \cdot l3^2 - (l2^2 + l3^2 - x^2 - y^2 - (z - l1)^2)^2}}{l1^2 - l2^2 - l3^2 + x^2 + y^2 - 2 \cdot l1 \cdot z + z^2} \right] + 180^\circ$

Tabla 3.15 Variables articulares del prototipo

Asignado las magnitudes de los eslabones l1, l2 y l3 así como la posición que se desea del órgano terminal (px, py y pz) es posible obtener los valores de los ángulos θ1, θ2 y θ3 los cuales permitirán situar al órgano terminal en dicha posición.

#	l1	l2	l3	px	py	pz	θ1°	θ2°	θ3°
1	27.5	12.5	9.5	3.55	-9.755	46.52	20	-20	-20
2	27.5	12.5	9.5	0	-15	40	0	-26.58	-55.43
3	27.5	12.5	9.5	-0.1	3	47	1.91	13.88	-53.05
4	27.5	12.5	9.5	0	0	49.5	0	0	0
5	27.5	12.5	9.5	0	-19	29	0	-59.76	-60.56
6	27.5	12.5	9.5	-14	14	36	45	-56.63	-23.53
7	27.5	12.5	9.5	1	-3	49	18.43	-0.56	-18.1
8	27.5	12.5	9.5	12.5	0.1	18	-89.54	-90	-90
9	27.5	12.5	9.5	-3.5	10	46	19.29	-17.38	-28.86
10	27.5	12.5	9.5	9.15	1.38	43.75	-81.4	-2.43	-64.25

Tabla 3.16 Cinemática inversa del prototipo^e

^e Magnitudes en cm

3.1.9 Trayectoria [11], [15]

Una vez conocida la cinemática del prototipo, es necesario controlar dicho prototipo de manera que siga un “camino” propuesto; dicho “camino” se puede describir como una secuencia de puntos en el espacio (posición y orientación) a través de los cuales debe pasar el manipulador, así como la curva en el espacio que recorre. La curva espacial que mueve la mano del manipulador desde la posición inicial hasta la posición final se llama trayectoria; la cual, en otras palabras, es la historia en el tiempo de la posición, velocidad y aceleración del órgano terminal. El tiempo requerido por cada segmento de trayectoria es el mismo para cada desplazamiento articular, de tal manera que todas las articulaciones alcanzarán su respectivo punto articular en el mismo tiempo, dando como resultado la posición cartesiana deseada en cada punto de la trayectoria.

Debido a que el caso que se estudia consta de un prototipo de pruebas de prótesis de miembro superior, es necesario obtener movimientos suaves y precisos. El perfil de trayectoria que puede generar las características de movimiento deseadas, es decir, una trayectoria suavizada, es el Perfil Polinomial quintico sin estacionario.

El perfil de trayectoria generado por el polinomio de quinto grado pertenece al conjunto o familia universal de polinomio de octavo grado, todos los individuos de ésta familia están emparentados por la distancia total de recorrido, tiempo de proceso y precisión [16].

Si se utilizara un perfil trapezoidal o de polinomios de menor grado, los movimientos resultarían violentos e incrementarían la posibilidad del desgaste de los elementos del brazo mecánico.

Por el contrario, entre más grande sea el grado del polinomio, éste proporcionará mayor suavidad, sin embargo, una función de grado alto tiene el inconveniente de volverse inestable y acarrear grandes errores.

Por lo tanto, para la función que realizará el prototipo y tomando en cuenta que se busca la repetitibilidad y no tanto en la precisión y fuerza de los movimientos, el perfil polinomial de quinto grado resulta adecuado.

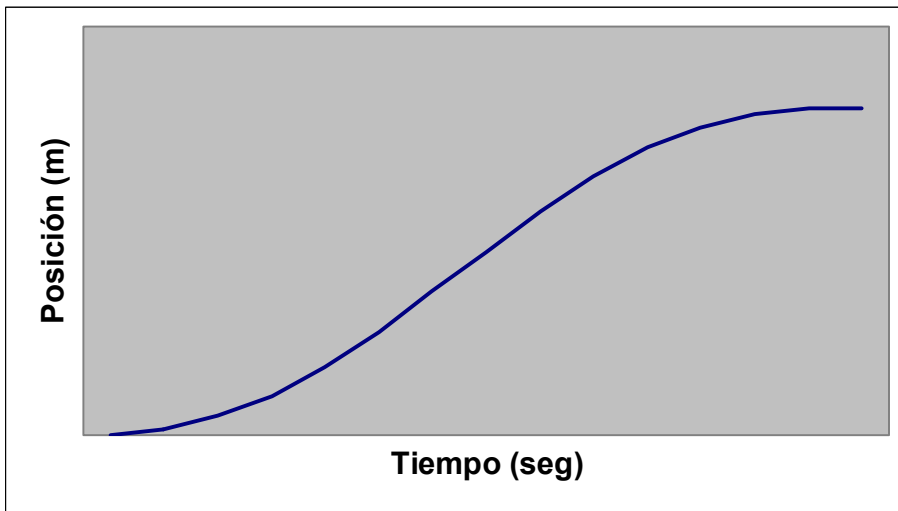


Figura 3.1.32 Gráfica de posición de un perfil polinomial quintico

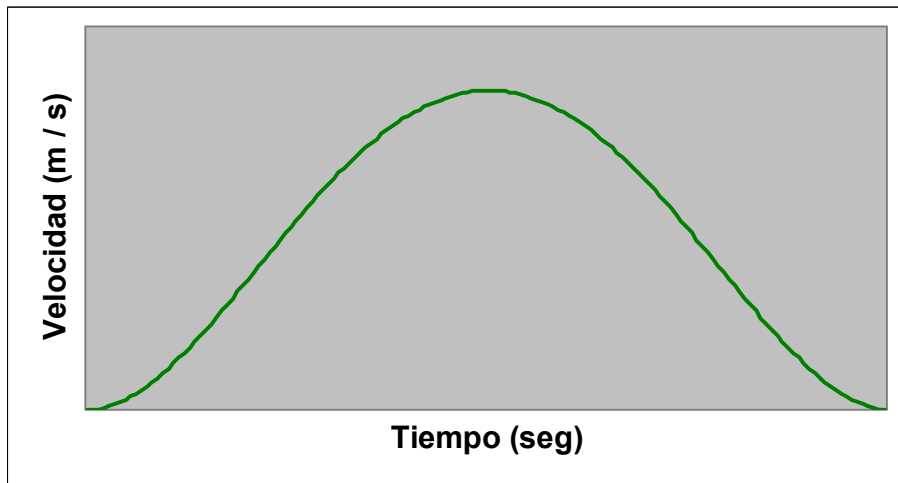


Figura 3.1.33 Gráfica de velocidad de un perfil polinomial quintico

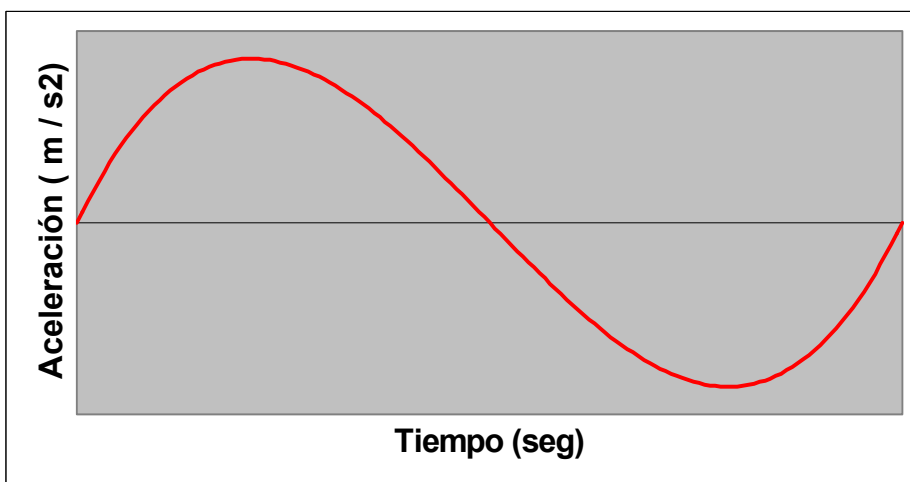


Figura 3.1.34 Gráfica de aceleración de un perfil polinomial quintico

Las ecuaciones que describen el cambio de posición, velocidad y aceleración con respecto al tiempo son:

$$q(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 + a_4t^4 + a_5t^5 \quad (3.50)$$

$$\dot{q}(t) = a_1 + 2a_2t + 3a_3t^2 + 4a_4t^3 + 5a_5t^4 \quad (3.51)$$

$$\ddot{q}(t) = 2a_2 + 6a_3t + 12a_4t^2 + 20a_5t^3 \quad (3.52)$$

De las gráficas 3.1.32, 3.1.33 y 3.1.34 se puede observar que para $t = 0$

$$q(0) = 0 \quad (3.53)$$

$$\dot{q}(0) = 0 \quad (3.54)$$

$$\ddot{q}(0) = 0 \quad (3.55)$$

y para $t = t_f$

$$q(t_f) = q_f \quad (3.56)$$

$$\dot{q}(t_f) = 0 \quad (3.57)$$

$$\ddot{q}(t_f) = 0 \quad (3.58)$$

Al igualar las ecuaciones 3.50, 3.51 y 3.52 con las ecuaciones 3.53, 3.54 y 3.55 respectivamente se obtiene

$$a_0 = 0 \quad (3.59)$$

$$a_1 = 0 \quad (3.60)$$

$$a_2 = 0 \quad (3.61)$$

$$a_3t_f^3 + a_4t_f^4 + a_5t_f^5 = q_f$$

$$3a_3t_f^2 + 4a_4t_f^3 + 5a_5t_f^4 = 0$$

$$6a_3t_f + 12a_4t_f^2 + 20a_5t_f^3 = 0$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones

$$a_3 = \frac{10qf}{tf^3}$$

$$a_4 = \frac{-15qf}{tf^4}$$

$$a_5 = \frac{6qf}{tf^5}$$

$$q(t) = \left(\frac{10qf}{tf^3}\right) t^3 - \left(\frac{15qf}{tf^4}\right) t^4 + \left(\frac{6qf}{tf^5}\right) t^5$$

$$\dot{q}(t) = \left(\frac{30qf}{tf^3}\right) t^2 - \left(\frac{60qf}{tf^4}\right) t^3 + \left(\frac{30qf}{tf^5}\right) t^4$$

$$\ddot{q}(t) = \left(\frac{60qf}{tf^3}\right) t - \left(\frac{180qf}{tf^4}\right) t^2 + \left(\frac{120qf}{tf^5}\right) t^3$$

Por medio de estas ecuaciones es posible determinar las características de movimiento del prototipo de pruebas (Figura 3.1.35) para un tiempo y trayectoria dados.

Definiendo los puntos inicial P1(x1,y1 y z1) (Figura 3.1.36) y final P2 (x2,y2 y z2) (Figura 3.1.37) del órgano terminal del prototipo, es posible calcular la posición, velocidad y aceleración del órgano terminal para cualquier tiempo dado t.

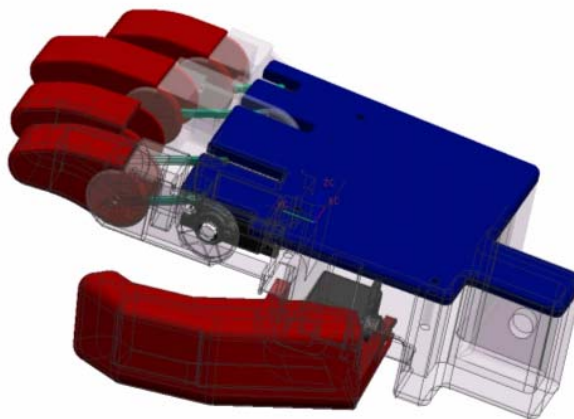


Figura 3.1.35 Prototipo de pruebas

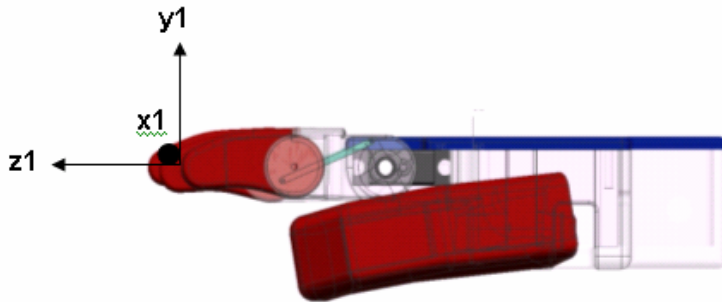


Figura 3.1.36 Posición 1 organo terminal

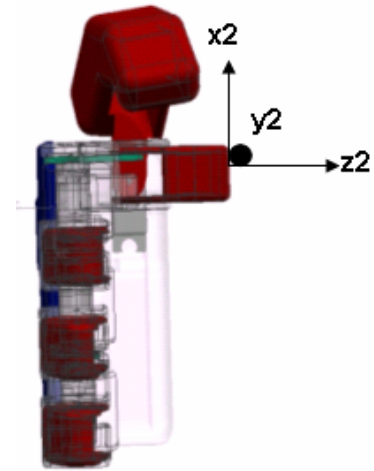


Figura 3.1.37 Posición 2 organo terminal

$$\begin{pmatrix} x(t) \\ y(t) \\ z(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x1 \\ y1 \\ z1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} u1 \\ u2 \\ u3 \end{pmatrix} \cdot q(t) \quad (3.62)$$

La ecuación (3.62) es la ecuación vectorial paramétrica de una recta, la cual mediante el parámetro $q(t)$ relaciona al lugar geométrico con el perfil de trayectoria. Este parámetro es precisamente la variación con el tiempo de la distancia recorrida sobre la recta.

$$\begin{pmatrix} \dot{x}(t) \\ \dot{y}(t) \\ \dot{z}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u1 \\ u2 \\ u3 \end{pmatrix} \cdot \dot{q}(t) \quad (3.63)$$

La velocidad vectorial definida para la recta (ecuación 3.63), se encuentra derivando temporalmente la ecuación (3.62).

$$\begin{pmatrix} \ddot{x}(t) \\ \ddot{y}(t) \\ \ddot{z}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u1 \\ u2 \\ u3 \end{pmatrix} \cdot \ddot{q}(t) \quad (3.64)$$

De igual manera la aceleración vectorial a la que está sujeto el movimiento (ecuación 3.64) se encuentra derivando la ecuación (3.63).

Los elementos u_1 , u_2 y u_3 son las componentes directrices de un vector unitario, paralelo al vector definido entre los puntos P1 y P2.

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{pmatrix} = \frac{1}{qf} \cdot \begin{pmatrix} x_2 - x_1 \\ y_2 - y_1 \\ z_2 - z_1 \end{pmatrix}$$

$$qf = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

3.1.10 Análisis Dinámico [11]

La dinámica del robot trata con las formulaciones matemáticas de las ecuaciones de movimiento del brazo. Las ecuaciones de movimiento de un manipulador son un conjunto de ecuaciones matemáticas que describen su conducta dinámica. Tales ecuaciones son útiles para la simulación en computadora del movimiento del robot, el diseño de ecuaciones de control apropiadas para el robot y la evaluación del diseño y estructura del brazo.

Los principales métodos utilizados para describir la conducta dinámica de un robot son el método de Lagrange-Euler y el método de Newton-Euler; en éste análisis se utilizará el método de Newton-Euler, debido a que el método de Lagrange-Euler resulta ineficiente, ya que con el fin de lograr un control en tiempo real, este método ignora las fuerzas centrífugas y de Coriolis, las cuales resultan ser significativas en los pares de articulaciones cuando el brazo se está moviendo a velocidades rápidas, lo cual limita el movimiento del manipulador.

Método de Newton-Euler

De la información cinemática de cada elemento del manipulador es posible describir el movimiento de dichos elementos aplicando el principio de d'Alembert a cada uno de ellos. El principio de d'Alembert aplica las condiciones de equilibrio estático a los problemas dinámicos al considerar tanto las fuerzas aplicadas externamente como las fuerzas de reacción de los elementos mecánicos que se oponen al movimiento, éste principio se aplica para todos los instantes de tiempo y es realmente una forma ligeramente modificada de la segunda ley de movimiento de Newton, la cual se puede expresar como:

Para cualquier cuerpo, la suma algebraica de las fuerzas aplicadas externamente y las fuerzas de reacción en cualquier dirección dada es cero.

En resumen, las ecuaciones de movimiento de Newton Euler son un conjunto de ecuaciones recursivas hacia delante y hacia atrás eficientes con la dinámica y la cinemática de cada elemento referida a su propio sistema de coordenadas.

En la siguiente Tabla (3.17) se muestra una lista de las ecuaciones recursivas.

Ecuaciones de movimiento recursivas de Newton-Euler	
Ecuaciones hacia delante: $i = 1, 2, \dots, n$	donde n - # de articulaciones
$\omega_{i+1}^{i+1} = \begin{matrix} R_i^{i+1} \omega_i^i + \dot{\theta}_{i+1} \hat{Z}_{i+1} \\ R_i^{i+1} \omega_i^i \end{matrix}$	<p>si el elemento i es rotacional</p> <p>si el elemento i es prismático</p>
$V_{i+1}^{i+1} = \begin{matrix} R_i^{i+1} (V_i^i + \omega_i^i \otimes P_{i+1}^i) \\ R_i^{i+1} (V_i^i + \omega_i^i \otimes P_{i+1}^i) + \dot{\delta}_{i+1} \hat{Z}_{i+1} \end{matrix}$	<p>si el elemento i es rotacional</p> <p>si el elemento i es prismático</p>
$\alpha_{i+1}^{i+1} = \begin{matrix} R_i^{i+1} \alpha_i^i + R_i^{i+1} \omega_i^i \otimes \dot{\theta}_{i+1} \hat{Z}_{i+1} + \ddot{\theta}_{i+1} \hat{Z}_{i+1} \\ R_i^{i+1} \end{matrix}$	<p>si el elemento i es rotacional</p> <p>si el elemento i es prismático</p>
$\dot{V}_{i+1}^{i+1} = \begin{matrix} R_i^{i+1} \left[\dot{V}_i^i + \alpha_i^i \otimes P_{i+1}^i + \omega_i^i \otimes (\omega_i^i \otimes P_{i+1}^i) \right] \\ R_i^{i+1} \left[\dot{V}_i^i + \alpha_i^i \otimes P_{i+1}^i + \omega_i^i \otimes (\omega_i^i \otimes P_{i+1}^i) \right] + 2\omega_{i+1}^{i+1} \otimes \dot{\delta}_{i+1} \hat{Z}_{i+1} + \ddot{\delta}_{i+1} \hat{Z}_{i+1} \end{matrix}$	<p>si el elemento i es rotacional</p> <p>si el elemento i es prismático</p>
$VCG_{i+1}^{i+1} = V_{i+1}^{i+1} + \omega_{i+1}^{i+1} \otimes PCG_{i+1}^{i+1}$	
$\dot{VCG}_{i+1}^{i+1} = \dot{V}_{i+1}^{i+1} + \alpha_{i+1}^{i+1} \otimes PCG_{i+1}^{i+1} + \omega_{i+1}^{i+1} \otimes (\omega_{i+1}^{i+1} \otimes PCG_{i+1}^{i+1})$	
$\sum F_{i+1}^{i+1} = m_{i+1} \dot{V}_{i+1}^{i+1}$	
$\sum N_{i+1}^{i+1} = ICG_{i+1}^{i+1} \alpha_{i+1}^{i+1} + \omega_{i+1}^{i+1} \otimes ICG_{i+1}^{i+1} \omega_{i+1}^{i+1}$	

Tabla 3.17 Ecuaciones de movimiento recursivas hacia delante de Newton-Euler

Ecuaciones hacia atrás: $n = n, n-1, \dots, 1$
$\sum F_i = f_i - R_{i+1}^i f_{i+1}$
$f_i = \sum F_i + R_{i+1}^i f_{i+1}$
$f_{motor} = 1.5 f_i^T \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$
$\sum N_i = n_i - R_{i+1}^i n_{i+1} + (-PCi) \otimes f_i - (Pi - PCi) \otimes R_{i+1}^i f_{i+1}$
$n_i = \sum N_i + R_{i+1}^i n_{i+1} + P_i \otimes R_{i+1}^i f_{i+1} + PCi \otimes \sum F_i$
$n_{motor} = 1.5 n_i^T \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$

Tabla 3.18 Ecuaciones de movimiento recursivas hacia atrás de Newton-Euler

Las ecuaciones hacia adelante propagan la información cinemática de cada elemento desde el sistema de referencia de la base hasta la mano, mientras que las ecuaciones hacia atrás calculan los pares / fuerzas necesarios para cada articulación desde la mano hasta el sistema de referencia de la base.

Si la base soporte se fija a la plataforma y el elemento 0 es estacionario, entonces

$$\omega_0^0 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad V_0^0 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \alpha_0^0 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dot{V}_0^0 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix}$$

Ecuaciones hacia adelante

Debido a que los movimientos de las tres falanges de cada dedo son generados con un solo servomotor, se realizó el análisis dinámico para calcular la fuerza y par requeridos para tres motores:

- Motor 1: Movimiento de pronosupinación del antebrazo y mano.
- Motor 2: Movimiento de flexión y extensión de la palma.
- Motor 3: Movimiento de flexión y extensión de las tres falanges de cada dedo.

Por lo tanto las dimensiones y masa del eslabón tres, son el resultado de la suma de las dimensiones y masa de las tres falanges.

Utilizando las ecuaciones hacia adelante y variando desde $i = 0$ hasta 2 se tiene:

Velocidad angular ω_{i+1}^{i+1}

$$\omega_1^1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}[1] \end{pmatrix} \quad \omega_2^2 = \begin{pmatrix} \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \\ \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \\ \dot{\theta}[2] \end{pmatrix} \quad \omega_3^3 = \begin{pmatrix} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \\ \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \\ \dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3] \end{pmatrix}$$

Velocidad lineal V_{i+1}^{i+1}

$$V_1^1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad V_2^2 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad V_3^3 = \begin{pmatrix} -12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2] \\ 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[2] \\ -12 \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \end{pmatrix}$$

Aceleración angular α_{i+1}^{i+1}

$$\alpha_1^1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}[1] \end{pmatrix} \quad \alpha_2^2 = \begin{pmatrix} \cos[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \\ \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \\ \ddot{\theta}[2] \end{pmatrix}$$

$$\alpha_3^3 = \begin{pmatrix} \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + \cos[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\ -\cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\ \ddot{\theta}[2] + \ddot{\theta}[3] \end{pmatrix}$$

Aceleración lineal \dot{V}_{i+1}^{i+1}

$$\overset{\circ}{V}_1^1 = \begin{pmatrix} -g \cos[\theta[1]] \\ g \sin[\theta[1]] \\ 0 \end{pmatrix} \quad \overset{\circ}{V}_2^2 = \begin{pmatrix} g \sin[\theta[1]] \sin[\theta[2]] \\ -g \cos[\theta[2]] \sin[\theta[1]] \\ -g \cos[\theta[1]] \end{pmatrix}$$

$$\overset{\circ}{V}_3^3 = \begin{pmatrix} \cos[\theta[3]] \left(g \sin[\theta[1]] \sin[\theta[2]] - 12 \left(\sin[\theta[2]]^2 \dot{\theta}[1]^2 + \dot{\theta}[2]^2 \right) \right) + \sin[\theta[3]] \left(\cos[\theta[2]] \left(g \sin[\theta[1]] - 12 \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 \right) - 12 \ddot{\theta}[2] \right) \\ \sin[\theta[3]] \left(g \sin[\theta[1]] \sin[\theta[2]] - 12 \left(\sin[\theta[2]]^2 \dot{\theta}[1]^2 + \dot{\theta}[2]^2 \right) \right) + \cos[\theta[3]] \left(\cos[\theta[2]] \left(-g \sin[\theta[1]] + 12 \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 \right) + 12 \ddot{\theta}[2] \right) \\ -g \cos[\theta[1]] + 12 \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 12 \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \end{pmatrix}$$

Velocidad lineal del centro de gravedad del eslabón V_{CGi+1}^{i+1}

$$\text{VCG}_1^1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{VCG}_2^2 = \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{2} 12 \dot{\theta}[2] \\ -\frac{1}{2} 12 \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \end{pmatrix}$$

$$\text{VCG}_3^3 = \begin{pmatrix} -12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2] \\ \frac{1}{2} \left(2 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[2] + 13 \left(\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3] \right) \right) \\ -\frac{1}{2} \left(2 12 \sin[\theta[2]] + 13 \sin[\theta[2] + \theta[3]] \right) \dot{\theta}[1] \end{pmatrix}$$

Aceleración lineal del centro de gravedad del eslabón V_{CGi+1}^{i+1}

$$\overset{\circ}{\text{VCG}}_1^1 = \begin{pmatrix} -g \cos[\theta[1]] \\ g \sin[\theta[1]] \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\overset{\circ}{\text{VCG}}_2^2 = \begin{pmatrix} g \sin[\theta[1]] \sin[\theta[2]] - \frac{1}{2} 12 \left(\sin[\theta[2]]^2 \dot{\theta}[1]^2 + \dot{\theta}[2]^2 \right) \\ \frac{1}{2} \left(\cos[\theta[2]] \left(-2 g \sin[\theta[1]] + 12 \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 \right) + 12 \ddot{\theta}[2] \right) \\ \frac{1}{2} \left(-2 g \cos[\theta[1]] + 12 \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 12 \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \right) \end{pmatrix}$$

$${}^0VCG_3 =$$

$$\begin{pmatrix} \frac{1}{4} \left[2g \cos[\theta[1] - \theta[2] - \theta[3]] - 2g \cos[\theta[1] + \theta[2] + \theta[3]] - 13 \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \cos[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 \right. \\ \frac{1}{4} \left[-2g \sin[\theta[1] - \theta[2] - \theta[3]] - 2g \sin[\theta[1] + \theta[2] + \theta[3]] - 2 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \right. \\ \left. -g \cos[\theta[1]] + 12 \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + \frac{1}{2} 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 13 \cos \right. \\ \left. + 2 \cdot 12 \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 13 \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 13 \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] - 2 \cdot 13 \dot{\theta}[3]^2 - 4 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \ddot{\theta}[2] \right] \\ \left. \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 4 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 + 2 \cdot 13 \ddot{\theta}[2] + 4 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 \ddot{\theta}[3] \right) \\ \left. s[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 12 \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] - \frac{1}{2} 13 \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \right) \end{pmatrix}$$

Fuerzas debidas al movimiento $\sum F_{i+1}^{i+1}$

$$\sum F_1^1 = \begin{pmatrix} -g \cos[\theta[1]] m[1] \\ g m[1] \sin[\theta[1]] \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\sum F_2^2 = \begin{pmatrix} \frac{1}{2} m[2] \left(2g \sin[\theta[1]] \sin[\theta[2]] - 12 \left(\sin[\theta[2]]^2 \dot{\theta}[1]^2 + \dot{\theta}[2]^2 \right) \right) \\ \frac{1}{2} m[2] \left(\cos[\theta[2]] \left(-2g \sin[\theta[1]] + 12 \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 \right) + 12 \ddot{\theta}[2] \right) \\ -\frac{1}{2} m[2] \left(2g \cos[\theta[1]] - 12 \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 12 \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \right) \end{pmatrix}$$

$$\sum F_3^3 =$$

$$\begin{pmatrix} \frac{1}{4} m[3] \left(2g \cos[\theta[1] - \theta[2] - \theta[3]] - 2g \cos[\theta[1] + \theta[2] + \theta[3]] - 13 \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \cos \right. \\ \left. \frac{1}{4} m[3] \left(-2g \sin[\theta[1] - \theta[2] - \theta[3]] - 2g \sin[\theta[1] + \theta[2] + \theta[3]] - 2 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \right. \right. \\ \left. \left. - \frac{1}{2} m[3] \left(2g \cos[\theta[1]] - 2 \cdot 12 \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 13 \cos[\theta[2] + \right. \right. \\ \left. \left. [2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 13 \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 13 \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] - 2 \cdot 13 \dot{\theta}[3]^2 - 4 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \ddot{\theta}[2] \right) \right. \\ \left. \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 4 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 + 2 \cdot 13 \ddot{\theta}[2] + 4 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 \ddot{\theta}[3] \right) \\ \left. \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 2 \cdot 12 \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 13 \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \right) \end{pmatrix}$$

Momentos angulares debidos al movimiento $\sum N_{i+1}^{i+1}$

$$\sum \mathbf{N}_1^1 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ I_{1zz} \ddot{\theta}[1] \end{pmatrix} \quad \sum \mathbf{N}_2^2 = \begin{pmatrix} -(I_{2yy} - I_{2zz}) \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + I_{2xx} \cos[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \\ (I_{2xx} - I_{2zz}) \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + I_{2yy} \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \\ -(I_{2xx} - I_{2yy}) \cos[\theta[2]] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + I_{2zz} \ddot{\theta}[2] \end{pmatrix}$$

$$\sum \mathbf{N}_3^3 = \begin{pmatrix} \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \left(I_{3xx} \dot{\theta}[3] - I_{3yy} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) + I_{3zz} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) \right) + I_{3xx} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\ \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \left(-I_{3yy} \dot{\theta}[3] + I_{3xx} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) - I_{3zz} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) \right) + I_{3yy} \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\ -\frac{1}{2} (I_{3xx} - I_{3yy}) \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + I_{3zz} (\ddot{\theta}[2] + \ddot{\theta}[3]) \end{pmatrix}$$

Ecuaciones hacia atrás

Variando desde i = 2 hasta 0 tenemos:

Suma de fuerzas f_{i+1}^{i+1}

$f_3^3 =$

$$\left[\begin{array}{l} \frac{1}{4} m[3] \left(2g \cos[\theta[1] - \theta[2] - \theta[3]] - 2g \cos[\theta[1] + \theta[2] + \theta[3]] - 13 \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \cos \right. \\ \left. \frac{1}{4} m[3] \left(-2g \sin[\theta[1] - \theta[2] - \theta[3]] - 2g \sin[\theta[1] + \theta[2] + \theta[3]] - 2 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \right. \right. \\ \left. \left. - \frac{1}{2} m[3] \left(2g \cos[\theta[1]] - 2 \cdot 12 \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 13 \cos[\theta[2] + \right. \right. \right. \\ \left. \left. \left. 2(\theta[2] + \theta[3]) \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 13 \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 13 \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] - 2 \cdot 13 \dot{\theta}[3]^2 - 4 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \ddot{\theta}[2] \right) \right. \\ \left. \left. \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 4 \cdot 12 \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 + 2 \cdot 13 \ddot{\theta}[2] + 4 \cdot 12 \cos[\theta[3]] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 \ddot{\theta}[3] \right) \right. \\ \left. \left. \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 2 \cdot 12 \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 13 \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \right) \right] \end{array} \right]$$

$f_2^2 =$

$$\left(\begin{aligned} & -\frac{1}{2} \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] m[3] \left(-2 g \text{Cos}[\theta[1] - \theta[2] - \frac{\theta[3]}{2}] + 2 g \text{Cos}[\theta[1] + \theta[2] + \frac{\theta[3]}{2}] + 2 \cdot 12 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 \text{Cos}\left[\frac{1}{2} (4 \theta[2] + \theta[3])\right] \right. \\ & \left. + \frac{1}{2} \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] m[3] \left(-2 g \text{Sin}[\theta[1] - \theta[2] - \frac{\theta[3]}{2}] - 2 g \text{Sin}[\theta[1] + \theta[2] + \frac{\theta[3]}{2}] - 2 \cdot 12 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \text{Sin}\left[\frac{1}{2} (4 \theta[2] + \theta[3])\right] \right. \right. \\ & \left. \left. - m[3] \left(2 g \text{Cos}[\theta[1]] - 2 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 13 \text{Cos}[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 - 13 \text{Cos}[2 \theta[2] + \frac{3 \theta[3]}{2}] \dot{\theta}[1]^2 + 4 \cdot 12 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[2]^2 + 2 \cdot 13 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[2]^2 + 4 \cdot 13 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] + 2 \cdot 13 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[3]^2 \right. \right. \\ & \left. \left. + 13 \text{Sin}[2 \theta[2] + \frac{3 \theta[3]}{2}] \dot{\theta}[1]^2 - 4 \cdot 12 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[2]^2 + 2 \cdot 13 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[2]^2 + 4 \cdot 13 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] + 2 \cdot 13 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \dot{\theta}[3]^2 \right. \right. \\ & \left. \left. s[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 2 \cdot 12 \text{Sin}[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 13 \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \right) \right) \\ & \left. + 4 \cdot 12 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \ddot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \ddot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \text{Sin}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \ddot{\theta}[3] \right) \\ & \left. 4 \cdot 12 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 \text{Cos}\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \ddot{\theta}[3] \right) \end{aligned} \right)$$

$f_1^1 =$

$$\left(\begin{aligned} & \frac{1}{4} \left(4 g m[3] \text{Sin}[\theta[1]] - 2 g m[2] \text{Sin}[\theta[1] - \theta[2]] - 2 g m[2] \text{Sin}[\theta[1] + \theta[2]] + 2 g m[3] \text{Sin}[\theta[1] - \theta[3]] + 2 g m[3] \text{Sin}[\theta[1] + \theta[3]] - 4 \cdot 12 m[3] \right. \\ & \left. \frac{1}{4} \left(-4 g \text{Cos}[\theta[1]] m[2] + 2 g \text{Cos}[\theta[1] - \theta[3]] m[3] - 2 g \text{Cos}[\theta[1] + \theta[3]] m[3] - 13 \text{Cos}[\theta[2]] \right. \right. \\ & \left. \left. \frac{1}{4} \left(2 g \text{Cos}[\theta[1] - \theta[2]] m[2] - 2 g \text{Cos}[\theta[1] \right. \right. \\ & \left. \left. \text{Sin}[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 - 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 12 m[2] \text{Sin}[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 m[3] \text{Sin}[\theta[2] - \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 m[3] \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 13 m[3] \right. \right. \\ & \left. \left. m[3] \dot{\theta}[1]^2 - 2 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2] - \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1]^2 + 13 \text{Cos}[\theta[2] + 2 \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2]] m[2] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 \cdot \right. \right. \\ & \left. \left. [1] + \theta[2]] m[2] - 8 g \text{Cos}[\theta[1]] m[3] - 12 m[2] \dot{\theta}[1]^2 + 12 \text{Cos}[2 \theta[2]] m[2] \dot{\theta}[1]^2 + 8 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 2 \cdot 12 \right. \right. \\ & \left. \left. [3] \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2] + 2 \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 4 \cdot 12 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \dot{\theta}[2]^2 - 2 \cdot 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 12 m[3] \text{Sin}[\theta[2] - \theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 - 2 \cdot 13 \right. \right. \\ & \left. \left. - 4 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2]] m[3] \dot{\theta}[2]^2 - 2 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2]] m[3] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 12 \text{Cos}[\theta[2] - \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[2]^2 - 2 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2]] m[3] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] \right. \right. \\ & \left. \left. m[2] \dot{\theta}[2]^2 + 8 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 8 \cdot 12 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] - 4 \cdot 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \right) \right) \\ & m[3] \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 - 4 \cdot 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] - 4 \cdot 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] - 2 \cdot 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \dot{\theta}[3]^2 - 2 \cdot 13 m[3] \text{Sin}[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[3]^2 \\ & - 4 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] - 2 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2]] m[3] \dot{\theta}[3]^2 - 2 \cdot 13 \text{Cos}[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[3]^2 - 2 \cdot 12 m[2] \text{Sin}[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 4 \cdot 12 m[3] \text{Sin}[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \end{aligned} \right)$$

$$\left. \begin{aligned} & \left[\theta[3] \ddot{\theta}[3]^2 + 2 \cdot 12 m[2] \ddot{\theta}[2] - 4 \cdot 12 \cos[\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[2] - 4 \cdot 12 \cos[\theta[2] - \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] \right. \\ & \quad \left. \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[2] + 4 \cdot 12 m[3] \sin[\theta[2] - \theta[3]] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 m[3] \sin \right. \\ & \quad \left. m[3] \ddot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[2] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[3] - 2 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[3] \right) \\ & \quad \left. [\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[3] + 2 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[3] \right) \end{aligned} \right\}$$

Suma de momentos angulares n_{i+1}^{i+1}

$$\mathbf{n}_3^3 = \begin{pmatrix} \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \left(I_{3xx} \dot{\theta}[3] - I_{3yy} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) + I_{3zz} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) \right) + I_{3xx} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\ \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \left(-I_{3yy} \dot{\theta}[3] + I_{3xx} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) - I_{3zz} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3]) \right) + I_{3yy} \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\ -\frac{1}{2} (I_{3xx} - I_{3yy}) \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + I_{3zz} (\ddot{\theta}[2] + \ddot{\theta}[3]) \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{n}_2^2 = \begin{pmatrix} \frac{1}{4} \left(2 g \cdot 12 \cos[\theta[1]] (m[2] + 2 m[3]) + 4 I_{3xx} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3zz} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 2 I_{3xx} \cos[\theta[2] + 2 \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - \right. \\ \left. \frac{1}{8} \left(-2 \right. \right. \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned} & - 2 I_{3yy} \cos[\theta[2] + 2 \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 2 \cdot 12 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 I_{3xx} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 4 I_{3yy} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] \\ & - 2 g \cdot 12 (m[2] + 2 m[3]) \sin[\theta[1] - \theta[2]] - 2 g \cdot 12 (m[2] + 2 m[3]) \sin[\theta[1] + \theta[2]] + 12^2 m[2] \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 4 \cdot 12^2 m[3] \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \\ & \cos\left[\frac{\theta[3]}{2}\right] \left((I_{3xx} - I_{3yy}) \sin[\theta[2] + \frac{3\theta[3]}{2}] \dot{\theta}[1] (\dot{\theta}[2] + 2 \dot{\theta}[3]) - \sin[\theta[2] + \frac{\theta[3]}{2}] \dot{\theta}[1] (I_{3xx} \dot{\theta}[2] + I_{3yy} \dot{\theta}[2] - 2 I_{3zz} (\dot{\theta}[2] + \dot{\theta}[3])) \right) + \\ & \dot{\theta}[3] - 4 I_{3zz} \cos[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 4 I_{3xx} \cos[\theta[2] + 2 \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 4 I_{3yy} \cos[\theta[2] + 2 \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 4 \cdot 12 \cdot 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] \\ & 12 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 8 I_{3xx} \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 8 I_{3yy} \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 2 \cdot 12 \cdot 13 m[3] \sin[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 \\ & \left. \right) + \left((I_{3xx} + I_{3yy}) \cos[\theta[2] + \frac{\theta[3]}{2}] + (I_{3xx} - I_{3yy}) \cos[\theta[2] + \frac{3\theta[3]}{2}] \right) \ddot{\theta}[1] \\ & + \theta[3] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \left(2 I_{3xx} \dot{\theta}[2] + 2 I_{3yy} \dot{\theta}[2] - 4 I_{3zz} \dot{\theta}[2] - 12^2 m[2] \dot{\theta}[2] - 4 \cdot 12^2 m[3] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3zz} \dot{\theta}[3] \right) + 2 I_{3xx} \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] \\ & \dot{\theta}[1]^2 + 4 \cdot 12 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 + 8 \cdot 12 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] + 4 \cdot 12 \cdot 13 m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[3]^2 + 16 I_{3zz} \ddot{\theta}[2] + 2 \cdot 12^2 m[2] \ddot{\theta}[2] + 8 \cdot 12^2 m[3] \ddot{\theta}[2] + 4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 &+ 2 I_{3yy} \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 12^2 m[2] \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 4 12^2 m[3] \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3yy} \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] + 2 12 13 m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \\
 &\quad 12 13 \cos[\theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[2] + 16 I_{3zz} \ddot{\theta}[3] + 4 12 13 \cos[\theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[3] \\
 &\left. \begin{aligned}
 &\ddot{\theta}[1] - 2 I_{3xx} \sin[\theta[2] + 2 \theta[3]] \ddot{\theta}[1] + 2 I_{3yy} \sin[\theta[2] + 2 \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \right) \Bigg] \\
 &\Bigg)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 n_1^1 = & \left[\begin{aligned}
 &\frac{1}{8} \left(-4 g 11 (m[1] + 2 m[3]) \sin[\theta[1]] - 2 g 12 (m[2] + 2 m[3]) \sin[\theta[1] - \theta[2]] - 2 g 12 m[2] \sin[\theta[1] \right. \\
 &\left. \frac{1}{8} \left(-2 g 12 \cos[\theta[1] + \theta[2]] m[2] - 4 g 12 \cos[\theta[1] + \theta[2]] m[3] - 2 g 12 \cos[\theta[1] - \theta[2]] (m[2] + 2 m[3]) - 4 g 11 \cos[\theta[1]] (m[1] + 4 m[3]) - 4 I \right. \right. \\
 &1] + \theta[2]) - 4 g 12 m[3] \sin[\theta[1] + \theta[2]] - 4 g 11 m[3] \sin[\theta[1] - \theta[3]] - 4 g 11 m[3] \sin[\theta[1] + \theta[3]] + 8 11 12 m[3] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + \\
 &I_{3xx} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3yy} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 I_{3zz} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 I_{2xx} \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 8 I_{2zz} \cos[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3xx} \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \\
 &\quad \frac{1}{8} \left(-2 g 12 (m[2] + 2 m[3]) \sin[\theta[1] - \theta[2]] + 2 g 12 (m[2] + 2 m[3]) \sin[\theta[1] + \theta[2]] - 4 I_{2xx} \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 4 I_{2yy} \right. \\
 &+ 2 11 13 m[3] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 12^2 m[2] \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 4 12^2 m[3] \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 + 4 11 12 m[3] \sin[\theta[2] - \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 2 12 13 m[3] \sin[\theta \\
 &1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3yy} \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 I_{3zz} \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3xx} \cos[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 I_{3yy} \cos[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - \\
 &yy \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1]^2 - 12^2 m[2] \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 12^2 m[3] \sin[2 \theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3xx} \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3yy} \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] \\
 &+ I_{3xx} \dot{\theta}[1]^2 + 4 11 12 m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 4 11 13 m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 8 I_{3xx} \sin[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 8 I_{3yy} \sin[2 (\theta[2] + \\
 &- 4 I_{3xx} \cos[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 I_{3yy} \cos[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 12^2 m[2] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 12^2 \cos[2 \theta[2]] m[2] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 12^2 m[3] \dot{\theta}[1] \\
 &2] + 8 I_{3zz} \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 2 12 13 m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 I_{3xx} \sin[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3yy} \sin[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] \\
 &\left. \begin{aligned}
 &+ I_{3xx} \dot{\theta}[1]^2 + 8 I_{3yy} \sin[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1]^2 + 2 12 13 m[3] \sin[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 + 2 11 13 m[3] \sin[\theta[2] + 2 \theta[3]] \dot{\theta}[1]^2 - 8 I_{2yy} \\
 &\dot{\theta}[2] + 16 11 12 \cos[\theta[2]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 4 12^2 \cos[2 \theta[2]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 2 12 13 \cos[\theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 11 13 \cos[\theta[2] + \theta[3]] m \\
 &\quad + 4 I_{3xx} \sin[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 4 I_{3yy} \sin[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] \\
 &+ I_{3xx} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 I_{2zz} \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 11 12 m[3] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[2]^2 + 4 11 13 m[3] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[2]^2 + 8 11 12 m[3] \sin[\theta[2] - \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] \\
 &+ I_{3xx} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 2 12 13 \cos[2 \theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 I_{3zz} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 8 I_{3zz} \cos[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 8 I_{3xx} \cos[2 (\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] \\
 &+ I_{3xx} \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] - 2 12 13 m[3] \sin[2 \theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[2] + 8 I_{3zz} \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 4 12 13 m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 8 I_{3xx} \sin[2 (\theta[2] + \theta[3]) \\
 \end{aligned}
 \right]
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & \ddot{\theta}[2]^2 + 4 I_{213} m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 + 4 I_{113} m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[2]^2 + 8 I_{113} m[3] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] + 8 I_{213} m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] + \\
 & 8 I_{3yy} \cos[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 8 I_{3xx} \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 8 I_{3yy} \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 4 I_{213} \cos[\theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \\
 & \cdot \dot{\theta}[3] - 8 I_{3yy} \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 8 I_{3xx} \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 8 I_{3yy} \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] - 4 I_{213} m[3] \\
 & + 8 I_{113} m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[2] \dot{\theta}[3] + 4 I_{113} m[3] \sin[\theta[2]] \dot{\theta}[3]^2 + 4 I_{213} m[3] \sin[\theta[3]] \dot{\theta}[3]^2 + 4 I_{113} m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[3]^2 + \\
 & 16 I_{113} \cos[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 4 I_{213} \cos[2\theta[2] + \theta[3]] m[3] \dot{\theta}[1] \dot{\theta}[3] + 8 I_{2yy} \sin[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] - 16 I_{112} m[3] \sin[\theta[2]] \\
 & 3] \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \dot{\theta}[1] \ddot{\theta}[3] + 4 I_{3xx} \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3yy} \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3xx} \cos[\theta[3]] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3yy} \cos[\theta[3]] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3xx} \cos[2(\theta[2] + \theta[3])] \ddot{\theta}[1] \\
 & + 8 I_{2xx} \cos[\theta[2]] \ddot{\theta}[1] + 16 I_{3zz} \ddot{\theta}[2] + 2 I_{212} m[2] \ddot{\theta}[2] + 8 I_{212} m[3] \ddot{\theta}[2] + 8 I_{112} \cos[\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[2] + 4 I_{113} \cos[\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[2] + 8 \\
 & \ddot{\theta}[1] - 12^2 m[2] \sin[2\theta[2]] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{212} m[3] \sin[2\theta[2]] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{3xx} \sin[\theta[3]] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{3yy} \sin[\theta[3]] \ddot{\theta}[1] - 2 I_{213} m[3] \sin[\theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\
 & \left. \begin{aligned}
 & - 4 I_{3yy} \cos[2(\theta[2] + \theta[3])] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3xx} \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{3yy} \cos[2\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \\
 & + 16 I_{112} \cos[\theta[2] - \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[2] + 4 I_{213} \cos[\theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[2] + 4 I_{113} \cos[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[2] + 16 I_{3zz} \ddot{\theta}[3] + \\
 & \ddot{\theta}[1] - 8 I_{113} m[3] \sin[\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3xx} \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{3yy} \sin[2(\theta[2] + \theta[3])] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{3xx} \\
 & + 12^2 m[2] \ddot{\theta}[1] - 12^2 \cos[2\theta[2]] m[2] \ddot{\theta}[1] + 4 I_{212} m[3] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{212} \cos[2\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[1] + 2 I_{213} \cos[\theta[3]] m[3] \\
 & \cdot 4 I_{113} \cos[\theta[2]] m[3] \ddot{\theta}[3] + 4 I_{213} \cos[\theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[3] + 4 I_{113} \cos[\theta[2] + \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[3] \Big) \\
 & \left. \begin{aligned}
 & \alpha \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] - 4 I_{3yy} \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] - 2 I_{213} m[3] \sin[2\theta[2] + \theta[3]] \ddot{\theta}[1] \Big) \\
 & \ddot{\theta}[1] - 2 I_{213} \cos[2\theta[2] + \theta[3]] m[3] \ddot{\theta}[1] + 8 I_{2zz} \ddot{\theta}[2] \Big) \right\}
 \end{aligned}
 \end{aligned}$$

donde

$$\dot{\theta}[i] = \frac{\delta\theta[i]}{\delta x} \frac{\delta x}{\delta t} + \frac{\delta\theta[i]}{\delta y} \frac{\delta y}{\delta t} + \frac{\delta\theta[i]}{\delta z} \frac{\delta z}{\delta t}$$

$$\dot{\theta}[i] = \frac{\delta\theta[i]}{\delta x} \dot{x} + \frac{\delta\theta[i]}{\delta y} \dot{y} + \frac{\delta\theta[i]}{\delta z} \dot{z}$$

$$\ddot{\theta}[i] = \frac{\delta^2\theta[i]}{\delta x^2} \frac{\delta^2 x}{\delta t^2} + \frac{\delta^2\theta[i]}{\delta y^2} \frac{\delta^2 y}{\delta t^2} + \frac{\delta^2\theta[i]}{\delta z^2} \frac{\delta^2 z}{\delta t^2}$$

$$\ddot{\theta}[i] = \frac{\delta^2\theta[i]}{\delta x^2} \ddot{x} + \frac{\delta^2\theta[i]}{\delta y^2} \ddot{y} + \frac{\delta^2\theta[i]}{\delta z^2} \ddot{z}$$

3.1.11 Actuadores

Para generar todos los movimientos del prototipo se utilizaron servomotores de modelismo, debido a las ventajas de peso y tamaño que estos nos ofrecen.

Características de los servomotores para actuar los dedos:

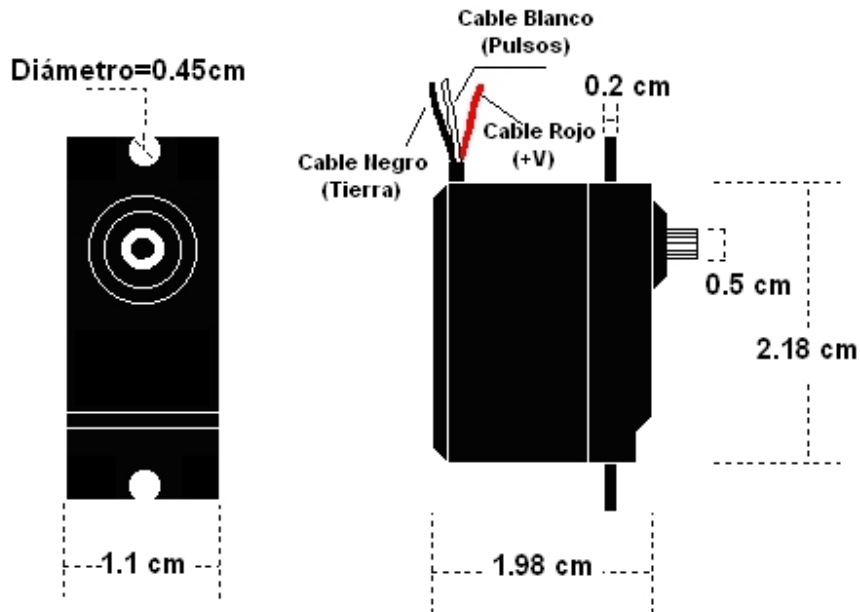


Figura 3.1.38 Dimensiones del nano servo CS-5 [30]

NANO SERVO CS-5

Alimentación	4.8	6	volts
Velocidad @ 60°	0.11	0.09	seg
Torque de salida	1.2	1.5	kg-cm
Peso	9.5		g

Tabla 3.19 Características de los servos utilizados en el prototipo I

Características de los servomotores para actuar la articulación de la muñeca:

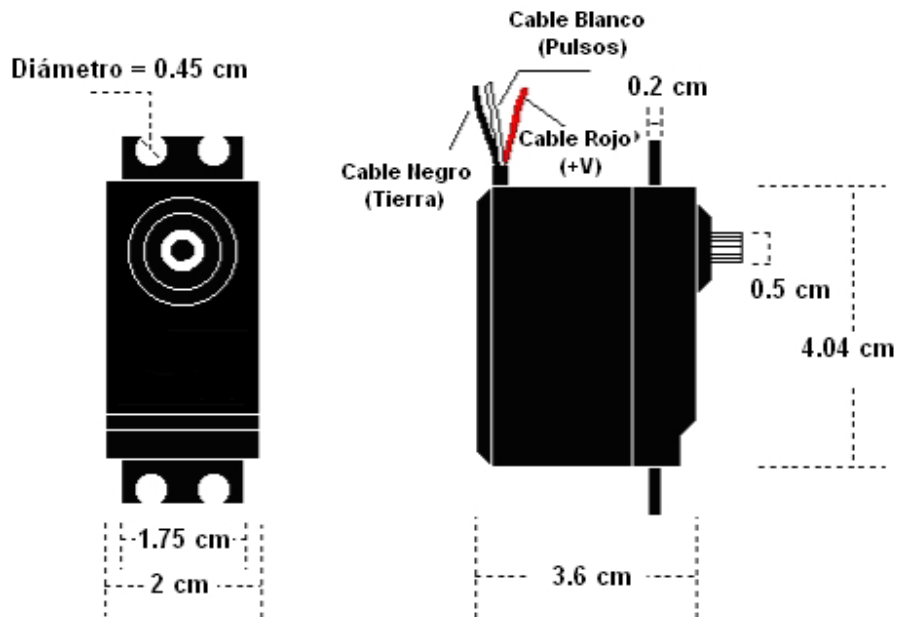


Figura 3.1.39 Dimensiones del Servo FP-S9001 [30]

SERVO FP-S9001

Alimentación	5	volts
Velocidad @ 60°	0.22	seg
Torque de salida	3.9	kg-cm
Peso	48	g

Tabla 3.20 Características de los servos utilizados en el prototipo II

Como se mencionó en el Capítulo 2, los servos son un tipo especial de motor que se caracterizan por su capacidad para posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su rango de operación. Están generalmente formados por un amplificador, un motor, la reducción de engranaje y la realimentación, todo en una misma caja de pequeñas dimensiones (Figuras 3.1.40 y 3.1.41). El resultado es un servo de posición con un margen de operación de 180° aproximadamente.

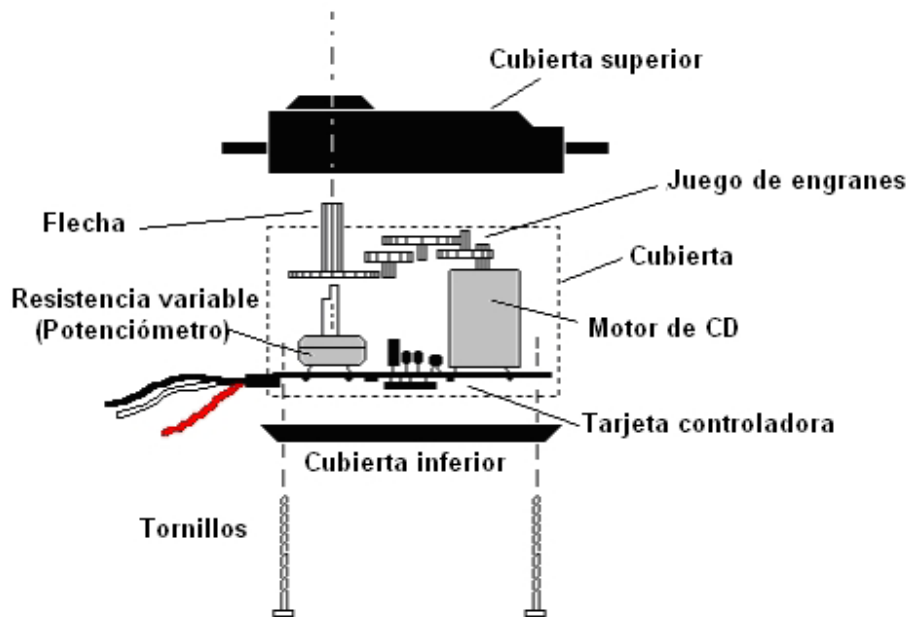


Figura 3.1.40 Partes que conforman un servomotor [30]

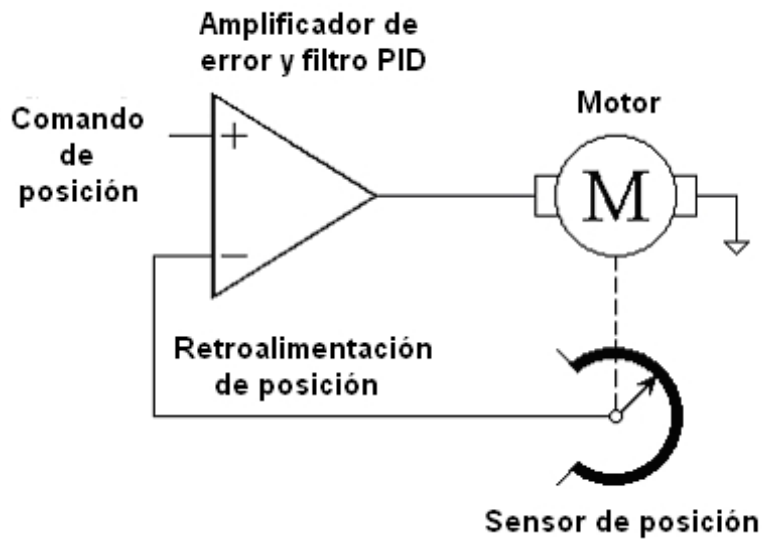
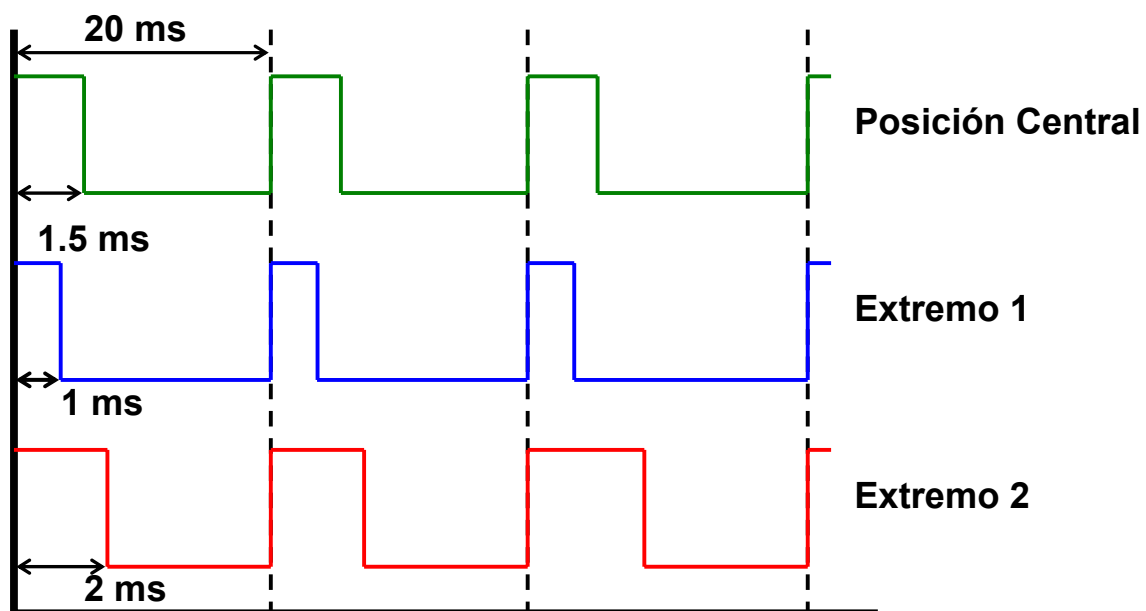


Figura 3.1.41 Amplificador de servo

Funcionamiento del servo [26]

El control de un servo se limita a indicar en que posición se debe situar. Estas "órdenes" consisten en una serie de pulsos. La duración del pulso indica el ángulo de giro del motor. Cada servo tiene sus márgenes de operación, que se corresponden con el ancho del pulso máximo y mínimo que el servo entiende. Los valores para los servos utilizados para mover los dedos del prototipo se encuentran aproximadamente entre 1 ms y 2 ms, que dejarían al motor en ambos extremos. El valor 1,5 ms indica la posición central, mientras que otros valores del pulso lo dejan en posiciones intermedias (Figura 3.1.42). Estos valores suelen ser los recomendados, sin embargo, es posible emplear pulsos menores de 1 ms o mayores de 2 ms, pudiéndose conseguir ángulos mayores de 180°. Si se sobrepasan los límites de movimiento del servo, éste comenzará a emitir un zumbido, indicando que se debe cambiar la longitud del pulso.

*Figura 3.1.42 PWM [26]*

El periodo entre pulso y pulso no es crítico, e incluso puede ser distinto entre uno y otro pulso. El valor utilizado para los nano-servos del prototipo es de 20ms. Si el intervalo entre pulso y pulso es inferior, puede interferir con la temporización interna del servo, causando un zumbido, y la vibración del brazo de salida. Si es mayor, entonces el servo pasará a estado dormido, entre pulsos. Esto provoca que se mueva con intervalos pequeños.

Cabe mencionar que para que un servo se mantenga en la misma posición durante un cierto tiempo, es necesario enviarle continuamente el pulso correspondiente. De este modo, si existe alguna fuerza que le obligue a abandonar esta posición, intentará resistirse. Si se deja de enviar pulsos (o el intervalo entre pulsos es mayor del máximo) entonces el servo perderá fuerza y dejará de intentar mantener su posición, de modo que cualquier fuerza externa podría desplazarlo.

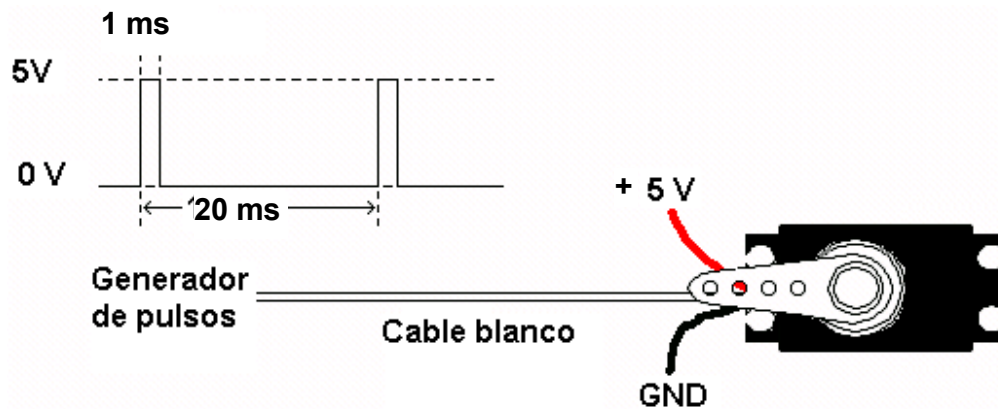


Figura 3.1.43 Posición 0° [26]

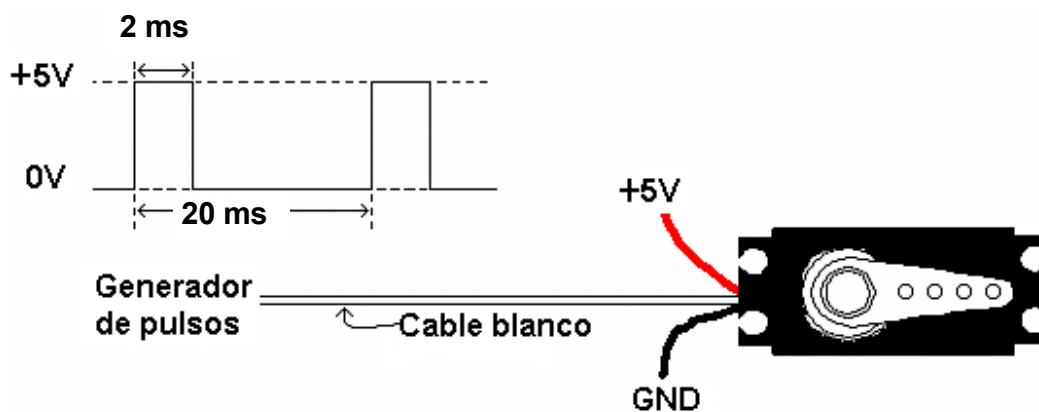


Figura 3.1.44 Posición 180° [26]

3.2 SISTEMA ELECTRÓNICO/ DE COMUNICACIONES

3.2.1 Control mioeléctrico

La electromiografía (EMG) superficial es una técnica donde, por medio de electrodos medidores de voltaje adheridos a la piel, se pueden detectar varios fenómenos relacionados con la contracción muscular. El desarrollo de instrumentación electrónica sofisticada ha permitido el empleo de EMG superficial en la mayor parte de las investigaciones sobre ergonomía y en análisis de actividad muscular. No obstante la necesidad creciente, no había, en los comienzos de esta técnica, algún trabajo de referencia que proveyera información básica en la interpretación y aplicación de EMG superficial.

Sin embargo, poco a poco, la comunidad médica y científica ha ido estructurando las bases de ésta técnica, de manera que esté al alcance de cada vez más personas en el mundo.

Una de las aplicaciones más importantes de la electromiografía, y que comienza a tener auge en el mundo, es el control de prótesis por medio de señales mioeléctricas. La EMG es un auxiliar en el entrenamiento de los pacientes que utilizarán las prótesis, ya que él puede observar las alteraciones en la gráfica del EMG según varía su fuerza, y así puede entrenarse a provocar alteraciones específicas, por medio de las cuales, controlará los movimientos de su prótesis.

Desarrollo

Se debe adquirir la señal mioeléctrica del bíceps, suponiendo que la prótesis que se controlará será de antebrazo. Para su control, se deben alcanzar dos niveles de fuerza diferentes:

1. Esfuerzo máximo
2. Mitad del esfuerzo máximo

Cada nivel de fuerza llevará asociado un movimiento en la prótesis, como supinación del antebrazo, aducción y abducción de los dedos, considerando que la supinación y la extensión de los dedos son las condiciones iniciales, es decir, en relajación del bíceps.

3.2.3 Electrodo

Como se mencionó en el Capítulo 2, por medio de experimentación se observó que los electrodos que mejor satisfacen las necesidades del prototipo son los electrodos 2560 Red Dot Naranja (Anexo A).

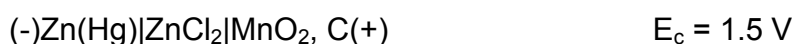


Figura 3.2.2 Electrodo 2560 Red Dot Naranja

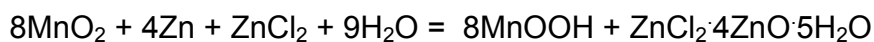
3.2.4 Pila

La pila de Cloruro de Zinc únicamente contiene cloruro de zinc como sustancia activa.

Su rendimiento, comparado con la de Zn-C, es un 50 % mayor. Debido a que puede suministrar más corriente, suele usarse para trabajo pesado (*heavy duty*), aunque es menos eficiente que las pilas alcalinas. Al igual que las pilas de Zn-C, no resisten adecuadamente temperaturas altas (en estas condiciones pueden descargarse con facilidad). La estructura de la pila se representa de la forma siguiente



Reacción:



Las principales características de estas pilas son:

- 30% más poder
- Más económica
- 0% Mercurio
- Para uso recomendado en: control remoto, linternas, reloj, etc.
- Tipos: 9V, D, C, AA, AAA

3.2.5 Software

La mayoría de los sistemas de reconocimiento de voz disponibles hoy en día son programas que usan computadoras personales. Los programas agregados operan continuamente en el fondo del sistema operativo de las computadoras (Windows, OS/2, etc.). Estos programas requieren que las computadoras estén equipadas con una tarjeta de sonido compatible. La desventaja de este método es la necesidad de una computadora. Mientras que estos programas de voz son muy impresionantes, no es económicamente viable para los fabricantes agregar computadoras completas para controlar una lavadora o en algún equipo de video. En algunos casos, los programas se agregan al procesamiento requerido del CPU de la computadora. Hay un problema de lentitud muy notable en la operación y funcionamiento de la computadora cuando se habilita el reconocimiento de voz.

3.2.6 Tarjeta de Voz

Debido a que cada vez es más común encontrarse con dispositivos de reconocimiento de voz para controlar diversas aplicaciones, se decidió aplicar esta tecnología para el control del prototipo de brazo.

En este caso se eligió el SRI-02 Speech Recognition Kit. A pesar de no ser un dispositivo 100% confiable en lo que se refiere a reconocimiento de voz, para las pruebas iniciales del prototipo es muy útil. Esto se debe a que el porcentaje de confiabilidad que tiene (aprox. 70%) nos sirve para demostrar el principio de funcionamiento del prototipo. Para futuras versiones del brazo, se planea utilizar tecnologías más confiables e incluso desarrolladas en la misma Facultad de Ingeniería.

El SRI-02 Speech Recognition Kit [38] contiene un circuito que debe ser entrenado (programado) para reconocer las palabras que uno desee que reconozca. Este circuito permite experimentar con varias facetas de la tecnología de reconocimiento de voz. El centro de este circuito es el circuito integrado de reconocimiento de voz HM2007. Este chip brinda las opciones de reconocer ya sea 40 palabras de 0.96 segundos o 20 palabras de 1.92 segundos. El circuito permite al usuario elegir entre cualquiera de las dos modalidades de longitud de palabra. En lo que respecta a memoria, el circuito usa una RAM estática de 8K X 8. A la vez, el chip tiene dos modos operacionales; modo manual y modo CPU. El modo CPU está diseñado para permitirle al chip trabajar bajo las órdenes de una computadora. Esto es un acercamiento atractivo al reconocimiento de voz para las computadoras ya que el chip de reconocimiento de voz opera como un co-procesador al CPU principal. De esta forma los trabajos de escuchar y reconocer no ocupan tiempo del CPU de la computadora. Cuando el HM2007 reconoce un comando puede señalar una interrupción al CPU anfitrión y después relevar el código de comando. El chip HM2007 se puede poner en cascada para brindar una biblioteca de reconocimiento de palabras mayor.

El circuito SRI-02 del kit aplica en el modo manual. Este modo permite construir una tarjeta de reconocimiento de voz aislada que no requiere de una computadora y que puede integrarse a otros dispositivos que utilizan control de voz.

Este kit incorpora además diez relevadores con switch que corresponden a las tres primeras palabras reconocidas por el circuito. Cada relevador numerado tiene un switch de polo-sencillo y doble-lanzamiento (SPDT) con una tasa de 125 VAC a 0.5 Amps o 24 VDC a 1 Amp. Usando esta interfase el kit permite activar fácilmente 10 dispositivos o circuitos eléctricos.

Algunas aplicaciones para este kit son:

- Comando y control de equipos y aplicaciones
- Sistemas de asistencia telefónica
- Ingreso de datos
- Juguetes controlados por voz
- Sistemas de seguridad de reconocimiento de voz
- Prótesis activadas por voz





Figura 3.2.3 Tarjeta de voz [38]

3.2.7 Procesadores

Para el procesamiento de las señales de voz y mioeléctricas se eligió el PIC16F877.

El microcontrolador PIC16F877 [40] de Microchip pertenece a una gran familia de microcontroladores de 8 bits (bus de datos) que tienen las siguientes características generales que los distinguen de otras familias:

- Arquitectura Harvard
- Tecnología RISC
- Tecnología CMOS

Estas características se conjugan para lograr un dispositivo altamente eficiente en el uso de la memoria de datos y programa y por lo tanto en la velocidad de ejecución.

Microchip ha dividido sus microcontroladores en tres grandes subfamilias de acuerdo al número de bits de su bus de instrucciones:

Subfamilia	Bits del bus de instrucciones	nomenclatura
Base - Line	12	PIC12XXX y PIC14XXX
Mid - Range	14	PIC16XXX
High - End	16	PIC17XXX y PIC18XXX

Tabla 3.21 Subfamilias del Microchip [40]

Variantes principales

Los microcontroladores que produce Microchip cubren un amplio rango de dispositivos cuyas características pueden variar de la siguiente manera:

- Empaquetado (desde 8 pines hasta 68 pines)
- Tecnología de la memoria incluida (EPROM, ROM, Flash)
- Voltajes de operación (desde 2.5 v. Hasta 6v)
- Frecuencia de operación (Hasta 20 Mhz)

Empaquetados

Aunque cada empaquetado tiene variantes, especialmente en lo relativo a las dimensiones del espesor del paquete, en general se pueden encontrar paquetes tipo PDIP (Plastic Dual In Line Package), PLCC (Plastic Leaded Chip Carrier) y QFP (Quad Flat Package), los cuales se muestran en las figuras siguientes:

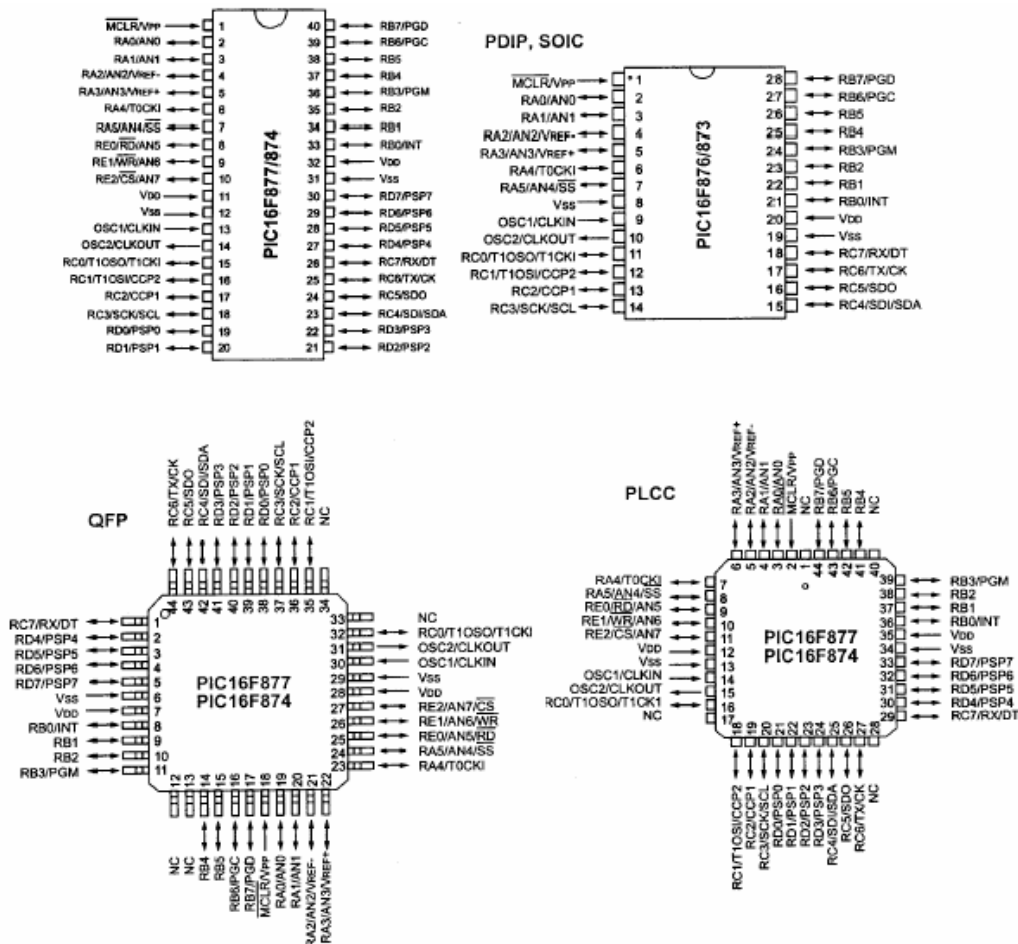


Figura 3.2.4 Empaquetados [40]

Nomenclatura

Además de lo mostrado en la Tabla 3.21, en el nombre específico del microcontrolador pueden aparecer algunas siglas como se muestra en la siguiente tabla:

Tipo de memoria	Rango de voltaje	
	Estándar	Extendido
EPROM	PIC16 C XXX	PIC16 LC XXX
ROM	PIC16 CR XXX	PIC16 LCR XXX
Flash	PIC16 F XXX	PIC16 LF XXX

Tabla 3.22 Tipos de memoria del Microchip [40]

En la Tabla 3.23 se especifican los rangos de voltaje estándar y extendido manejados por los dispositivos.

Rango de voltaje	EPROM		ROM		Flash	
Estándar	C	4.5 a 6v	CR	4.5 a 6v	F	4.5 a 6v
Extendido	LC	2.5 a 6v	LCR	2.5 a 6v	LF	2 a 6v

Tabla 3.23 Rangos de Voltaje utilizados por los Microchips [40]

Oscilador

Los PIC de rango medio permiten hasta 3 diferentes modos para el oscilador. El usuario puede seleccionar alguno de estos 3 modos programando 3 bits de configuración del dispositivo denominados: FOSC2, FOSC1 y FOSC0. En algunos de estos modos el usuario puede indicar que se genere o no una salida del oscilador (CLKOUT) a través de un pin de Entrada/Salida.

Modo	Frecuencia típica	Capacitores recomendados	
		C1	C2
LP	32 khz	68 a 100 pf	68 a 100 pf
	200 khz	15 a 30 pf	15 a 30 pf
XT	100 khz	68 a 150 pf	150 a 200 pf
	2 Mhz	15 a 30 pf	15 a 30 pf
	4 Mhz	15 a 30 pf	15 a 30 pf
HS	8 Mhz	15 a 30 pf	15 a 30 pf
	10 Mhz	15 a 30 pf	15 a 30 pf
	20 Mhz	15 a 30 pf	15 a 30 pf

Tabla 3.24 Modos para el oscilador [40]

Gracias a la arquitectura Harvard, se puede acceder de forma simultánea e independiente a la memoria de datos y a la memoria de instrucciones. Así, tanto la capacidad como el tamaño de los buses de cada memoria se adapta estrictamente a las necesidades del diseño, facilitando el trabajo en paralelo de las dos memorias, lo que permite obtener alto rendimiento.

El procesador tipo RISC involucra un número reducido de instrucciones que forman un total de 35 y se ejecutan en un ciclo de instrucción, equivalente a cuatro periodos de reloj, excepto las de salto que tardan el doble.

El microcontrolador PIC16F877 es uno de los PIC de gama media. Se identifica por disponer de las siguientes ventajas sobre los otros microcontroladores:

- Memoria de programa tipo FLASH.
- Memoria de datos EEPROM.
- Dispone de 5 puertos (PA, PB, PC, PD y PE) E/S con un total de 33 líneas para conectar los periféricos exteriores.
- Un convertidor analógico a digital (CAD) con 8 canales de entrada.
- Puerto paralelo esclavo.

En resumen un PIC16F877 consta de los siguientes recursos:

- Procesador de arquitectura RISC
- Arquitectura Harvard.
- Juego de 35 instrucciones con 14 bits de longitud. Todas ellas se ejecutan en un ciclo de instrucción, menos las de salto que tardan dos.
- Frecuencia máxima de 20 MHz, 200 ns por ciclo de instrucción.
- 4k palabras de 14 bits para la memoria de código de tipo FLASH.
- 192 bytes de memoria de datos RAM.
- 128 bytes de memoria de datos EEPROM.
- Encapsulado compatible con los PIC 16C73/74/76/77.
- 14 fuentes de interrupción internas y externas.
- Pila con 8 niveles.
- Modo de direccionamiento directo, indirecto y relativo.
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) y Timer de Oscillator Star-up (OST).
- Perro Guardián (WDT) con reloj interno propio.
- Código de protección programable.
- Modo Sleep de bajo consumo.
- Opciones de selección de oscilador.
- Programación serie de circuito con dos patitas.
- Voltaje de alimentación comprendido entre 2 y 5.5 V.
- Bajo consumo (menos de 0.6 mA a 3V y 4 MHz)

Para la programación de PIC16F877 se utilizará una tarjeta de programación desarrollada en el Departamento de Ingeniería Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería [18], la cual cuenta con las siguientes características:

1. Un socket para DIP 40
2. Regulador de voltaje de entrada de corriente directa que transforma a 5V
3. Hardware de comunicación RS-232 para PC
4. Botón pulsador para Reset
5. LED para indicación de encendido
6. Jumper para selector de función del controlador 1 u oscilador 1 para Timer1
7. Oscilador de cuarzo de 8 MHz
8. Oscilador de cuarzo de 32 kHz
9. 29 pines de pines bidireccionales:
 - a) 5 puertos: PA, PB, PC, PD y PE
 - b) 29 de E/S digital
 - c) 8 entradas analógicas
10. Programador serial integrado y socket de interfaz con PC

Esta tarjeta está diseñada de forma tal que se pueda desarrollar con ella una gran cantidad de proyectos sin realizar modificaciones al hardware. Su diagrama esquemático se presenta en la Figura 3.2.5



Figura 3.2.5 Tarjeta para PIC16F877 [36]

3.2.8 Sensores

Los sensores de presión propuestos son sensores comerciales del tipo FSR [14] (Force Sensing Resistors) (Figura 3.2.5) o también llamados Sensores de Fuerza Resistivos, los cuales son dispositivos de película de polímero-groeso (PTF) que exhiben una disminución de la resistencia al aumentar la fuerza aplicada en su superficie activa.



Figura 3.2.6 FSR [14]

En la Figura 3.2.6 se puede observar el comportamiento típico de la característica Fuerza-Resistencia de un FSR.

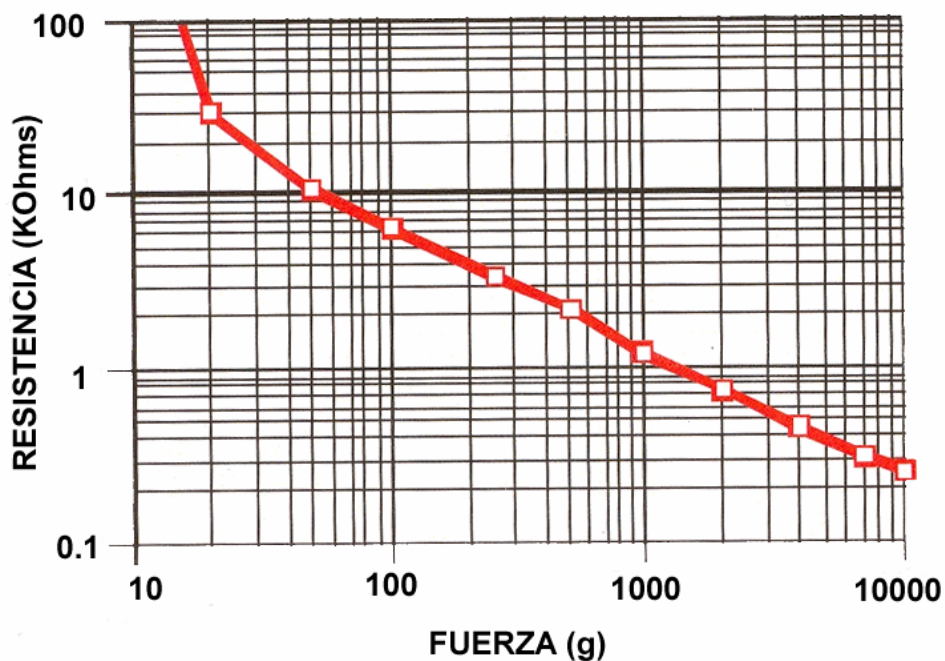


Figura 3.2.7 Curva Fuerza Resistencia de un FSR [14]

Parámetros

Parámetro	Valor	Notas
Intervalo de tamaños	Max=51 x 61 cm Min = 0.5 x 0.5 cm	Cualquier forma
Grosor del dispositivo	0.2 a 1.25 mm	Depende del material
Intervalo de sensibilidad de fuerza	de 1 a 100 N	Depende del mecanismo
Intervalo de sensibilidad de presión	0.1 kg / cm ² a 10 kg / cm ²	Depende del mecanismo
Resolución de fuerza	Más de 0.5% a escala completa	
Fuerza de fractura	20g a 100g	Depende del mecanismo
Resistencia base	>1MΩ	Sin carga
Cambio de característica	Esencialmente cero	
Tiempo de subida	1-2 mseg	
Tiempo de vida	> 10 millones de ciclos	
Rango de temperatura	- 30°C a 70°C	
Corriente máxima	1 mA / cm ² de la fuerza aplicada	
Sensibilidad al ruido / vibración	Poco significativa	

Tabla 3.25 Parámetros del FSR [14]

El FSR utilizado en el prototipo es el más pequeño, debido a que es el que más se adecua y satisface las necesidades del prototipo.

Dimensiones

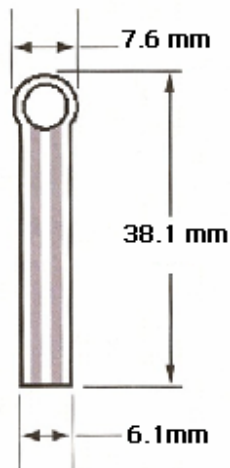


Figura 3.2.8 Dimensiones del FSR [14]

Área Activa	5	mm	diámetro
Espesor	0.3	mm	
Material			
Capa semiconductor	0.1	mm	PES
Adhesivo	0.05	mm	Acrílico
Capa conductora	0.1	mm	PES
Adhesivo trasero	0.05	mm	Acrílico

Tabla 3.26 Características del FSR propuesto para el prototipo [14]

Interfaz eléctrica

Divisor de voltaje

Para una conversión simple de Fuerza-Voltaje, el FSR se conecta a una resistencia en una configuración Divisor de Voltaje (Figura 3.2.7). El voltaje de salida se describe por medio de la ecuación:

$$V_{Salida} = (V+) / [1 + R_{FSR} / R_M]$$

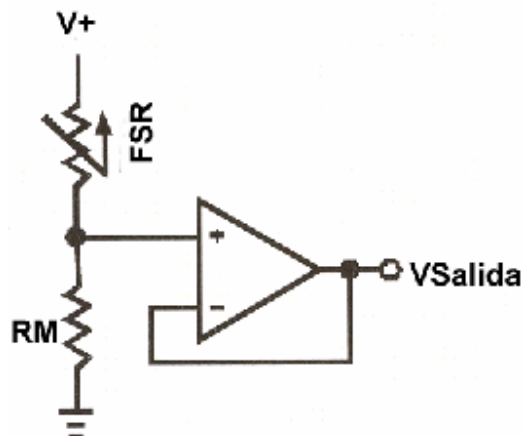


Figura 3.2.9 Divisor de Voltaje [14]

En la configuración mostrada en la Figura 3.2.7, el voltaje de salida aumenta proporcionalmente a la fuerza. Si R_{FSR} y R_M se intercambian, el voltaje de salida disminuirá al aumentar la fuerza. Estas dos salidas son imágenes espejo sobre la línea

$$V_{Salida} = (V+) / 2$$

La resistencia R_M se elige dependiendo del máximo intervalo de sensibilidad de fuerza deseado y para limitar la corriente. Dicha corriente debe ser limitada a menos de $1 \text{ mA} / \text{cm}^2$ de la fuerza aplicada.

Los amplificadores operacionales sugeridos por el fabricante son LM358 y LM324, debido a que estos reducen el error debido a la impedancia.

En la Figura 3.2.8 se muestra una familia de curvas Fuerza vs V_{Salida} para distintas resistencias R_M . Para estos ejemplos se utilizó un $V_+ = +5V$

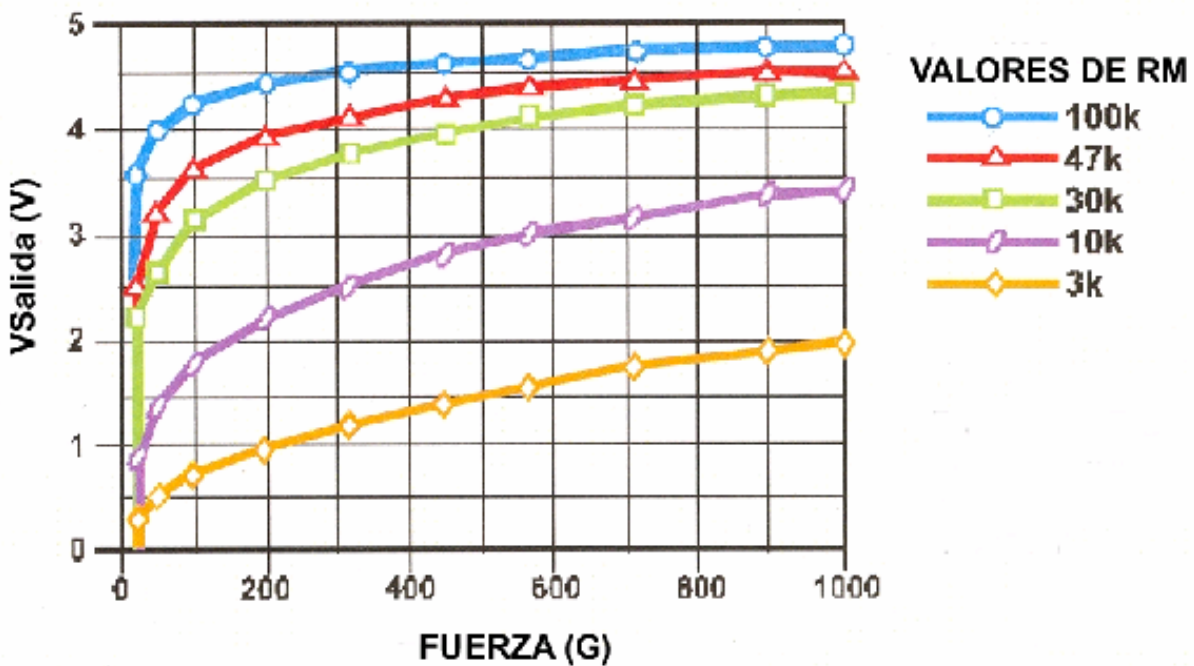


Figura 3.2.10 Familia de curvas Fuerza vs V_{Salida} [14]

Sin embargo si se desea un ajuste de la ganancia y el Voltaje de salida, es necesario utilizar la configuración mostrada en la Figura 3.2.9. Donde la proporción entre R2 y R1 fija la ganancia de salida. Para mejores resultados R3 debe ser 1/20 de R1 o R2.

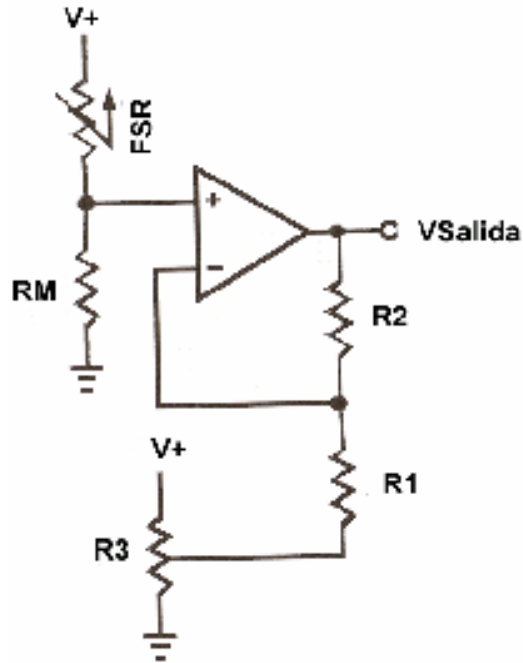


Figura 3.2.11 Divisor de voltaje con ganancia ajustable [14]

3.3 PROTOTIPO FINAL

Una vez calculados todos los componentes que conforman el prototipo y haber elegido los actuadores, sensores y sistemas de control del mismo, fue posible obtener un diseño final del prototipo. Dicho diseño se realizó en un programa de CAD.

Los planos de fabricación y de ensamble del prototipo se muestran en el Anexo B.

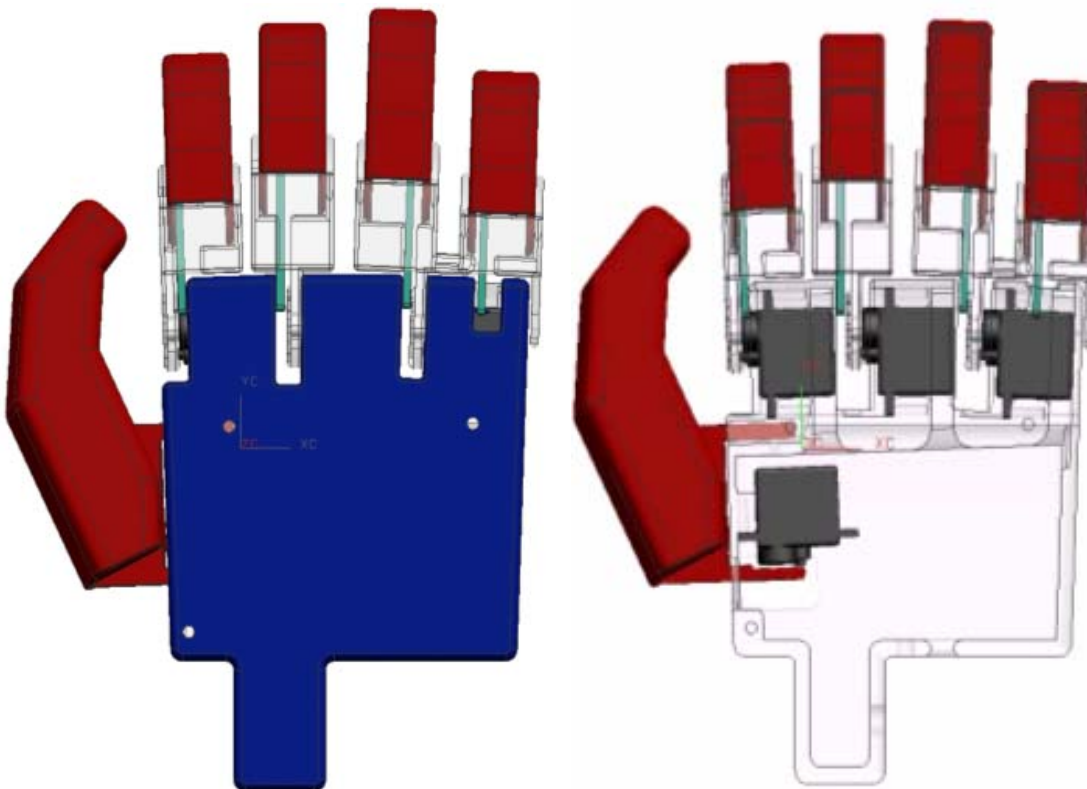


Figura 3.3.1 Vista superior del prototipo final en CAD

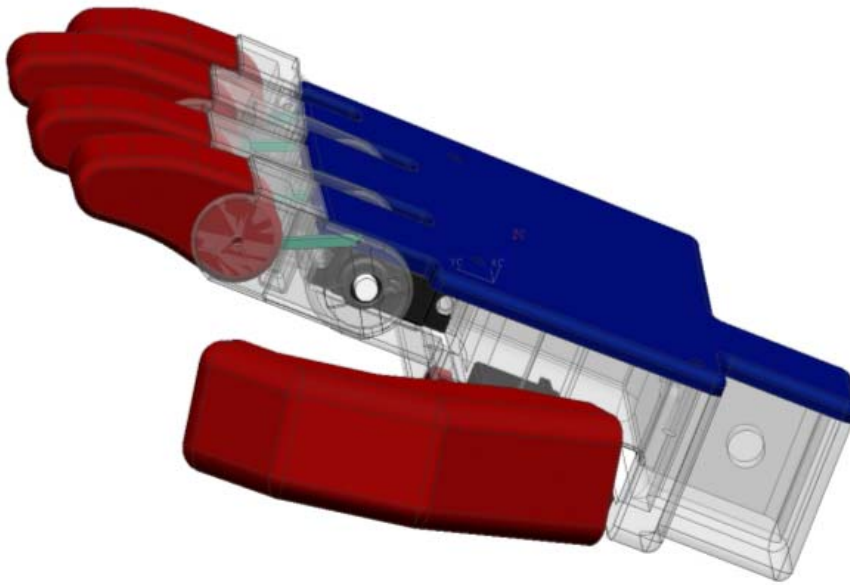


Figura 3.3.2 Vista isométrica del prototipo final en CAD

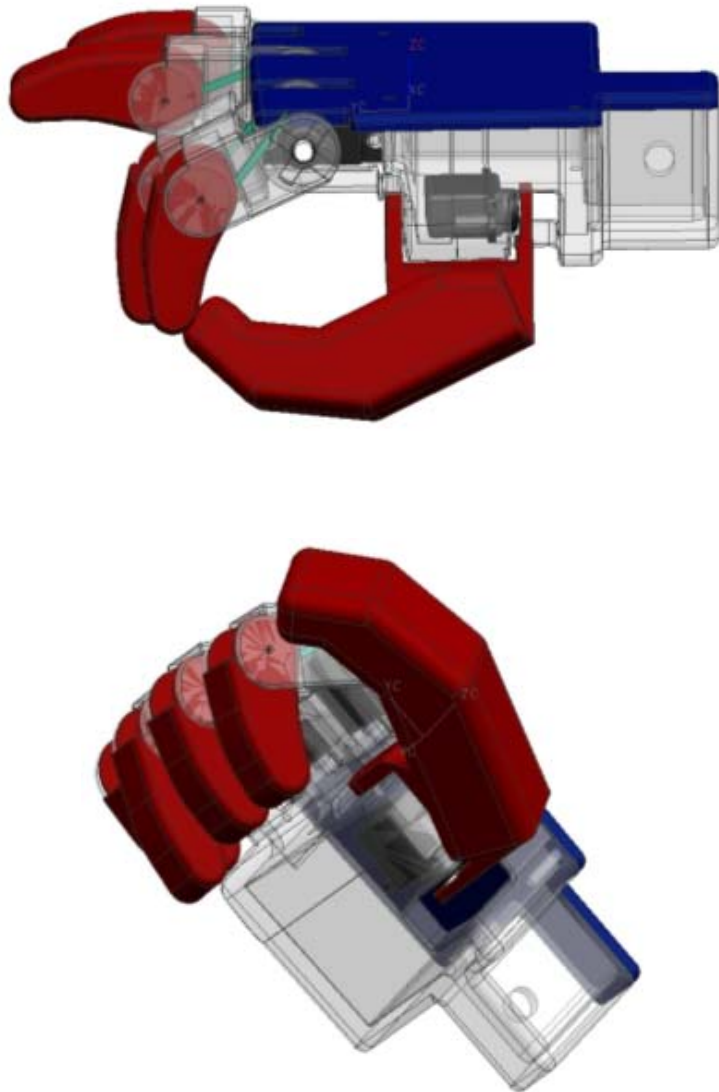


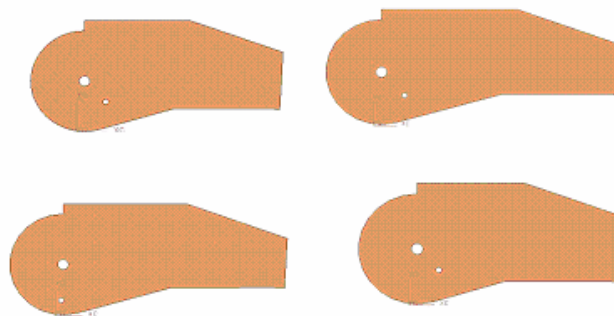
Figura 3.3.3 Simulación de movimientos en CAD

CAPÍTULO 4: FABRICACION Y PRUEBAS

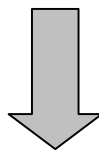
4.1 FABRICACIÓN

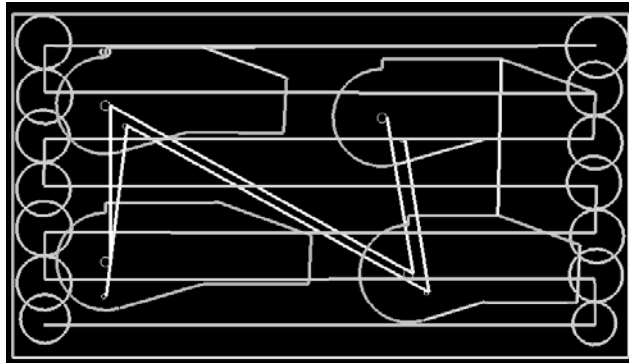
Como se mencionó en el capítulo 2 se decidió utilizar Nylamid SL(placa de grosor de $\frac{3}{4}$ ") para la fabricación del prototipo, debido a los alcances de este trabajo de tesis, se decidió fabricar con éste material solo algunas piezas del prototipo (dedos) mediante el uso de máquinas manuales y de CNC. El fabricar piezas más complejas como la palma y el pulgar habría resultado demasiado tardado y complicado debido a que por el grosor de dichas piezas y la longitud de los cortadores hubieran sido necesario fabricarlas en dos partes y pegarlas posteriormente.

Las piezas fueron diseñadas en un programa CAD (Unigraphics NX 2.0) y posteriormente exportadas con la extensión .iges para ser utilizadas en un programa CAM (MasterCam, Mill 9), donde fue posible simular su manufactura (Figura 4.1.1) en máquinas fresadoras de CNC, así como la generación de los parámetros y códigos necesarios para dicha manufactura (Figura 4.1.2).



Piezas en Unigraphics (.prt)





Piezas en Mastercam (.Iges)

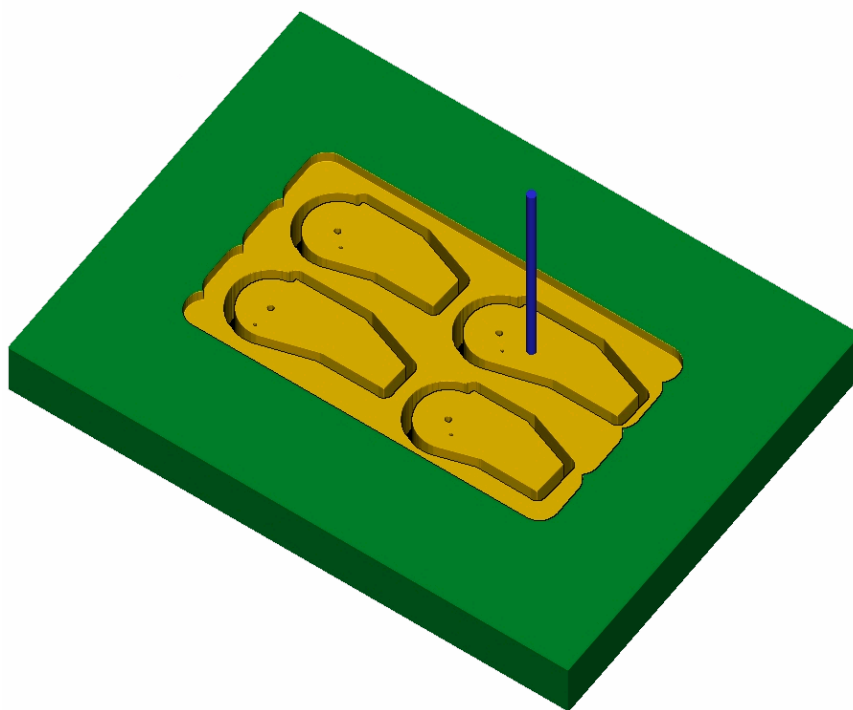
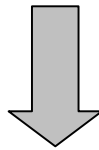
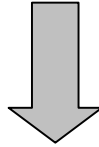


Figura 4.1.1 Simulación en MasterCam



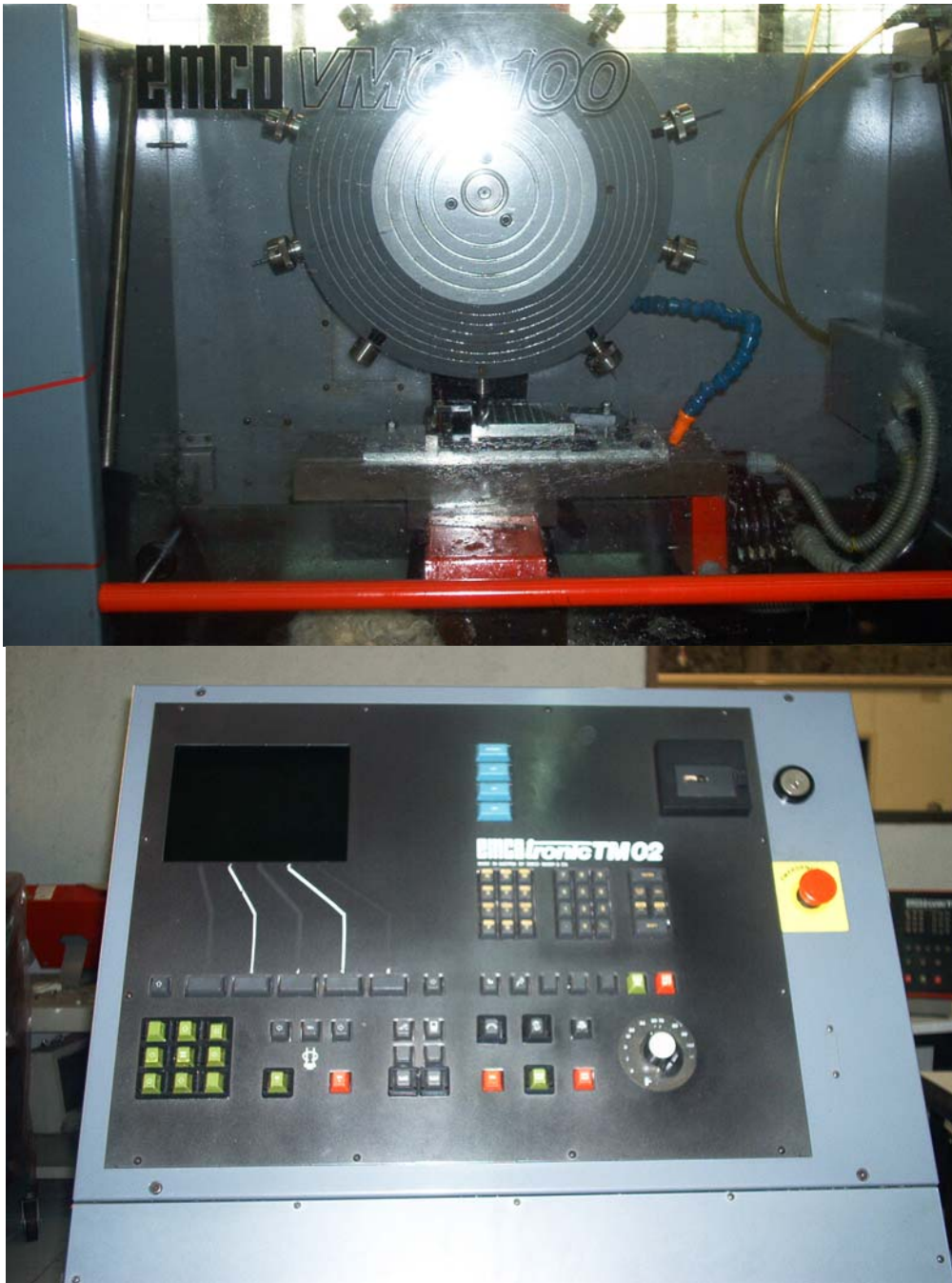
```

00000
(PROGRAM NAME - PLACADISTALES01)
( DATE=DD-MM-YY - 21-02-05 TIME=HH:MM - 12:56)
N100G21
N102G0G17G40G49G80G90
( 13. FLAT ENDMILL TOOL - 1 DIA. OFF. - 1 LEN. - 1 DIA. - 13.)
N104T1M6
N106G0G90X37.509Y42.262A0.S2203M3
N108G43H1250.
N110G1Z-4.2F6.2
N112X150.204F528.7
N114Y51.846
N116X37.509
N118Y61.43
N120X150.204
N122Y71.014
N124X37.509
N126Y80.598
N128X150.204
N130Y90.182
N132X37.509
N134Y99.765
N136X150.204
N138G0Z45.8
N140M5
N142G91G28Z0.
N144G28X0.Y0.A0.
N146M01
( 1. DRILL TOOL - 2 DIA. OFF. - 2 LEN. - 2 DIA. - 1.)
N148T2M6
N150G0G90X49.657Y48.428A0.S5000M3
N152G43H2250.
N154G1Z-22.F240.
N156G0Z50.
N158X53.916Y83.416
N160G1Z-22.
N162R0Z50
    
```

Figura 4.1.2 Código Generado por Mastercam

Una vez obtenidos los parámetros y códigos de fabricación, las piezas fueron fabricadas en máquinas fresadoras CNC (EMCO VMC 100, Figura 4.1.3) y manuales (Figura 4.1.4) ubicadas en los talleres de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la UNAM.

Las herramientas utilizadas para la fabricación fueron fresas de 1/2 y 1/8 de pulgada y brocas de 1 y 2mm de diámetro.



4.1.3 Máquina CNC utilizada para la fabricación



4.1.4 Máquina manual utilizada para la fabricación



Figura 4.1.5 Piezas terminadas

Con el fin de comprobar los principios de funcionamiento del diseño de brazo mecánico propuesto en el capítulo 3, se decidió fabricar un prototipo rápido. Debido a lo rápido y sencillo que resulta la fabricación de un prototipo rápido por medio del método de estereolitografía, se decidió realizar la fabricación del prototipo de brazo mecánico por medio de esta técnica.

El proceso de estereolitografía utiliza los componentes mostrados en la Figura 4.1.6, y a grandes rasgos dicho proceso se realiza de la siguiente manera [34]:

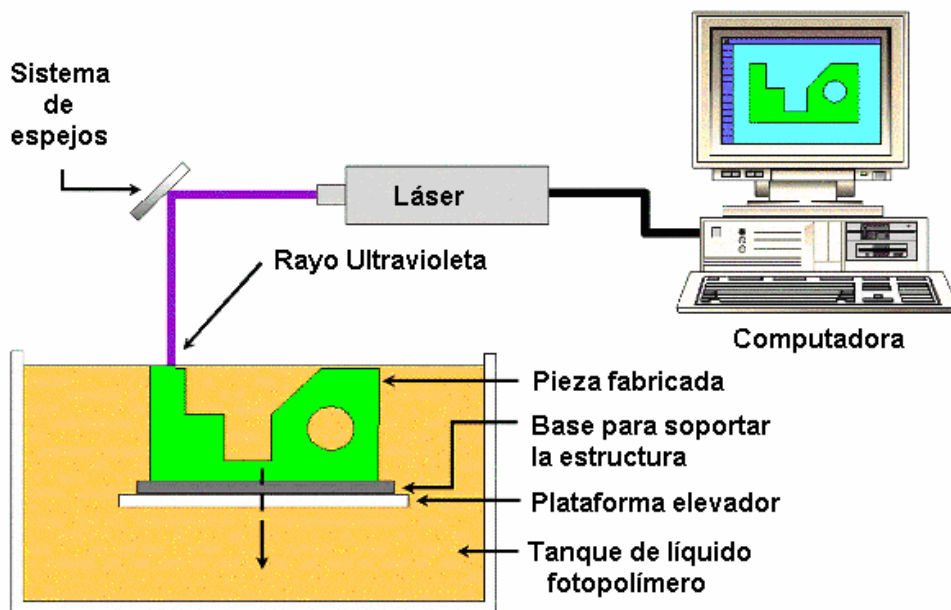


Figura 4.1.6 Elementos que conforman el proceso de estereolitografía [57]

El proceso de impresión de modelos parte de archivos con terminación .slt obtenidos de CAD, o estudios topográficos. Una vez teniendo el archivo se manda a la impresora y ahí inicia el proceso de fabricación.



Figura 4.1.7 Impresora de estereolitografía [34]

La impresora toma polvo de un contenedor y lo extiende en el área de impresión. Después la cabeza de la impresora inyecta un sellador sobre la capa de polvo para unirlo formando la figura del modelo.



Figura 4.1.8 Inyección del sellador [34]

Se vuelve a tomar polvo del contenedor y así el proceso se repite capa por capa iniciando con la parte inferior del modelo hasta llegar a la parte superior y formarlo por completo.



Figura 4.1.9 Modelo completado [34]

Una vez terminado el modelo queda totalmente cubierto de polvo en el contenedor de impresión por lo que se debe aspirar el polvo restante para liberarlo, posteriormente se eleva el contenedor donde se formó el modelo para poder sacarlo con mayor facilidad.

Una vez afuera el modelo se limpia con aire para quitarle el polvo restante.

Finalmente el modelo obtenido se puede infiltrar con diversas sustancias como cera, cianoacrilato, poliuretano, etc., que le van a dar dureza, flexibilidad o una diversidad de características según las necesidades.

Todo el polvo aspirado y restante en ambos contenedores puede ser reciclado y usarse nuevamente.

Los materiales comúnmente utilizados durante este proceso de fabricación son:

- **Polvo base:** es el material con el que se van a formar los modelos. Este polvo es económico debido a que es reciclable por lo que casi no hay desperdicio. Según sus características se dividen en:

- *Polvo de polímetro de calcio:* permite hacer piezas de alta definición.
- *Polvo de hidrocelulosa:* hace piezas flexibles y permite imprimir con mayor rapidez.
- *Polvo para fundición:* resiste altas temperaturas y puede crear moldes directamente.

- **Binder:** es un líquido a base de agua que actúa como un sellador que une el polvo para formar el modelo y hay dos tipos:

- zb4
- zb7

- **Infiltrantes:** se utilizan para dar el terminado requerido a los modelos:

- Cera
- Resina
- Poliuretano
- Elastómero
- Cianoacrilato

Los modelos fabricados, por su versatilidad, tiene una gran variedad de usos principalmente en las ramas de:

-Arquitectura



Figura 4.1.10 Modelos arquitectónicos [34]

-Medicina



Figura 4.1.11 Modelos médicos [34]

-Ingeniería



Figura 4.1.12 Modelos ingenieriles [34]

En lo referente a los costos y tiempos de fabricación, éstos dependen de la complejidad y volumen del modelo a fabricar, así como del material utilizado, para el caso específico del prototipo de brazo mecánico el tiempo de fabricación fue de aproximadamente 48 hrs. , con un costo de 192 USD (14USD x pulg³) debido a que el volumen total del volumen resultó de 13.69 pulg³ y a que se utilizó como material de fabricación Plaster 7 Máx, el cual brinda la mayor resistencia posible utilizando esta técnica de fabricación.

Cabe mencionar que debido a que la técnica de estereolitografía permite la fabricación de piezas complejas se decidió hacer un pequeño rediseño de todas las piezas donde se redondearon todas las esquinas de éstas y se eliminó la mayor parte de material posible. (Figura 4.1.13)

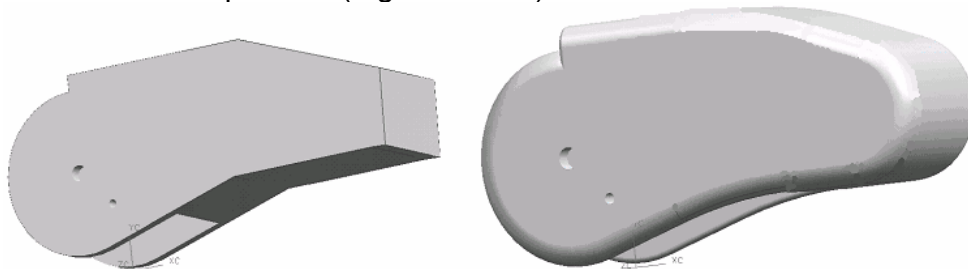


Figura 4.1.13 Rediseño de piezas para fabricación por estereolitografía



Figura 4.1.14 Prototipo rápido del brazo mecánico

Una vez obtenidas las piezas del prototipo mediante las dos técnicas de fabricación, fue posible realizar una pequeña comparación entre las ventajas y desventajas que ambos métodos poseen.

	Estereolitografía	CNC (Nylamid SL)
Bajo Costo	X	
Complejidad de piezas	X	
Necesidad de tratamientos posteriores		X
Flexibilidad a cambios de diseño	X	
Rapidez de fabricación	X	
Resistencia del material		X
Tolerancias		X

Tabla 4.1 Comparación entre el maquinado por estereolitografía y por CNC

Para ensamblar las piezas y componentes del prototipo rápido como los servomotores y las barras del mecanismo de cuatro barras, fueron utilizados tornillos de precisión, pijas, anillos de sujeción E, ménsulas, placas de aluminio, tubos de plástico y clavos.

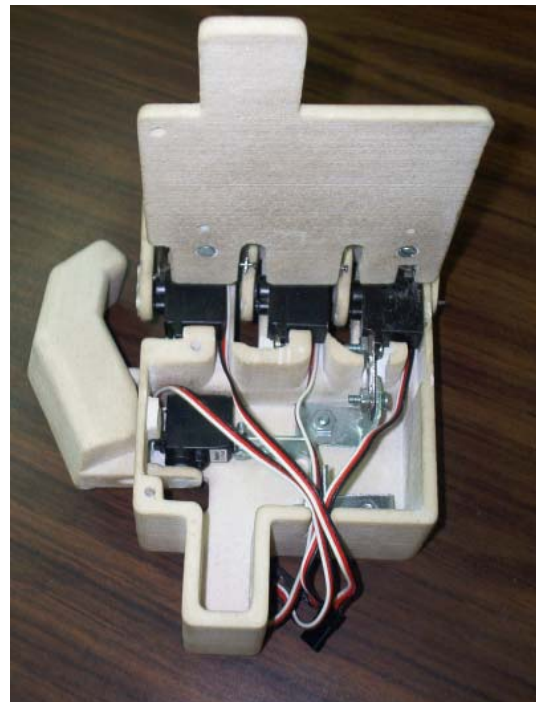




Figura 4.1.14 Piezas utilizadas para el ensamble del prototipo

4.2 PRUEBAS

Una vez ensamblado en su totalidad el prototipo y programado el PIC, se realizó una serie de pruebas para comprobar la funcionalidad del diseño del prototipo, así como la posibilidad de controlarlo por medio de señales mioeléctricas y de voz.

Prueba 1 Modo de Pruebas

Primero se realizaron pruebas para comprobar la funcionalidad de cada uno de los dedos, por medio de push-buttons conectados a la tarjeta del PIC (Figura 4.2.11), se mandaron señales a cada uno de los servomotores empotrados en los dedos y se observó que cada uno de los cinco dedos realizaran adecuadamente el movimiento de flexión y extensión (Figuras 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3 y 4.2.4)



Figura 4.2.1 Mano en reposo



Figura 4.2.2 Flexión de dedo índice y pulgar



Figura 4.2.3 Extensión de dedo índice



Figura 4.2.4 Flexión dedos anular y meñique

Mediante esta prueba fue posible caracterizar cada uno de los motores a sus posiciones mínima, media y máxima. Se utilizó el osciloscopio para observar las señales de PWM generadas por el PIC (Figura 4.2.5), las cuales permiten el movimiento de cada uno de los servomotores a las posiciones antes mencionadas (Figuras 4.2.6 y 4.2.7).

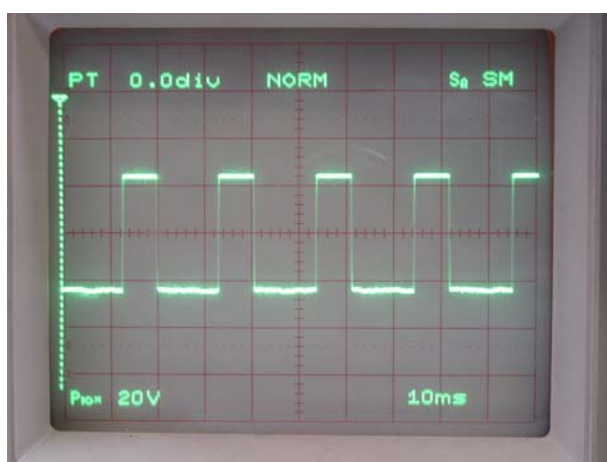


Figura 4.2.5 Señal PWM observada en el osciloscopio

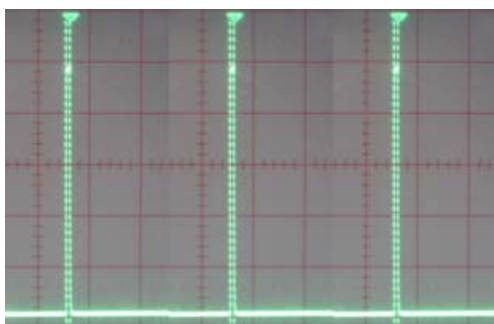


Figura 4.2.6 PWM posición mínima

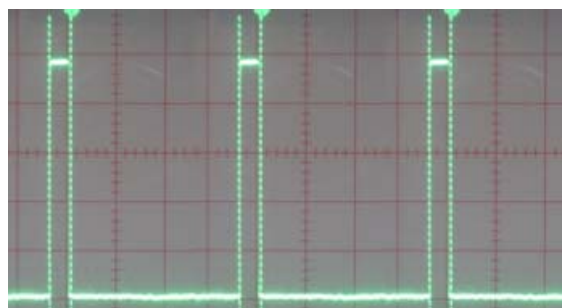


Figura 4.2.7 PWM posición máxima

El esquema del circuito utilizado para esta prueba se muestra en el Anexo D.

Prueba 2 Modo de comandos o de voz

Se programaron las instrucciones verbales en la tarjeta de voz, es decir se entrenó la tarjeta para reconocer las siguientes palabras:

1. lápiz
2. puerta
3. vaso
4. llave
5. básica

Después se conectó dicha tarjeta a la tarjeta del PIC y mediante las instrucciones verbales, se obtuvieron señales de entrada para el PIC, las cuales permiten el movimiento de los dedos a posiciones predeterminadas tales como agarrar un lápiz (Figura 4.2.8) o sujetar un cepillo (Figura 4.2.9 y 4.2.10), entre otras.



Figura 4.2.8 Agarrar un lápiz



Figura 4.2.9 Sujetar un vaso sin pulgar **Figura 4.2.10** Sujetar un vaso con pulgar

Debido a que mediante un jumper colocado en la tarjeta de los push-buttons se podía cambiar del modo de pruebas (Prueba 1) al modo de comandos o de voz (Prueba 2), se utilizó un solo programa así como un solo circuito (Figura 4.2.11) para realizar las dos pruebas anteriores, dicho programa así como su diagrama de flujo se muestran en el Anexo C.

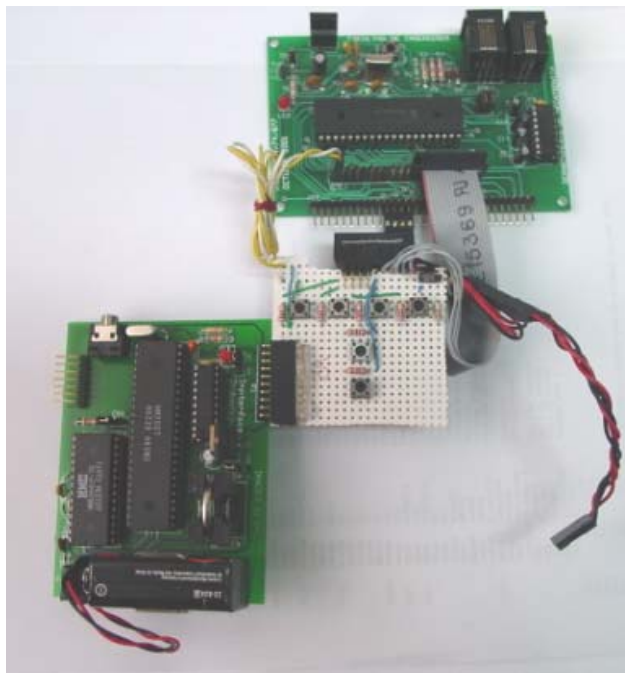


Figura 4.2.11 Circuito para modo de pruebas y modo comando de voz

Prueba 3 Modo mioeléctrico

Finalmente se conectó la tarjeta mioeléctrica a la tarjeta del PIC y mediante contracciones musculares de un usuario (Figura 4.2.12), las cuales mandaban señales de entrada al PIC, se podía accionar algunos de los servomotores del prototipo de manera independiente (Figura 4.2.13).

El programa utilizado para realizar esta prueba fue el mismo que el utilizado para caracterizar los motores (Prueba 1), solo que a diferencia de éste las señales no eran generadas por medio de botones sino por medio de las contracciones musculares del usuario.

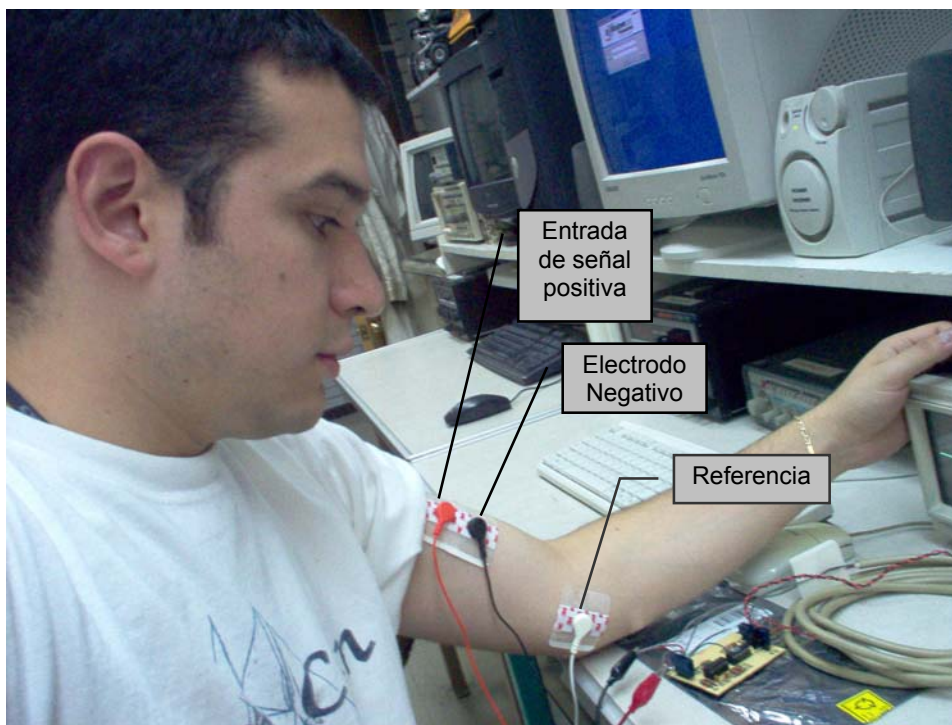


Figura 4.2.12 Generación de señales mioeléctricas



Figura 4.2.13

Para esta prueba se utilizó un osciloscopio para observar las señales generadas por las contracciones musculares (Figura 4.3.14). Lamentablemente debido a ruidos provocados por señales externas tales como la luz de las lámparas, las señales emitidas por las pantallas de computadoras y a la resistividad de la piel entre otras cosas, no fue posible obtener una señal limpia y lo suficientemente grande para accionar un servomotor.

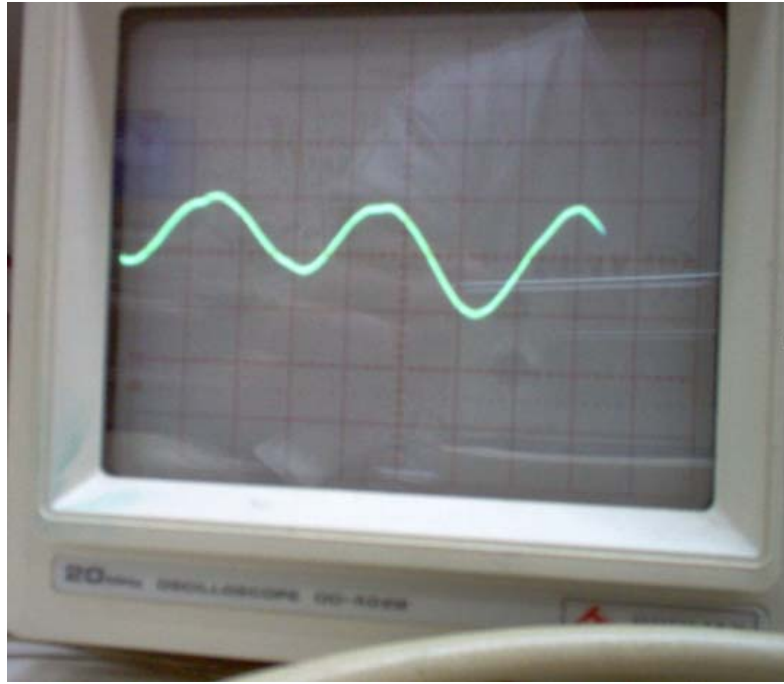


Figura 4.3.14 Señal generada por las contracciones musculares

CONCLUSIONES

- Se realizó un prototipo de mano mecánica con características similares a las de una prótesis de antebrazo, el cual consta, de cinco de dedos, de los cuales, cuatro de ellos pueden ser movidos tanto de manera independiente como conjunta mediante accionamiento verbal y mioeléctrico.
- Diseñar un prototipo que cuente con movimiento en los cinco dedos, amplía al usuario la posibilidad de realizar movimientos más complejos, diversos y con una apariencia más natural que el de las prótesis comerciales, lo cual puede verse reflejado en una mejor adaptación laboral y social del mismo. Sin embargo, esto implica realizar diseños de prototipos más complejos y proponer nuevas alternativas de control para los mismos.
- El haber utilizado una articulación rotacional para generar el movimiento del dedo pulgar, permite realizar adecuadamente los diferentes tipos de prensiones de la mano humana.
- Utilizar servomotores como actuadores del prototipo presenta grandes ventajas en cuanto al control de los mismos, ya que en comparación con otras alternativas como lo son los alambres musculares, actuadores neumáticos e hidráulicos, estos necesitan un control relativamente sencillo.
- El prototipo final obtenido en este trabajo de investigación, podrá ser utilizado como un prototipo de pruebas, para la mejora de diseños posteriores de brazos mecánicos, ya que permite cambiar la configuración de sus componentes de manera relativamente sencilla y valorar el diseño propuesto.
- La fabricación de un prototipo por medio de la técnica de estereolitografía permite realizar una valoración de manera rápida y sencilla de los principios de funcionamiento, para posteriormente realizar un rediseño del mismo, lo cual permite la optimización de tiempo y recursos, así como un mejor desempeño del producto final.
- El modelo matemático obtenido para este prototipo contempla el diseño del antebrazo, por lo cual dicho modelo podrá ser utilizado para analizar el comportamiento cinemático y dinámico de diseños posteriores que utilicen articulaciones rotacionales, ya que las ecuaciones obtenidas se encuentran parametrizadas con respecto a las dimensiones de los eslabones involucrados en el movimiento del prototipo.

- En la configuración propuesta, los actuadores se encuentran dentro de la mano, esto proporciona la ventaja de ensamblar directamente el actuador a la primera falange de cada dedo, sin necesidad de diseñar un sistema de transmisión entre dicho eslabón y el actuador.
- El mecanismo de cuatro barras permite realizar movimientos dependientes en el prototipo, lo cual disminuye el número de actuadores y por lo tanto el peso, costo y tamaño del prototipo.
- El control por medio de voz, es una alternativa adecuada para el control de una mayor cantidad de movimientos que lo que se logra con las señales mioeléctricas aisladas.
- El control por medio de voz permite al usuario un mejor control de la mano, ya que se tienen posiciones preprogramadas que se pueden ajustar a diferentes movimientos cotidianos.
- La tarjeta mioeléctrica procesa las señales obtenidas del miembro residual por medio de los electrodos. Estas señales permiten realizar otros movimientos que son necesarios para el usuario de una forma más discreta y sencilla que con otros medios de actuación.
- El uso de un Microprocesador PIC 16F877 resulta adecuado para el control de las entradas requeridas para generar los movimientos de este prototipo. Ya que satisface en número de salidas generadas así como en facilidad de programación los requerimientos de este prototipo. Además el programa realizado podrá ser utilizado aún sin importar como sean generadas las señales de entradas para el control para el prototipo, siempre y cuando sean las mismas en cantidad.
- A pesar de que en este trabajo no se realizó una prótesis de miembro superior, sino un prototipo de mano mecánica, se utilizaron y propusieron componentes de bajo costo los cuales satisficieran las necesidades del prototipo, ya que uno de los principales objetivos del proyecto “Diseño de prótesis Inteligentes” es el de obtener una prótesis de miembro superior de un costo cuando máximo la mitad de las prótesis mioeléctricas existentes en el mercado.

RECOMENDACIONES

- Si se desea obtener una mayor flexibilidad en lo referente a la diversidad de movimientos independientes que pueda realizar el prototipo, es necesario entre otras cosas, utilizar una articulación esférica en el dedo pulgar, así como aumentar el número de actuadores involucrados en la generación de estos.
- Es necesario investigar el uso de nuevas alternativas de actuadores que presenten mayores ventajas, principalmente en lo referente a peso y a tamaño que las que brindan estos motores. Tal es el caso de los “Materiales inteligentes” (polímeros electroactivos o músculos artificiales), los cuales están siendo valorados en otro trabajo de investigación. El utilizar un actuador de menor tamaño y peso brindaría la posibilidad de obtener una mayor cantidad de movimientos independientes en el prototipo, así como un diseño más simple del prototipo como del sistema de transmisión del mismo.
- Es necesario investigar la posibilidad del uso de tarjetas más robustas que permitan un mejor procesamiento de las señales de voz, como lo es un DSP, para así aumentar la confiabilidad y facilidad de uso de dicho control. La tarjeta utilizada en el prototipo presenta desventajas en lo referente al reconocimiento de las variaciones en tonalidad y timbre que presenta la voz humana.
- Debido a que la tarjeta mioeléctrica diseñada presenta problemas debido al ruido de otras fuentes que rodean al usuario (ej. focos fluorescentes), es necesario realizar un rediseño de dicha tarjeta, para hacerla más confiable.
- Diseñar un sistema de transmisión flexible que permita posicionar los motores en el antebrazo, disminuiría las restricciones de diseño de la mano en lo referente a sus dimensiones y sería posible utilizar medidas antropométricas que se adapten a un mayor porcentaje de la población amputada de antebrazo.

TRABAJO A FUTURO EN ESTA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN

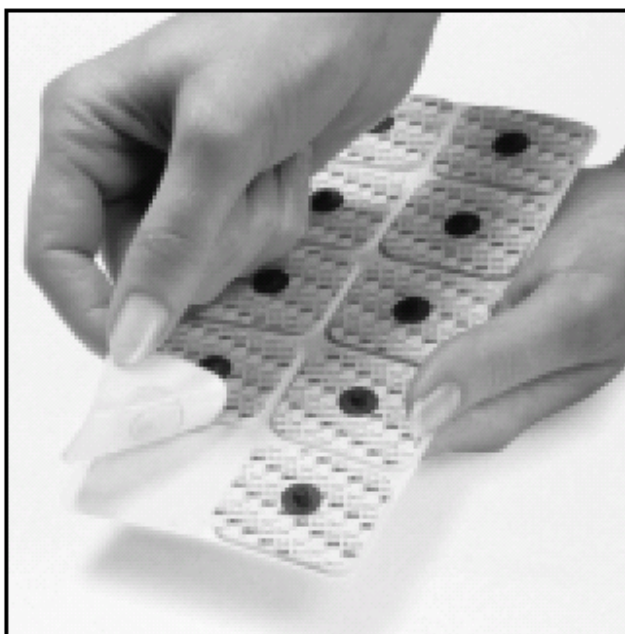
Como se mencionó al inicio de esta tesis, este trabajo es el primero en la línea de investigación sobre diseño de prótesis inteligentes que se realiza en el Departamento de Ingeniería Mecatrónica. Entre los aspectos principales que se deben seguir desarrollando por el grupo de trabajo se encuentran los siguientes:

1. Diseñar prototipos que realicen mayor cantidad de movimientos de manera independiente.
2. Diseñar el antebrazo del prototipo basándose en principios ergonómicos, los cuales se encuentran siendo investigados en otro trabajo de investigación.
3. Proveer al prototipo de sistemas de control más confiables y de uso sencillo.
4. Diseñar un socket adecuado para el uso de prótesis de miembro superior.
5. Proveer de inteligencia al prototipo.
6. Dar una apariencia más natural al prototipo, es decir que éste se asemeje más a la apariencia natural de una mano humana.
7. Disminuir en lo posible los costos de fabricación y mantenimiento, sin sacrificar la funcionalidad y estética

ANEXO A

HOJAS DE ESPECIFICACIONES PARA LOS ELECTRODOS “RED DOT”

3M™ Red Dot™ Monitoring Electrodes with Foam Tape and Sticky Gel



Description

Multi-purpose monitoring electrodes with foam backing and sticky gel are ideally suited for the OR, ER and diagnostic stress testing applications.

Product Benefits

- Conveniently packaged in individual strips of ten electrodes for easy use and less waste.
- Remains fresh for 30 days out of the bag.
- High performance adhesive offers instant adhesion and up to five-day wear with excellent patient skin care and comfort.
- Sticky gel delivers excellent trace quality resulting in better patient information.
- Smaller size electrode is easier to place, and minimizes skin irritation for better patient comfort.
- Microreplicated Trace Prep surface (2570) gently prepares skin for optimal trace quality.
- 2570 electrode is radiolucent to allow for easy, cost-effective use throughout the hospital.

Suggested Applications

- ECG monitoring
- For applications requiring high adhesion
- For hospital-wide use; especially suited for the ER, OR and Catheter Lab or ICU

Ordering Information

Catalog Number Product Description Size	Packaging	UPN	Minimum Order	Pricing Unit
---	-----------	-----	------------------	-----------------

2560

Red Dot™ Electrode with Foam Tape and Sticky Gel, without abrader.

Metric: 4cm x 3,5cm	1 Each	00707387463250	1 Case	Case
	10 Each/Strip	20707387463254		
	5 Strip/Bag	30707387463251		
	20 Bag/Case	50707387463255		

2570

Red Dot™ Electrode with Foam Tape and Sticky Gel, Radiolucent Stud, with abrader.

Metric: 4cm x 3,5cm	1 Each	00707387463274	1 Case	Case
	50 Each/Bag	30707387463275		
	20 Bag/Case	50707387463279		

2570-3

Red Dot™ Electrode with Foam Tape and Sticky Gel, Radiolucent Stud, with abrader.

Metric: 4cm x 3,5cm	1 Each	00707387463342	1 Case	Case
	3 Each/Bag	30707387463343		
	200 Bag/Case	50707387463347		

2570-5

Red Dot™ Electrode with Foam Tape and Sticky Gel, Radiolucent Stud, with abrader.

Metric: 4cm x 3,5cm	1 Each	00707387463359	1 Case	Case
	5 Each/Bag	30707387463350		
	200 Bag/Case	50707387463354		

Disclaimer: The products listed in this document are intended for use only by customers patients and health care professionals in the United States. Countries outside of the United States may have laws, regulatory requirements and medical practices which are different than those in the United States and require references to different or additional information. Availability of products may vary from country to country. Please contact your local 3M sales representative for availability of products in your country.



Health Care

3M Center, Building 275-4W-02
St. Paul, MN 55144-1000
USA
1 800 228-3957
www.3M.com/healthcare

3M Canada

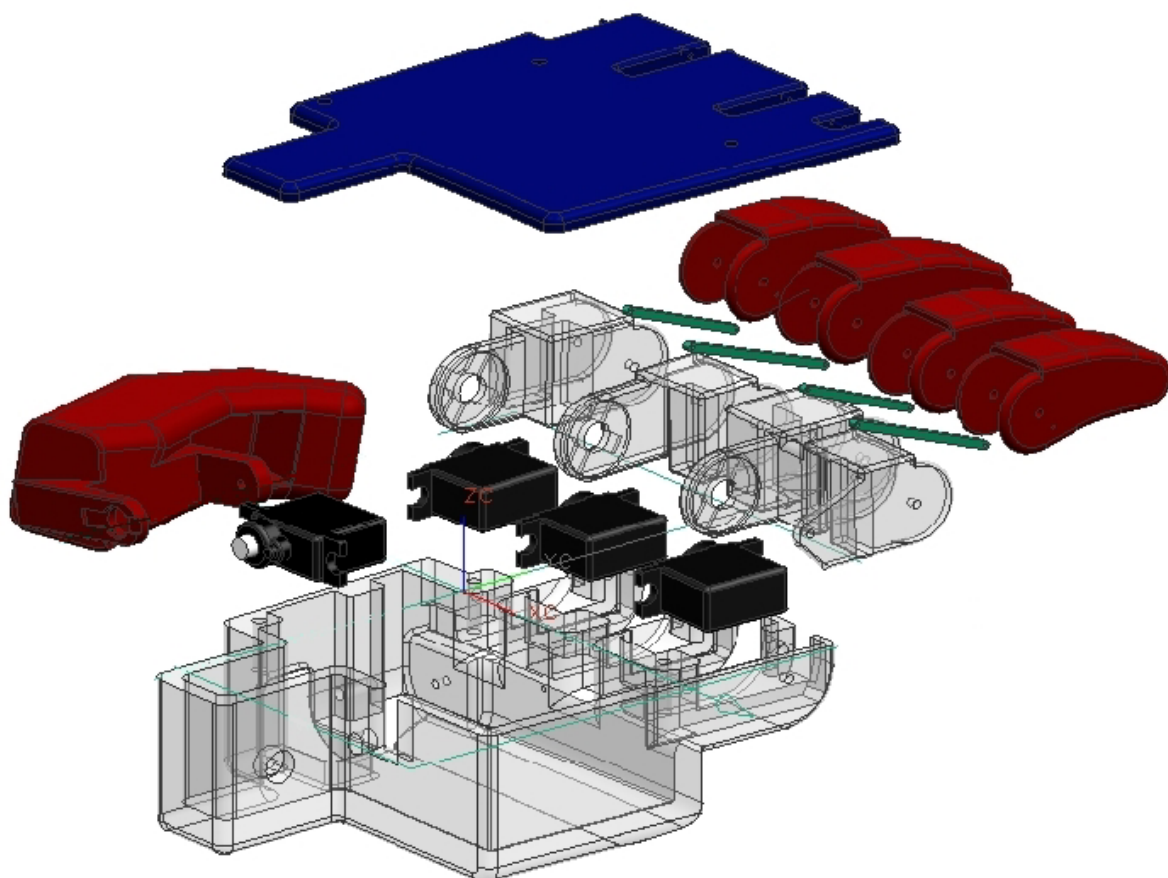
Post Office Box 5757
London, Ontario N6A 4T1
Canada
1 800 563-2921

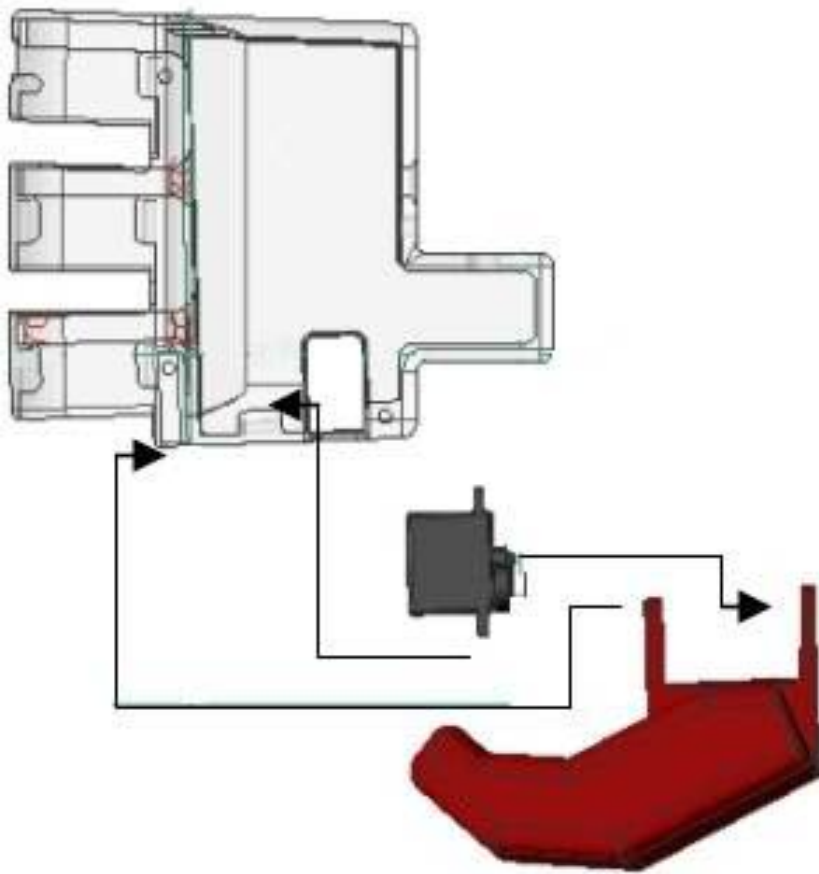
**For Automated Fax, Product Information
or Sales Assistance** 1-800-228-3957
In Canada, Contact 1-800-563-2921



3M © 2003
Faxable Doc 70170
July 2003

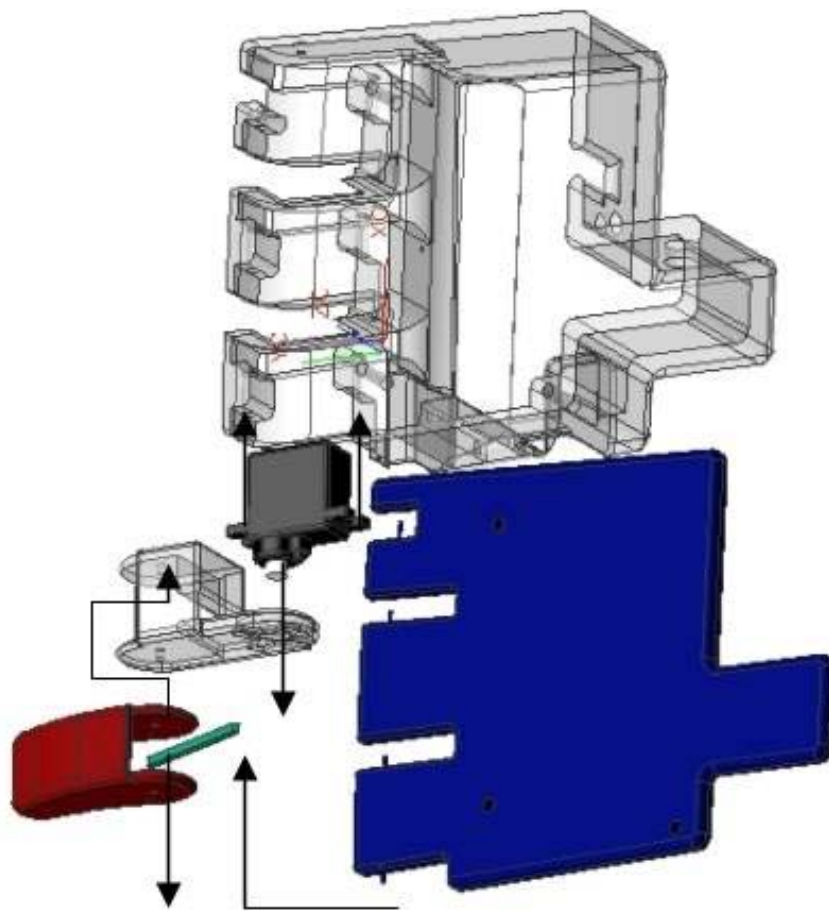
ANEXO B



PLANOS DE FABRICACIÓN Y DE ENSAMBLE

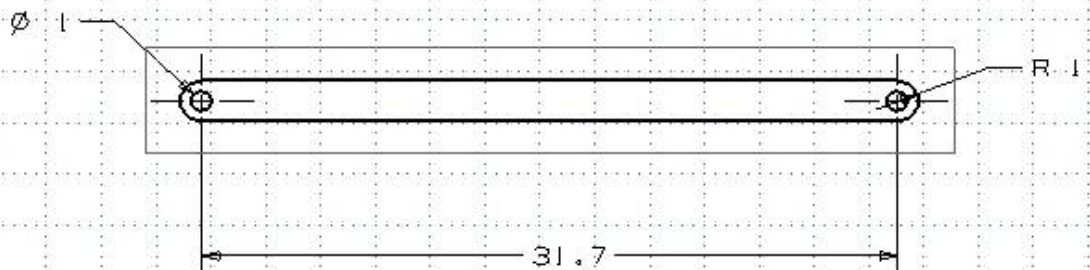
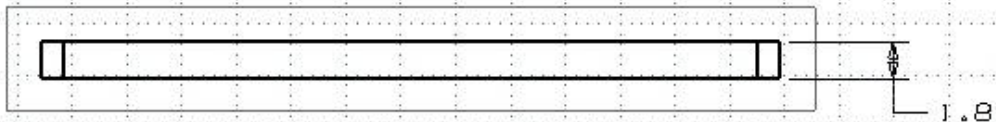


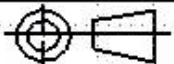



Escala: 1:1 	Prototipo de brazo mecanico		
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	ENSAMBLE: Dedo pulgar	No de piezas: 3	
		Fecha: 19-11-04 No. Plano: 1 Formato: A4	

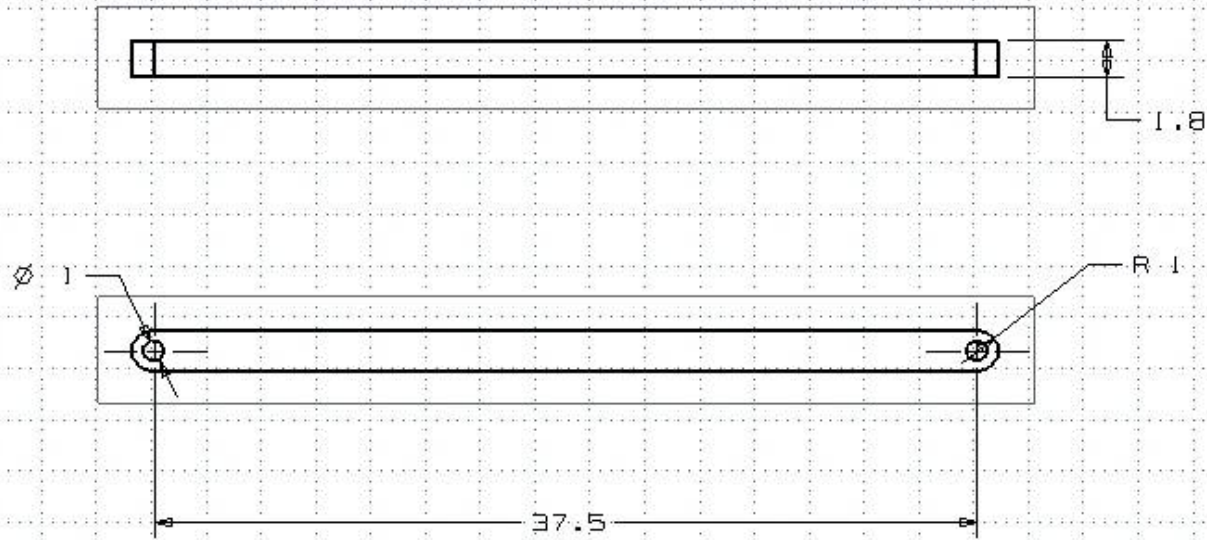


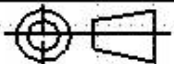

Escala: 1:1	Prototipo de brazo mecanico	
	ENSAMBLE: Dedo indice	Fecha: 19-11-04
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	No de piezas: 6	No. Plano: 2
		Formato: A4



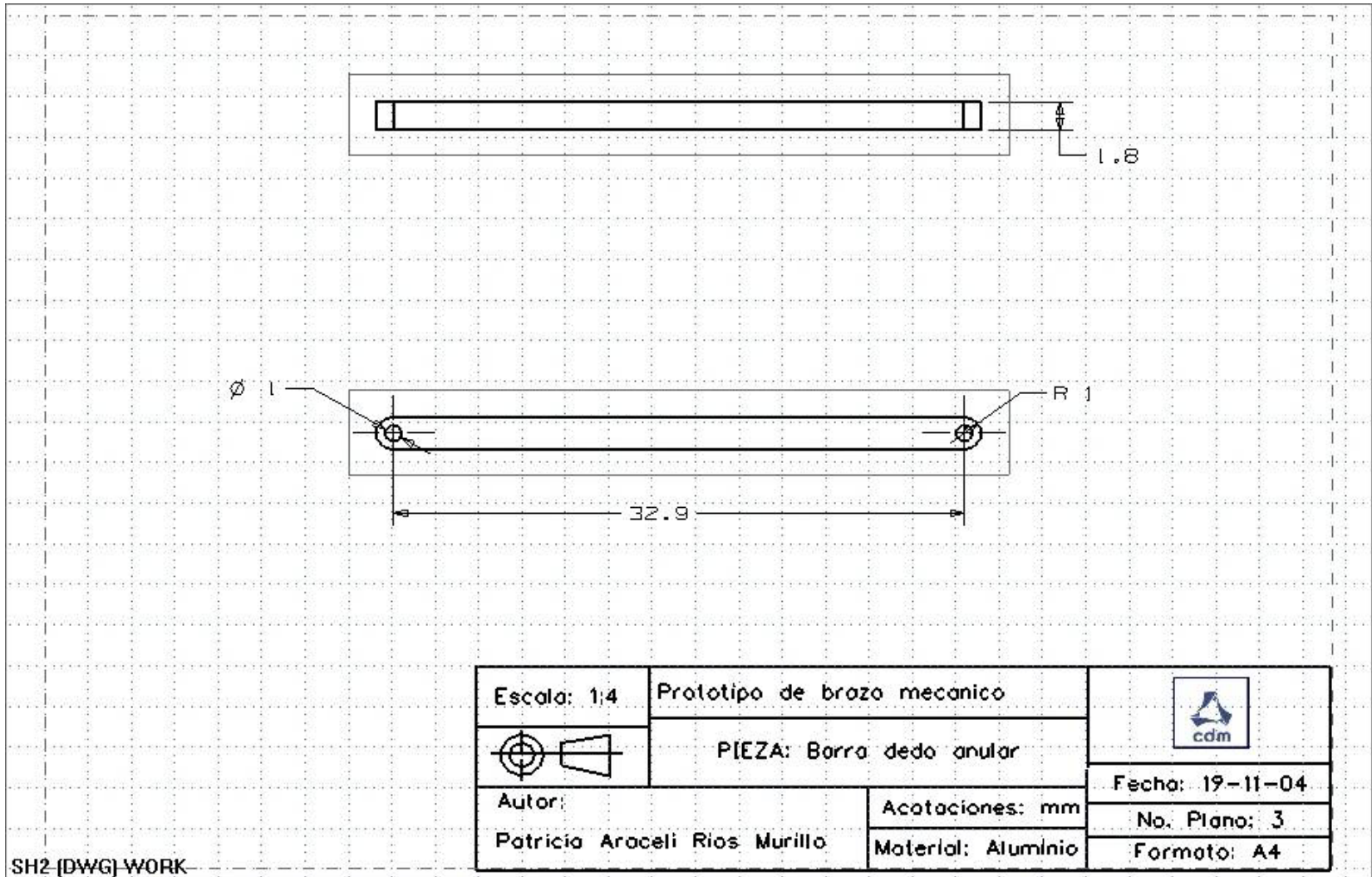
Escala: 1:4 	Prototipo de brazo mecanico PIEZA: Barra dedo indice	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Aluminio	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 1 Formato: A4

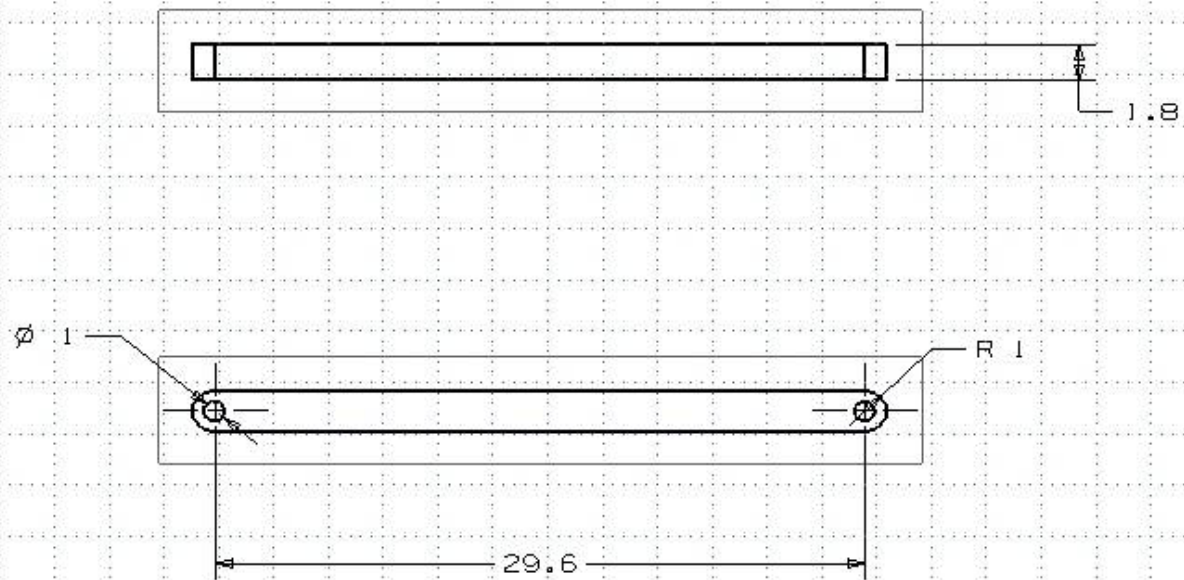
SH2 (DWG) WORK


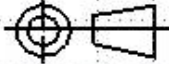


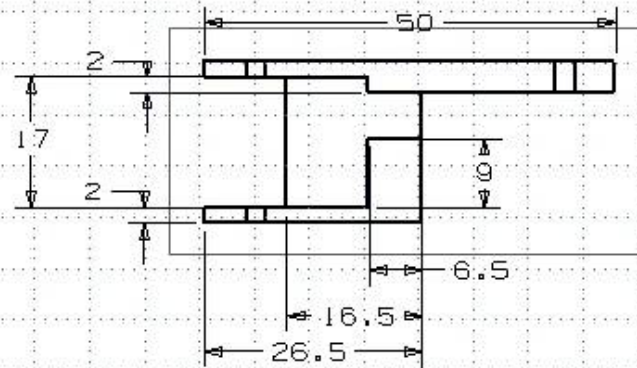
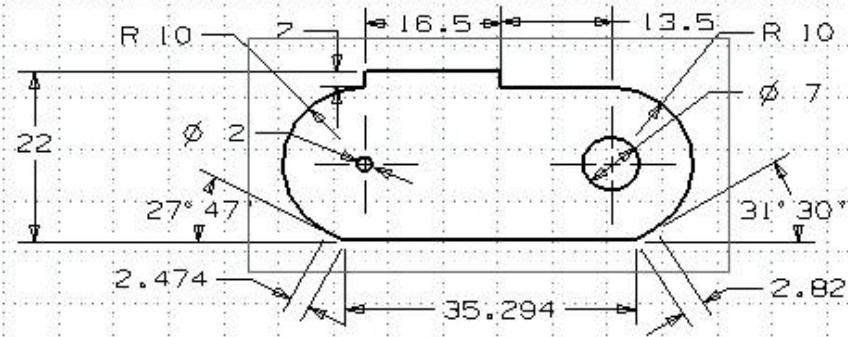
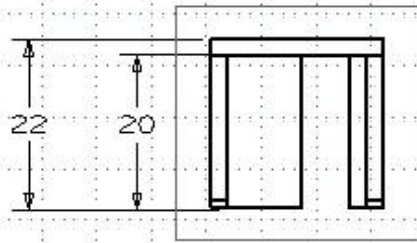
Escala: 1:4 	Prototipo de brazo mecanico PIEZA: Barra dedo medio	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Aluminio	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 2 Formato: A4

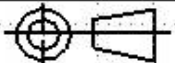

SH2 (DWG) WORK



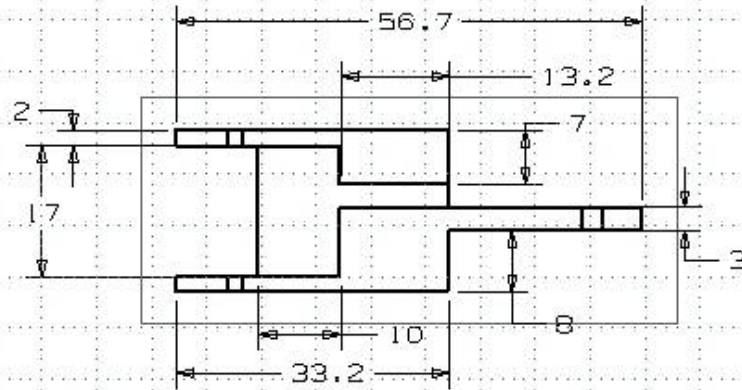
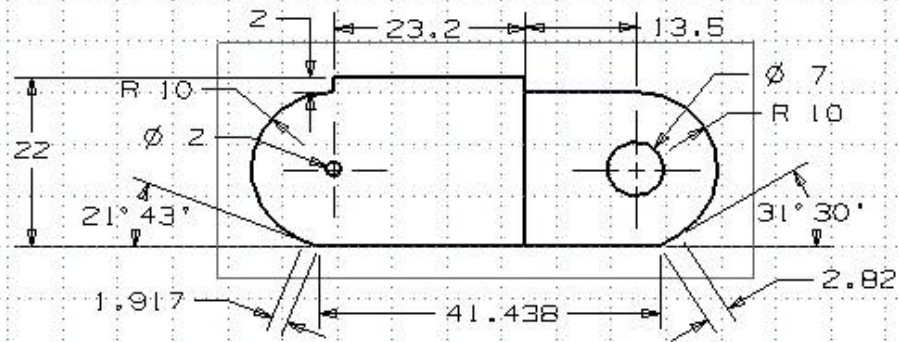
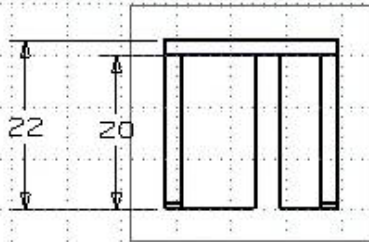


Escala: 1:4	Prototipo de brazo mecánico	
	PIEZA: Barra dedo menique	
Autor:	Acotaciones: mm	Fecha: 19-11-04
Patricia Araceli Rios Murillo	Material: Aluminio	No. Plano: 4
		Formato: A4



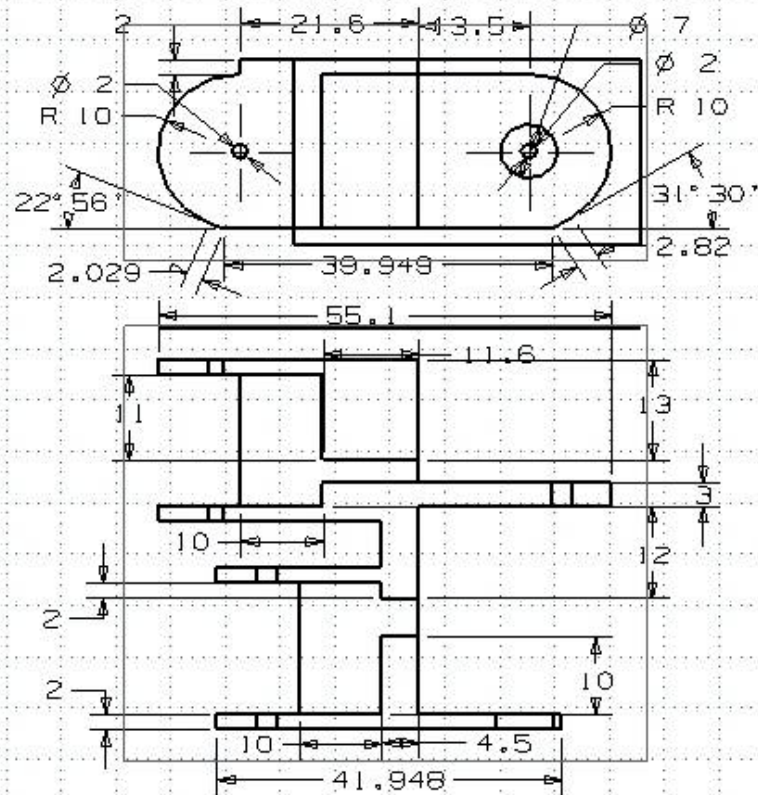
Escala: 1:1.5 	Prototipo de brazo mecanico PIEZA: Falange proximal dedo indice	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acolaciones: mm Material: Nylamid	


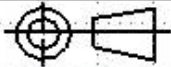
SH2 (DWG) WORK

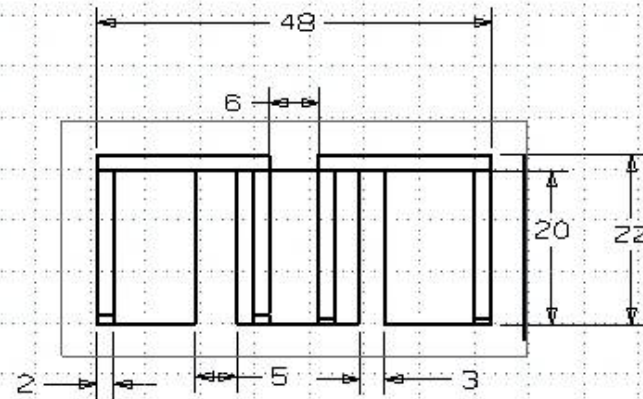
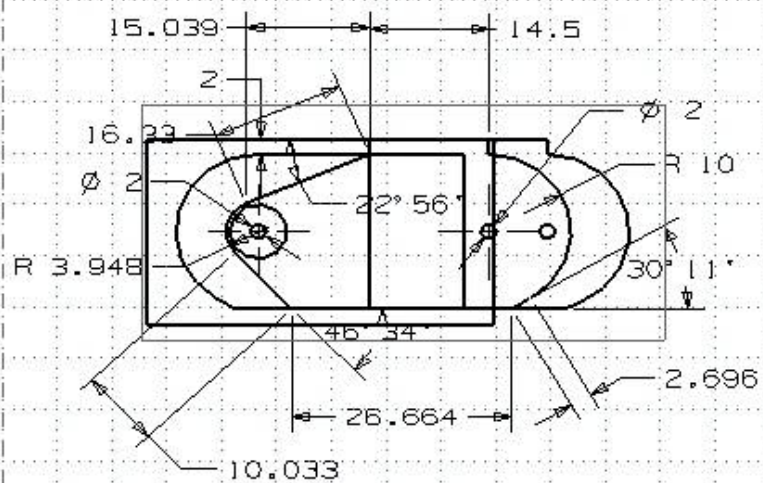


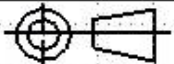

Escala: 1:1.5	Prototipo de brazo mecánico	
	PIEZA: Falange proximal dedo medio	
Autor:	Acotaciones: mm	Fecha: 19-11-04
Patricia Araceli Rios Murillo	Material: Nylamid	No. Plano: 6
		Formato: A4

SH2 (DWG) WORK

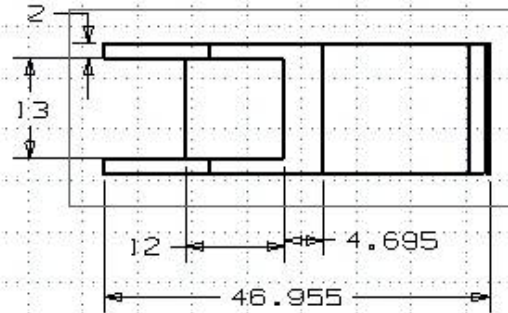
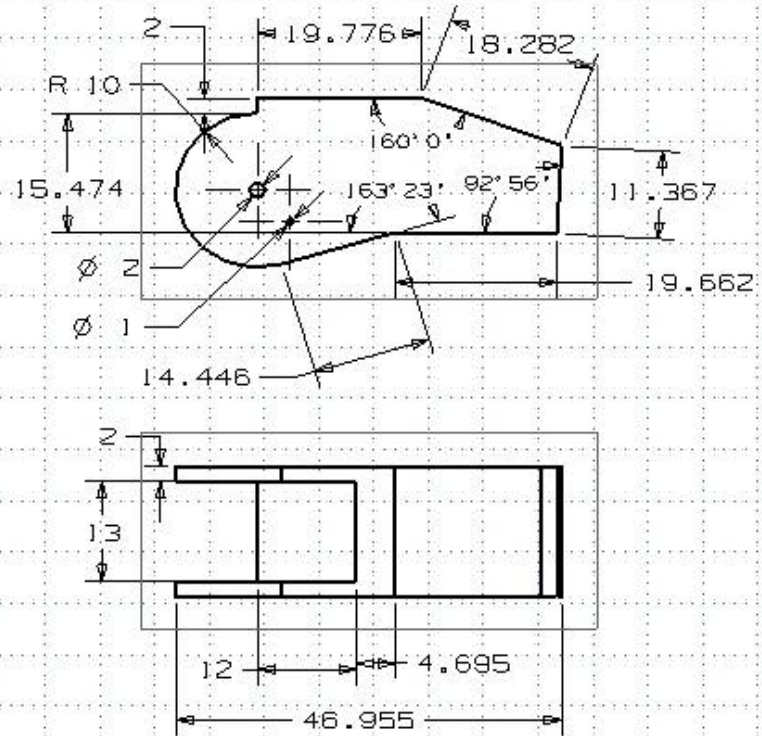
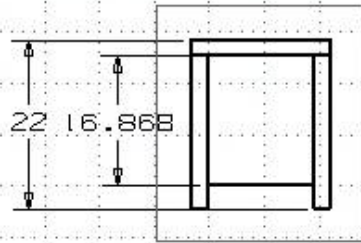


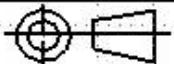

Escala: 1:1.5	Prototipo de brazo mecánico	
	PIEZA: Falange proximal dedo anular y menique	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo		Fecha: 19-11-04
Acolaciones: mm		No. Plano: 7-1
Material: Nylamid		Formato: A4



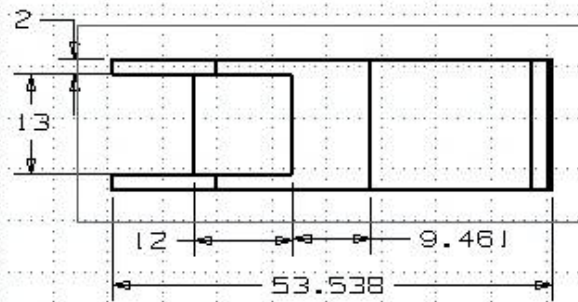
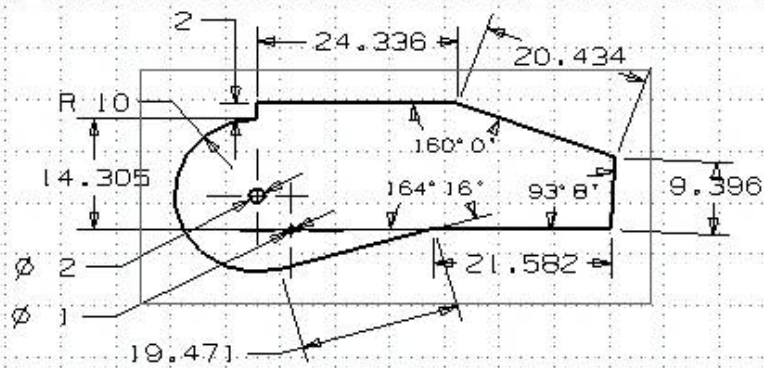
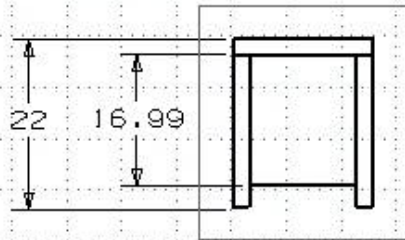
Escala: 1:1.5 	Prototipo de brazo mecanico PIEZA: Falange proximal dedo anular y menique	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Nylamid	

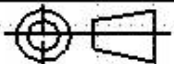

SH4 (DWG) WORK (OUT-OF-DATE)



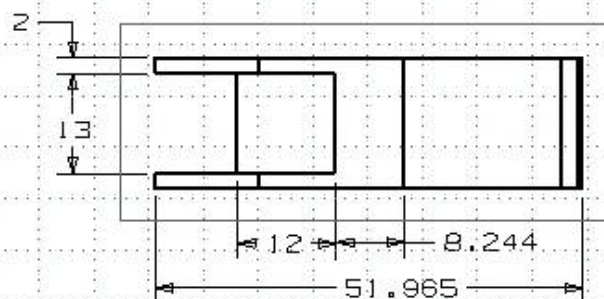
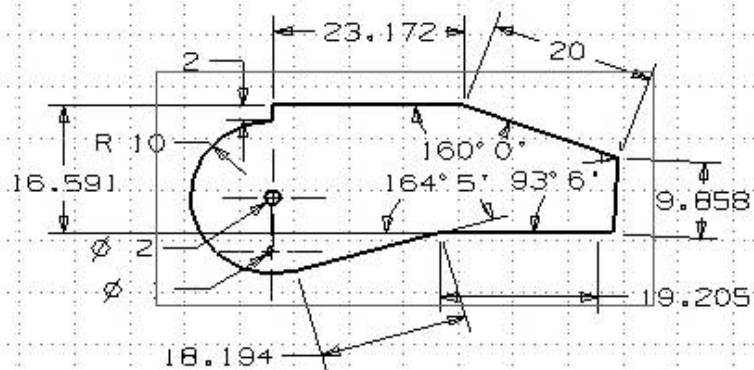
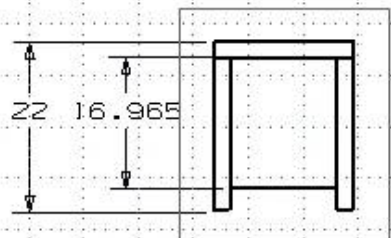
<p>Escola: 1:1.5</p> 	<p>Prototipo de brazo mecanico</p>	
	<p>PIEZA: Falange medial y distal dedo indice</p>	
<p>Autor:</p> <p>Patricia Araceli Rios Murillo</p>	<p>Acotaciones: mm</p> <p>Material: Nylamid</p>	<p>Fecha: 19-11-04</p> <p>No. Plano: 8</p> <p>Formato: A4</p>

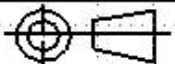

SH2 (DWG) WORK



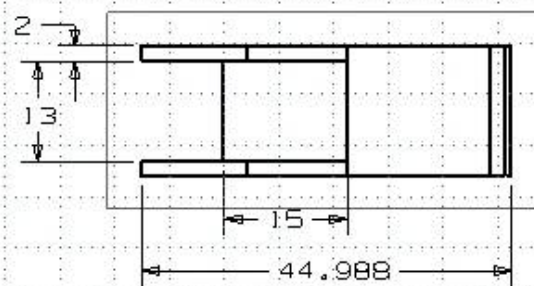
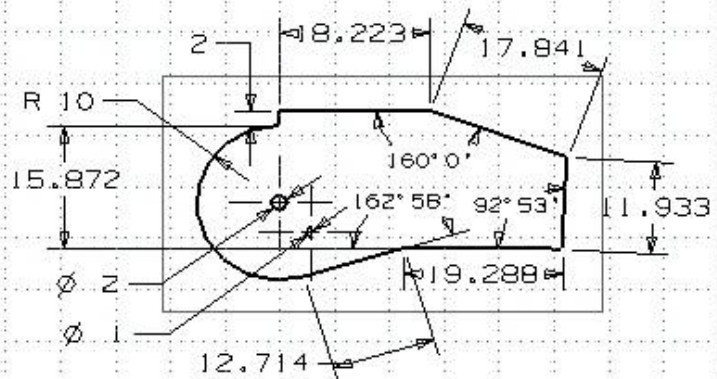
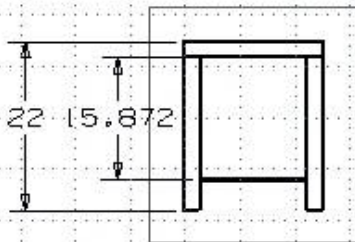
Escala: 1:1.5 	Prototipo de brazo mecanico PIEZA: Falange medial y distal dedo medio	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Nylomid	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 9 Formato: A4

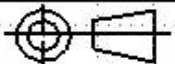

SH2 (DWG) WORK



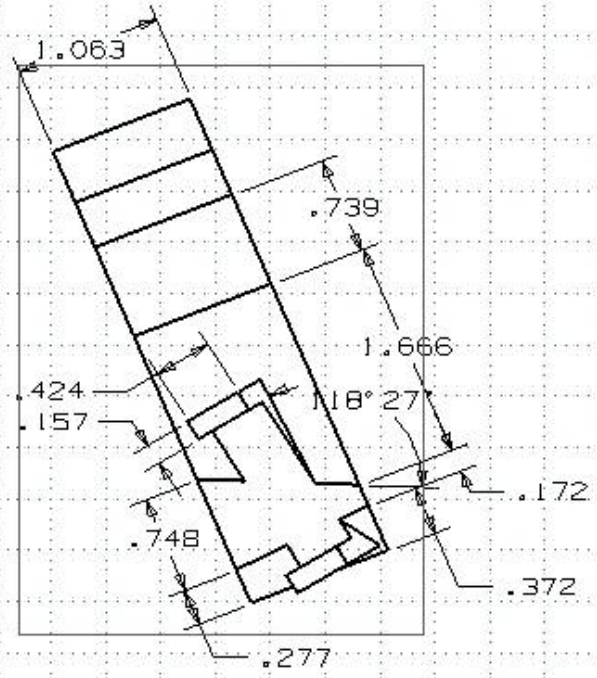
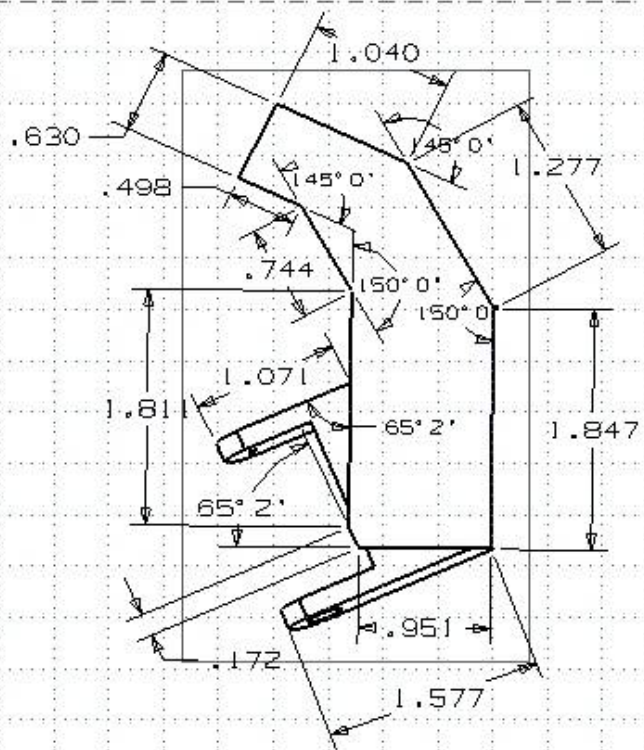
Escala: 1:1.5 	Prototipo de brazo mecánico PIEZA: Falange medial y distal dedo anular	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acolaciones: mm Material: Nylamid	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 10 Formato: A4

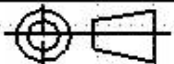

SH2 (DWG) WORK



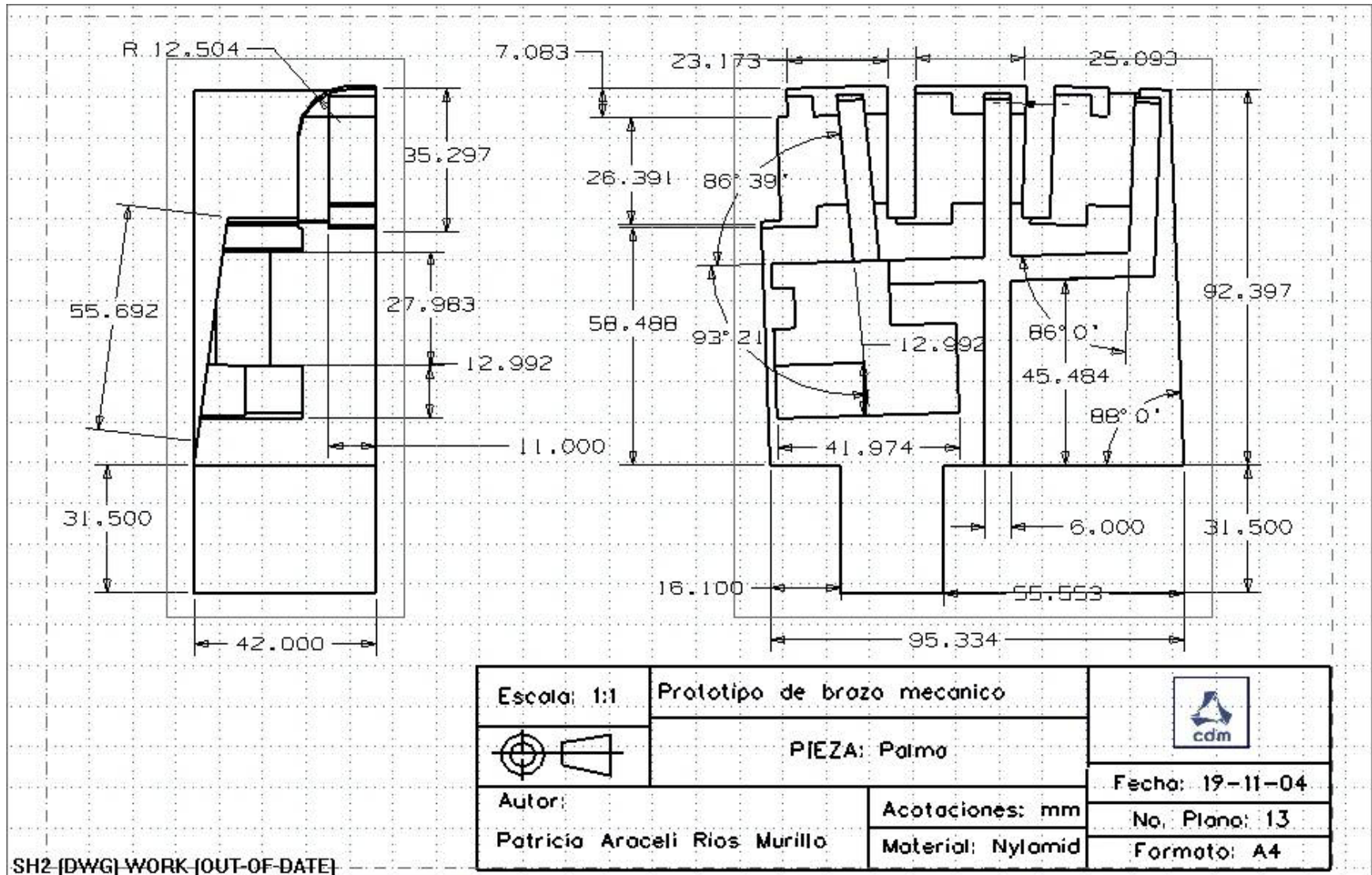
Escala: 1:1.5 	Prototipo de brazo mecánico PIEZA: Falange medial y distal dedo menique	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Nylamid	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 11 Formato: A4

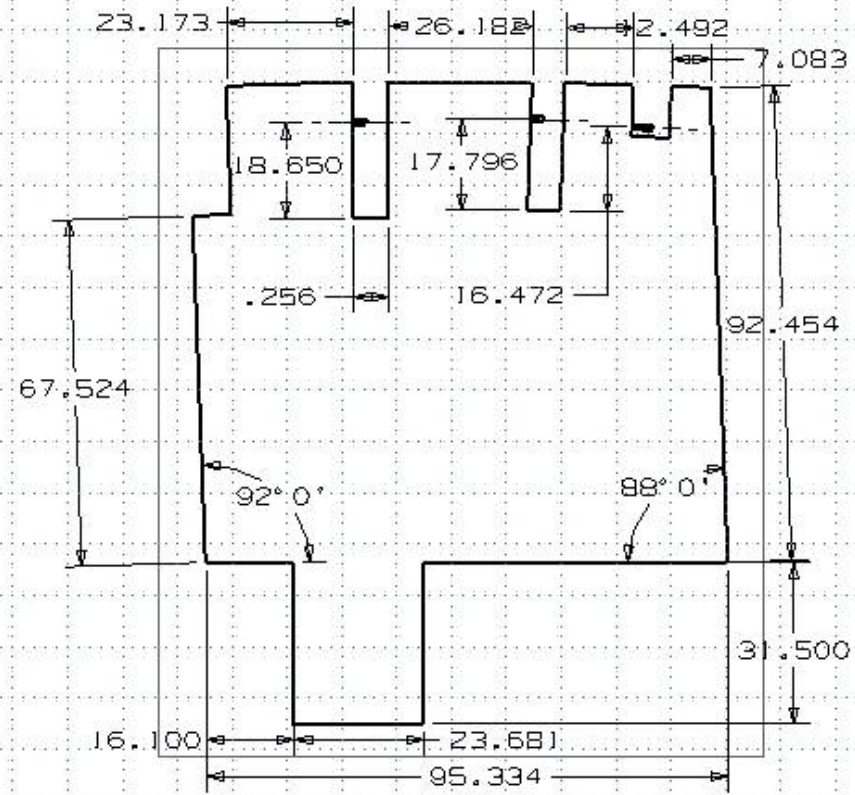
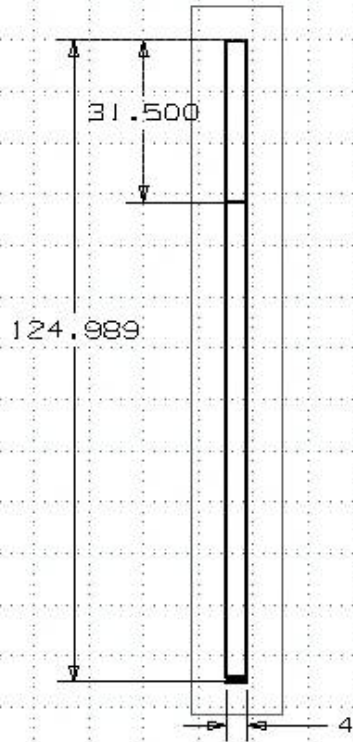
SH2 (DWG) WORK

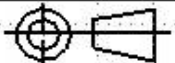



Escala: 1:1.5 	Prototipo de brazo mecanico PIEZA: Dedo Pulgar	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Nylamid	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 12 Formato: A4

SH1 (DWG) WORK





Escala: 1:1 	Prototipo de brazo mecánico PIEZA: Tapa palma	
Autor: Patricia Araceli Rios Murillo	Acotaciones: mm Material: Nylomid	Fecha: 19-11-04 No. Plano: 14 Formato: A4

SH1 (DWG) WORK

ANEXO C

PROGRAMA Y DIAGRAMA DE FLUJO DEL PIC16F877

```

;PROGRAMA QUE CONTROLA SERVOMOTORES
    ERRORLEVEL -302
    INCLUDE "P16F877.INC"

;REGISTROS DE RAM GENERAL
    CBLOCK    0X20
        BANDERA
        TEMP
        CUENTA
        W_BAK
        S_BAK
        PWM1
        PWM2
        PWM3
        PWM4
        PWM5
        PWM6
        TMP0
        TMP1
        TMP2
    ENDC

#DEFINE DEDOUNO PORTB,0           ;SALIDA DEDO1
#DEFINE DEDODOS PORTB,1         ;SALIDA DEDO2
#DEFINE DEDOTRES PORTB,2       ;SALIDA DEDO3
#DEFINE DEDOFOUR PORTB,3      ;SALIDA DEDO4

#DEFINE BCOMANDO PORTB,7       ;BOTON COMANDOS

#DEFINE BOTON1 PORTD,0          ;BOTON DEDO1
#DEFINE BOTON2 PORTD,1         ;BOTON DEDO2
#DEFINE BOTON3 PORTD,2         ;BOTON DEDO3
#DEFINE BOTON4 PORTD,3         ;BOTON DEDO4
#DEFINE MODO PORTD,4           ;MODO = 0 PRUEBA, MODO = 1
COMANDO

#DEFINE BOTONA PORTD,6         ;BOTON SUBIDA
#DEFINE BOTONB PORTD,7        ;BOTON BAJADA

```

```
;DEFINICIÓN DE BANDERAS
#DEFINE B_LA BANDERA,0
#DEFINE B_PU BANDERA,1
#DEFINE B_VA BANDERA,2
#DEFINE B_LL BANDERA,3
#DEFINE B_AX BANDERA,4

;CONSTANTES
MAX EQU .200 ;ms

;POSICIONES MÍNIMAS
MIN1 EQU .1 ;ms
MIN2 EQU .20 ;ms
MIN3 EQU .10 ;ms
MIN4 EQU .9 ;ms

;POSICIONES MEDIAS
MED1 EQU .7 ;ms
MED2 EQU .24 ;ms
MED3 EQU .16 ;ms
MED4 EQU .14 ;ms

;POSICIONES MÁXIMAS
MAX1 EQU .11 ;ms
MAX2 EQU .27 ;ms
MAX3 EQU .21 ;ms
MAX4 EQU .20 ;ms

;MÁSCARA
MASKEQU B'00001111'

;ORGANIZACIÓN DE PROGRAMA
    ORG 0X00
    GOTOINI

    ORG 0X04
    GOTOINTER
```

;CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA

```

INI  BSF  STATUS,RP0      ;CAMBIO A BANCO1
      CLRF TRISB          ;PB SALIDA
      MOVLW  B'00001111'
      MOVWF  TRISC        ;PARTE BAJA DEL PC ENTRADA
      MOVLW  B'11111111'
      MOVWF  TRISD        ;PD ENTRADA
      BSF  PIE1,TMR2IE    ;PERMISO DE INTERRUPCIÓN POR
TMR2
      BCF  STATUS,RP0      ;CAMBIO AL BANCO 0

      CLRF CUENTA         ;REGISTRO DE CONTEO DE EVENTOS

```

;INICIALIZA VALOR DE CICLO DE TRABAJO

```

      MOVLW  MIN1         ;CARGA MIN1 EN ACUMULADOR
      MOVWF  PWM1         ;MUEVE EL ACUMULADOR AL
REGISTRO PW1

```

```

      MOVLW  MIN2         ;W = MIN2
      MOVWF  PWM2         ;PWM2= MIN2

```

```

      MOVLW  MIN3         ;W= MIN3
      MOVWF  PWM3         ;PWM3 = MIN3

```

```

      MOVLW  MIN4         ;W= MIN4
      MOVWF  PWM4         ;PWM4 = MIN4

```

;ENCIENDE SALIDAS DE PWMs

```

      BSF  DEDOUNO        ;CICLO DE TRABAJO IGUAL A CERO
      BSF  DEDODOS
      BSF  DEDOTRES
      BSF  DEDOFOUR

```

;INICIALIZACION DEL TIMER2

```

      MOVLW  .131         ; W = 131 ms
      MOVWF  TMR2         ;TMR2 = 131
      MOVLW  B'00000001' ;POSESCALA 1:1, PRESCALA 1:4
      MOVWF  T2CON

```

;CONFIGURACION DE INTERRUPTACIONES

```

      BSF  INTCON,GIE     ;PERMISO GLOBAL DE INTERRUPTACION
      BSF  INTCON,PEIE    ;PERMISO DE INTERRUPTACIÓN POR PERIFERICO
      BCF  PIR1,TMR2IF    ;REPONE BANDERA
      BSF  T2CON,TMR2ON   ;ENCIENDE TIMER 2

```

```

          CLRFBANDERA           ;LIMPIA TODAS LAS BANDERAS

;PROGRAMA GENERAL
          CALL      DELAY      ;LLAMA AL RETARDO

MAIN     BTFSS      MODO       ;CHECA SI ESTA ACTIVADO MODO
          GOTO      PRUEBA     ;SI ESTA ACTIVADO VA A PRUEBA
COMANDO MOVLW      MASK       ;W = MASK
          ANDWF     PORTC,W    ;PORTC = W AND W
          ADDWF     PCL,F      ;PCL =
          GOTO      MAIN       ;VE A MAIN
          GOTO      LAPIZ      ;VE A LAPIZ
          GOTO      PUERTA     ;VE A PUERTA
          GOTO      VASO       ;VE A VASO
          GOTO      LLAVE      ;VE A LLAVE
          CALL      BASICA     ;LLAMA A BASICA
          GOTO      MAIN       ;VE A MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN
          GOTO      MAIN

LAPIZ    BTFSC     B_LA       ;REVISA SI ESTA ACTIVADA BANDERA LAPIZ
          GOTO      MAIN      ;SI ESTA ACTIVADA IR A MAIN
          BTFSC     B_AX       ;REVISA SI ESTA ACTIVADA BANDERA AX
          CALL      BASICA     ;SI ESTA ACTIVADA LLAMA A BASICA
          CLRFBANDERA ;NO ESTA ACTIVADA LIMPIABANDERAS
          BSF       B_LA       ;PONGO 1 LA BANDERA DE LAPIZ

          MOVLW     MAX1       ;PONGO EL VALOR DE MAX1 EN W
          MOVWF     PWM1       ;PWM1 = MAX1
          CALL      DELAY      ;LLAMA AL RETARDO
          MOVLW     MED2       ;PONGO EL VALOR DE MED2 EN W
          MOVWF     PWM2       ;PWM2= MED2
          MOVLW     MED3       ;PONGO EL VALOR DE MED3 EN W
          MOVWF     PWM3       ;PWM3 = MED3
          MOVLW     MIN4       ;PONGO EL VALOR DE MIN4 EN W
          MOVWF     PWM4       ;PWM4 = MIN4
          BSF       B_AX       ;LIMPIO LA BANDERA AX
          GOTO      MAIN       ;VE A MAIN

```

PUERTA	BTFSC	B_PU	;REVISA SI ESTA ACTIVADA B_PU	
	GOTO	MAIN	;SI ESTA ACTIVADA VE A MAIN	
	BTFSC	B_AX	;REVISA SI ESTA ACTIVADA B_AX	
	CALL	BÁSICA	;SI ESTA ACTIVADA LLAMA A BÁSICA	
	CLRF	BANDERA	;LIMPIA TODAS LAS BANDERAS	
	BSF	B_PU	;PONGO 1 LA BANDERA DE PUERTA	
	MOVLW	MED2	;PONGO EL VALOR DE MED2 EN W	
	MOVWF	PWM2	;PWM2 = MED2	
	MOVLW	MED3	;PONGO EL VALOR DE MED3 EN W	
	MOVWF	PWM3	;PWM3 = MED3	
	MOVLW	MED4	;PONGO EL VALOR DE MED4 EN W	
	MOVWF	PWM4	;PWM4 = MED4	
	CALL	DELAY	;LLAMA AL RETARDO	
	MOVLW	MED1	;PONGO EL VALOR DE MED1 EN W	
	MOVWF	PWM1	;PWM1 = MED1	
	BSF	B_AX	;PONGO EN 1 LA BANDERA DE ACCION	
	GOTO	MAIN	;VE A MAIN	
	VASO	BTFSC	B_VA	;REVISA SI ESTA ACTVADA B_VA
		GOTO	MAIN	;SI ESTA ACTIVADA VE A MAIN
BTFSC		B_AX	;REVISA SI ESTA ACTIVADA B_AX	
CALL		BÁSICA	;SI ESTA ACTIVADA LLAMA A BÁSICA	
CLRF		BANDERA	;LIMPIA TODAS LAS BANDERAS	
BSF		B_VA	;PONGO 1 LA BANDERA DE VASO	
MOVLW		MAX2	;PONGO EL VALOR DE MAX2 EN W	
MOVWF		PWM2	;PWM2 = MAX2	
MOVLW		MAX3	;PONGO EL VALOR DE MAX3 EN W	
MOVWF		PWM3	;PWM3 = MAX3	
MOVLW		MAX4	;PONGO EL VALOR DE MAX4 EN W	
MOVWF		PWM4	;PWM4 = MAX4	
CALL		DELAY	;LLAMA AL RETARDO	
MOVLW		MIN1	;PONGO EL VALOR DE MIN1 EN W	
MOVWF		PWM1	;PWM1 = MIN1	
BSF		B_AX	;PONGO EN 1 LA BANDERA DE ACCION	
GOTO		MAIN	;VE A MAIN	
LLAVE		BTFSC	B_LL	;REVISA SI ESTA ACIVADA LA B_LL
		GOTO	MAIN	;SI ESTA ACTIVADA VE A MAIN
	BTFSC	B_AX	;REVISA SI ESTA ACTIVADA B_AX	
	CALL	BÁSICA	;SI ESTA ACTIVADA LLAMA A BÁSICA	
	CLRF	BANDERA	;LIMPIA TODAS LAS BANDERAS	
	BSF	B_LL	;PONGO 1 LA BANDERA DE LLAVE	
	MOVLW	MED2	;PONGO EL VALOR DE MED2 EN W	
	MOVWF	PWM2	;PWM2 = MED2	
	MOVLW	MAX3	;PONGO EL VALOR DE MAX3 EN W	
	MOVWF	PWM3	;PWM3 = MAX3	

	MOVLW	MAX4	;PONGO EL VALOR DE MAX4 EN W
	MOVWF	PWM4	;PWM4 = MAX4
	CALL	DELAY	;LLAMA AL RETARDO
	MOVLW	MED1	;PONGO EL VALOR DE MED1 EN W
	MOVWF	PWM1	;PWM1 = MED1
	BSF	B_AX	;PONGO EN 1 LA BANDERA DE ACCION
	GOTO	MAIN	;VE A MAIN
BASICA	MOVLW	MIN1	;PONGO EL VALOR DE MIN1 EN W
	MOVWF	PWM1	;PWM1 = MIN1
	CALL	DELAY	;LLAMA AL RETARDO
	MOVLW	MIN2	;PONGO EL VALOR DE MIN2 EN W
	MOVWF	PWM2	;PWM2 = MIN2
	MOVLW	MIN3	;PONGO EL VALOR DE MIN3 EN W
	MOVWF	PWM3	;PWM3 = MIN3
	MOVLW	MIN4	;PONGO EL VALOR DE MIN4 EN W
	MOVWF	PWM4	;PWM4 = MIN4
	BCF	B_AX	;PONGO EN 0 LA BANDERA DE ACCION
	RETURN		;REGRESA
PRUEBA	BTFSC	BOTON1	;PRUEBA COMO ESTA EL BOTON1
	GOTO	MAIN1	;SI ESTA ACTIVADO VE A MAN1
DED02	BTFSC	BOTON2	;PRUEBA COMO ESTA EL BOTON2
	GOTO	MAIN2	;SI ESTA ACTIVADO VE A MAIN2
DED03	BTFSC	BOTON3	;PRUEBA COMO ESTA EL BOTON3
	GOTO	MAIN3	;SI ESTA ACTIVADO VE A MAIN3
DED04	BTFSC	BOTON4	;PRUEBA COMO ESTA EL BOTON4
	GOTO	MAIN4	;SI ESTA ACTIVADO VE A MAIN4
	GOTO	MAIN	;NO ESTA ACTIVADO VE A MAIN
MAIN1	BTFSS	BOTONA	;PRUEBA COMO ESTA BOTONA
	GOTO	MAINA1	;NO ESTA ACTIVADO VE A MAINA1
	MOVF	PWM1,W	;SI ESTA ACTIVADO W = PW1
	XORLW	MAX	;VALE 200?
	BTFSC	STATUS,Z	
	GOTO	MAIN	; VE A MAIN
	MOVLW	.1	;PONGO 1 EN ACUMULADOR
	ADDWF	PWM1,F	;INCREMENTO PWM1 DE 1 EN 1
	GOTO	HOLDA	; VE A HOLDA

MAIN1	BTFSS	BOTONB	;ESTA ACTIVADO EL BOTONB?
	GOTO	MAIN	;NO VE A MAIN
	MOVF	PWM1,W	;SI ESTA ACTIVADO PWM1= W
	XORLW	MIN1	;VALE MIN1?
	BTFSC	STATUS, Z	
	GOTO	MAIN	;VE A MAIN
	MOVLW	.1	;PONGO 1 EN ACUMULADOR
	SUBWF	PWM1,F	;DECREMENTO PWM1 DE 1 EN 1
	GOTO	HOLDB	;VE A HOLDB
MAIN2	BTFSS	BOTONA	;PRUEBA COMO ESTA BOTONA
	GOTO	MAINA2	;NO ESTA ACTIVADO VE A MAINA2
	MOVF	PWM2,W	;SI ESTA PWM2 = W
	XORLW	MAX	;VALE 200?
	BTFSC	STATUS,Z	
	GOTO	MAIN	;VE A MAIN
	MOVLW	.1	;PONGO 1 EN ACUMULADOR
	ADDWF	PWM2,F	;INCREMENTO PWM2 DE 1 EN 1
	GOTO	HOLDA	;VE A HOLDA
MAINA2	BTFSS	BOTONB	;ESTA ACTIVADO EL BOTONB?
	GOTO	MAIN	;NO VE A MAIN
	MOVFPWM2,W		;SI ESTA ACTIVADO PWM2 = W
	XORLW	MIN2	;VALE MIN2?
	BTFSC	STATUS, Z	
	GOTO	MAIN	;VE A MAIN
	MOVLW	.1	;PONGO 1 EN ACUMULADOR
	SUBWF	PWM2,F	;DECREMENTO PWM2 DE 1 EN 1
	GOTO	HOLDB	;VE A HOLDB
MAIN3	BTFSS	BOTONA	;PRUEBA COMO ESTA BOTONA
	GOTO	MAINA3	;NO ESTA ACTIVADO VE A MAINA3
	MOVFPWM3,W		;SI ESTA ACTIVADO PWM3 = W
	XORLW	MAX	;VALE 200?
	BTFSC	STATUS,Z	
	GOTO	MAIN	;VE A MAIN
	MOVLW	.1	;PONGO 1 EN ACUMULADOR
	ADDWF	PWM3,F	;INCREMENTO PWM3 DE 1 EN 1
	GOTO	HOLDA	;VE A HOLDA

MAIN3	BTFSS GOTO MOVF XORLW BTFSC GOTO MOVLW SUBWF GOTO	BOTONB MAIN PWM3,W MIN3 STATUS, Z MAIN .1 PWM3,F HOLDB	;ESTA ACTIVADO EL BOTONB? ;NO VE A MAIN ;SI ESTA ACTIVADO PWM3 = W ;VALE MIN3? ; ;VE A MAIN ;PONGO 1 EN ACUMULADOR ;DECREMENTO PWM3 DE 1 EN 1 ;VE A HOLDB
MAIN4	BTFSS GOTO MOVF XORLW BTFSC GOTO MOVLW ADDWF GOTO	BOTONA MAIN4 PWM4,W MAX STATUS,Z MAIN .1 PWM4,F HOLDA	;PRUEBA COMO ESTA BOTONA ;NO ESTA ACTIVADO VE A MAIN4 ;SI ESTA ACTIVADO PWM4 = W ;VALE 200? ; ;VE A MAIN ;PONGO 1 EN ACUMULADOR ;INCREMENTO PWM4 DE 1 EN 1 ;VE A HOLDA
MAIN4	BTFSS GOTO MOVF XORLW BTFSC GOTO MOVLW SUBWF GOTO	BOTONB MAIN PWM4,W MIN4 STATUS, Z MAIN .1 PWM4,F HOLDB	;ESTA ACTIVADO EL BOTONB? ;NO VE A MAIN ;SI ESTA ACTIVADO PWM4 = W ;VALE MIN4? ; ;VE A MAIN ;PONGO 1 EN ACUMULADOR ;DECREMENTO PWM4 DE 1 EN 1 ;VE A HOLDB
HOLDA	BTFSC GOTO GOTO	BOTONA HOLDA MAIN	;CHECA SI ESTA ACTIVADO BOTONA ;SI ESTA ACTIVADO VE A HOLDA ;SI NO ESTA ACTIVADO VE A MAIN
HOLDB	BTFSC GOTO GOTO	BOTONB HOLDB MAIN	;CHECA SI ESTA ACTIVADO BOTONB ;SI ESTA ACTIVADO VE A HOLDB ;SI NO ESTA ACTIVADO VE A MAIN
INTER	MOVWF MOVF MOVWF	W_BAK STATUS,W S_BAK	;RESPALDO DE W ;W = STATUS ;RESPALDO DE STATUS

```

TIEMPO1  MOVLW    .131           ;[(255-131)*4]/200ns
          MOVWF   TMR2           ;TMR2 = .131
          BCF     PIR1,TMR2IF
          INCF    CUENTA,F       ;CUENTA = CUENTA + 1
          MOVF   CUENTA,W       ;W = CUENTA
          XORWF  PWM1,W         ;PWM1 == CUENTA?
          BTFSS  STATUS,Z
          GOTO   PRE2           ;VE A PRE2
          BCF     DEDOUNO       ;PONGO EN CERO EL DEDOUNO
PRE2      MOVF   CUENTA,W       ;W = CUENTA
          XORWF  PWM2,W         ;PWM1 == CUENTA?
          BTFSS  STATUS,Z
          GOTO   PRE3           ;VE A PRE3
          BCF     DEDODOS       ;PONGO EN CERO DEDODOS
PRE3      MOVF   CUENTA,W       ;W=CUENTA
          XORWF  PWM3,W         ;PWM1 == CUENTA?
          BTFSS  STATUS,Z
          GOTO   PRE4           ;VE A PRE4
          BCF     DEDOTRES      ;PONGO EN 0 DEDOTRES
PRE4      MOVF   CUENTA,W       ;W=CUENTA
          XORWF  PWM4,W         ;PWM1 == CUENTA?
          BTFSS  STATUS,Z
          GOTO   AQUI           ;VE A AQUI
          BCF     DEDOFOUR      ;PONGO EN 0 DEDOFOUR

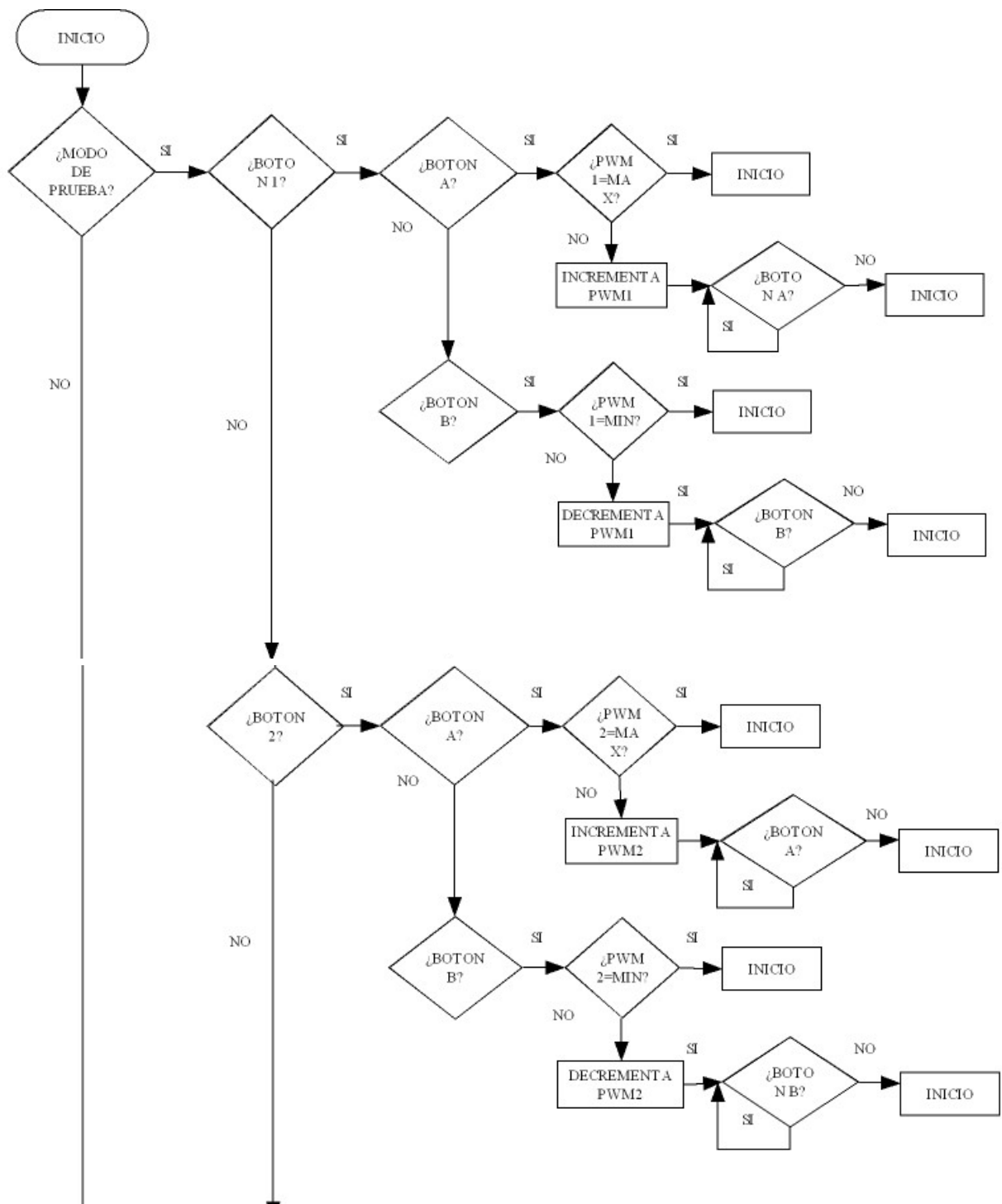
AQUI      MOVF   CUENTA,W       ;W= CUENTA
          XORLW  MAX            ;CUENTA LLEGO AL MAXIMO?
          BTFSS  STATUS,Z
          GOTO   VOLVER         ;VE A VOLVER
          BSF    DEDOUNO       ;PONGO EN 1 DEDOUNO
          BSF    DEDODOS       ;PONGO EN 1 DEDODOS
          BSF    DEDOTRES      ;PONGO EN 1 DEDOTRES
          BSF    DEDOFOUR      ;PONGO EN 1 DEDOFOUR
          CLRF   CUENTA        ;LIMPIO CUENTA

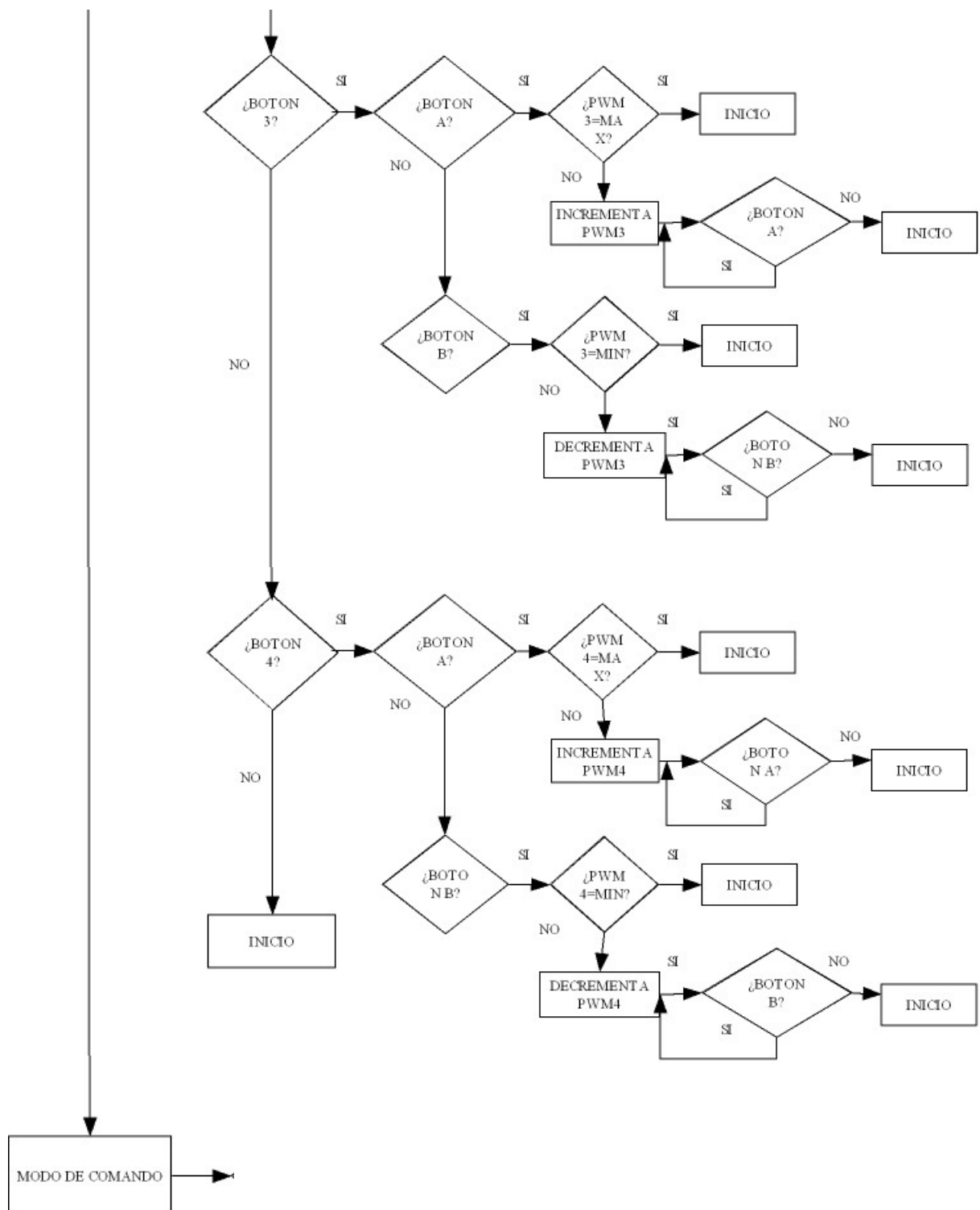
VOLVER    MOVF   S_BAK,W       ;W = S_BAK
          MOVWF  STATUS        ;RECUPERA SU VALOR STATUS
          MOVF   W_BAK,W       ;RECUPERA SU VALOR W
          RETFIE

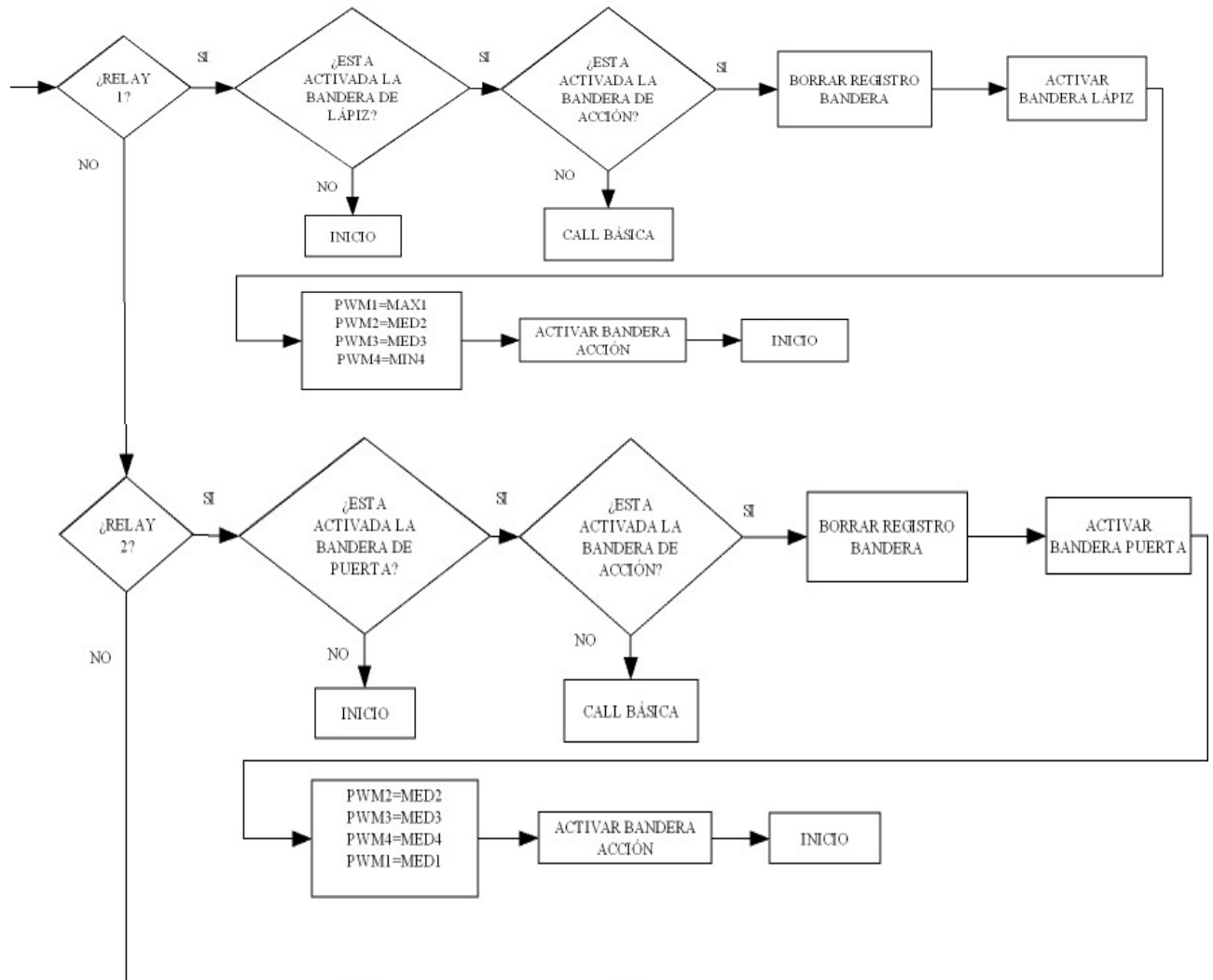
```

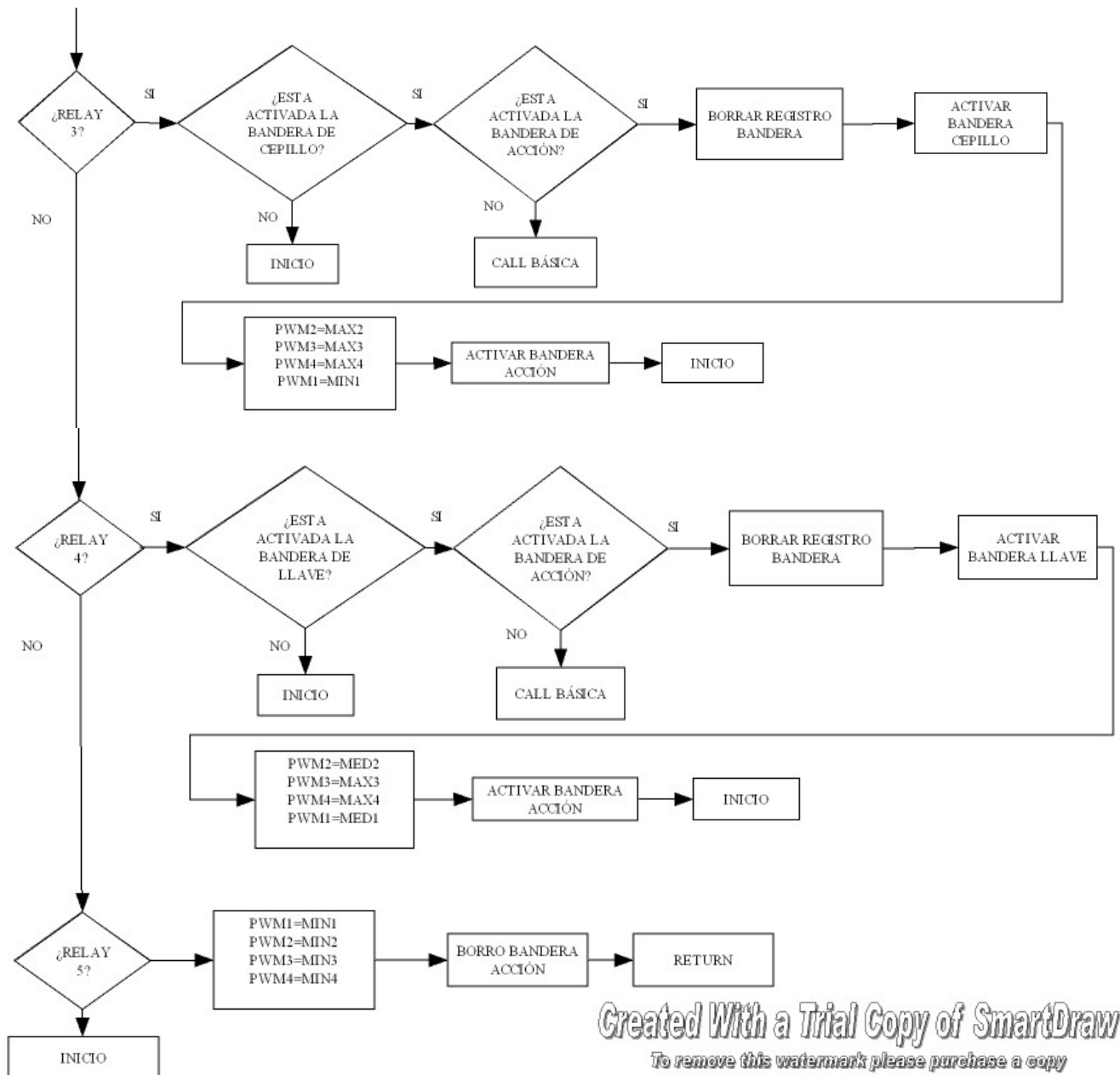
```
DELAY    MOVLW    .10           ;W= 10
          MOVWF   TMP2         ;TMP2 = 10
          MOVLW   .0           ;W = 0
          MOVWF   TMP0         ;TMP0 = 0
          CLRF    TMP1         ;LIMPIO EL TMP1
AQUI2    DECFSZ   TMP1,F       ;DECREMENTO EL TMP1 Y
TMP1= 0?          GOTO    AQUI2   ;NO, VE A AQUI2
          DECFSZ   TMP0,F       ;SI, DECREMENTO EL TMP0 Y
TMP0 = 0?          GOTO    AQUI2   ;NO, VE A AQUI2
          DECFSZ   TMP2,F       ;SI, DECREMENTO EL TMP2 Y
TMP2=0?          GOTO    AQUI2   ;NO, VE A AQUI2
          RETURN                ;SI, REGRESA
          END                    ;FIN
```

Diagrama de Flujo





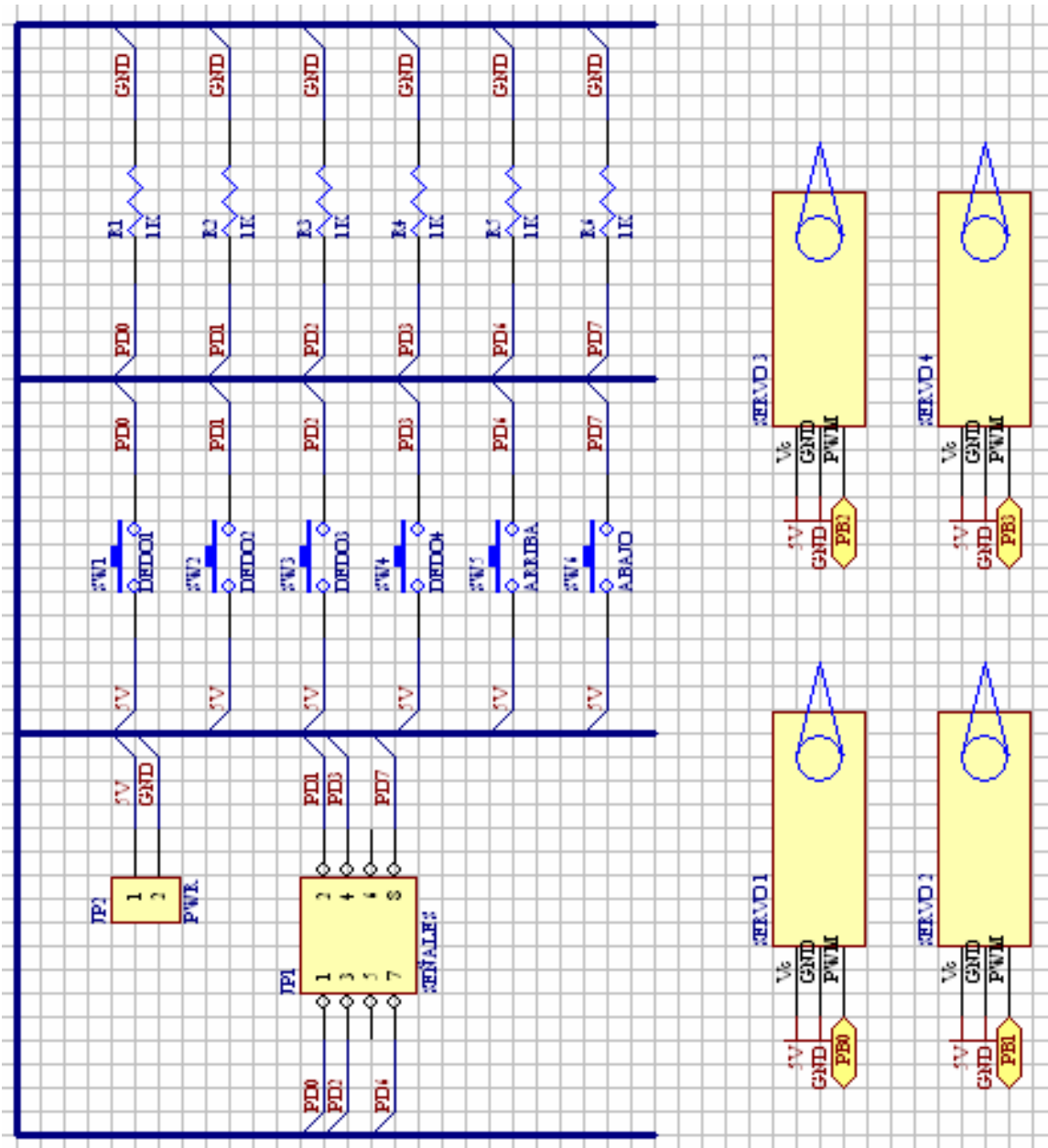




Created With a Trial Copy of SmartDraw
 To remove this watermark please purchase a copy

ANEXO D

DIAGRAMA DEL CIRCUITO DE PRUEBAS



BIBLIOGRAFÍA

1. Aguilar E.; López G. "Manipulador Antropomórfico Teleoperado II". Tesis de Licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM (2001)
2. Atienza, C.; Comín, M.; Dejoz, R.; Peris, J.; Prat, J." Biomecánica articular y sustituciones protésicas". Instituto de Biomecánica de Valencia (1998)
3. Avallone, Eugene; Baumeister, Theodore; Baumeister III, T. " Marks: Manual del Ingeniero Mecánico". Mc Graw- Hill. 1990.
4. Ávila, Rosalio; Prado, Lilia; González, Elvia. "Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana. México, Cuba, Colombia, Chile" Universidad de Guadalajara. Centro de Investigaciones en Ergonomía. 2001.
5. Barrientos, Carlos; Sandoval, Jahel. "Diseño y Construcción de un brazo mecánico aplicado en la investigación de Prótesis". Tesis de Licenciatura, UPIITA, IPN (2003)
6. Bazaine, Francisco. "Biomecánica del brazo humano: Una descripción matemática de su movimiento". Tesis de Licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM (1999).
7. Castillo, Eduardo; Dorador, Jesús, Flores, Itzel; Juárez, Ana. "Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior". Memorias X Congreso Anual SOMIM. 2004.
8. Chironis, Nicholas; Sclater, Neil. "Mechanism and Mechanic Devices". Mc Graw-Hill. 2001.
9. Dorador, Jesús; Louth, John; Ríos Patricia. "Uso de materiales con memoria de forma para actuar los dedos de una prótesis de miembro superior". Memorias X Congreso Anual SOMIM. 2004.
10. Faires, Virgil."Diseño de elementos de máquinas". México 1987.
11. Fu, K.; González, R.; Lee, C. "Robótica. Control, Detección, Visión e Inteligencia". Mc Graw-Hill. 1987.
12. Gilbertson R., "Muscle Wires: Project Book", 3ª edición, Ed. Mondo Tronics, California, 2000.
13. Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática. "XII Censo General de Población y Vivienda 2000"

-
14. Interlink Electronics. "FSR (Force Sensing Resistors): Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Selected Electrical Interfaces"
 15. Juárez Campos, I. "Apuntes de Robótica". Departamento de Ingeniería Mecatrónica, UNAM.
 16. Juárez Campos, I. "Diseño y Construcción de un manipulador de 5 grados de libertad". Tesis de Maestría, División de Estudios de Posgrado, UNAM (1995).
 17. Juárez Campos, I. "Sobre las regiones geométricas articulares y su aplicación en el mejoramiento del desempeño de un manipulador mediante estrategias evolutivas". Tesis de Doctorado, División de Estudios de Posgrado, UNAM (2002).
 18. Peñuelas Rivas, Ulises. "Desarrollo de un sistema basado en un PIC 16F874 para aplicaciones mecatrónicas". Tesis de Licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM (2001).
 19. Pugh, Stuart. "Total Design, Iterated Methods for Successful Product Engineering". University of Strathclyde, Addison-Wesley Publishing Company. 1991.
 20. Quiroz, Fernando. "Tratado de Anatomía Humana". Porrúa. 1998.
 21. Trebes G., "Prótesis del miembro superior : Entrenamiento fisioterápico", Barcelona, 1973.
 22. Kutz, "Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design", McGraw-Hill, New York, 2003.
 23. <http://www.amputee.com>
 24. <http://www.anthrobot.com/tech/>
 25. <http://www.automates-anciens.com/>
 26. <http://autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/servomotores.htm>
 27. http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Athletic_Prosthetics/UpperLimb.htm
 28. http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history.html

-
29. <http://www.bsu.edu/.../handfinger/overview/overview.htm>
 30. <http://www.creaturoides.com/anterior/srvesp.htm>
 31. <http://www.cs.hmc.edu/~dodds/projects/RobS01/Assignment3/Nitinol3.htm>
 32. <http://www.deutsches-museum.de/dmznt/ersatzteile/hand/prothesengeschichte/>
 33. <http://www.emedicine.com/ pmr/topic174.htm>
 34. <http://www.estereolitografiademexico.com>
 35. <http://www.festo.com>
 36. <http://www.geocities.com/uprsys>
 37. http://www.handicoupe.com/Prothese/ p_hist.htm
 38. <http://www.imagesco.com/catalog/hm2007/SpeechRecognitionKit.html>
 39. <http://www.lib.kyushu-u.ac.jp/michel/03/index03.html>
 40. <http://lie.fie.umich.mx/html/detalladaPic16F87x.pdf>
 41. <http://www.mcmanis.com/chuck/robotics/projects/servo.html>
 42. <http://mms.tudelft.nl/wilmer/whd4-1.htm>
 43. <http://mms.tudelft.nl/wilmer/wilgllry.htm>
 44. <http://www.nitinol.com/>
 45. <http://www.novacaresabolich.com/uepp.html>
 46. <http://www.nylamid.com.mx>
 47. http://www.ottobock.se/info_download/pdf/Elektroden_Text_GB.pdf
 48. <http://www.personal.psu.edu/users/j/u/jus149/handfinger/overview/overview.htm>
 49. <http://www.pncl.co.uk/~belcher/legal/hand2.htm>
 50. <http://www.prosthlimb.com/prod.html>

51. http://www.rehabcenter.co.kr/prosthesis/upper/above/above_cable.asp
52. <http://www.robotics.com.au/getpage.asp?PAGE=shop&cid=11>
53. <http://www.shadow.org.uk/products/newhand.shtml>
54. <http://www.udlap.mx/~ingrid/Clases/IS579/>
55. <http://www.utaharm.com/candidate.htm>
56. <http://www.waramps.ca/nac/faqamp.html>
57. <http://www.zcorp.com.mx>
58. <http://zeus.uam.mx/labre/>