

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO  
FUNCIONAL ADAPTADA A VARIOS AGARRES**

*Cesar Augusto Quinayás Burgos*

Tesis de Maestría

Tutor

*Dr. Oscar Andrés Vivas Albán*

**Universidad del Cauca**

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones

Maestría en Automática

Popayán, Enero de 2010

*A mi esposa Lucy*

*A mi hermosa Sofía Helena*

## **AGRADECIMIENTOS**

Quisiera en primer lugar agradecer a Dios por darme la capacidad de entender una pequeña parte de su compleja creación y poder realizar este proyecto.

Agradecer a mi director el profesor Oscar Andrés Vivas Albán por su dedicación y aliento en todo momento. Sin su orientación y sus valiosas sugerencias esta tesis no habría sido posible.

Agradecer a los investigadores del Grupo de Automática Industrial AI por sus aportes al proyecto.

Finalmente pero no menos importante, quisiera dar las gracias a mi esposa Lucy Melo por su apoyo en todo momento.

## **RESUMEN**

Esta tesis muestra los pasos seguidos en el diseño y la construcción de un prototipo de prótesis de mano robótica. Se diseñó la mano asumiendo una estructura arborescente, de tres dedos con tres grados de libertad por cada dedo. Una vez probado en simulación el funcionamiento y control de la prótesis, se diseñó y construyó un prototipo de dedo poliarticulado pequeño y compacto que pudiera ser integrado fácilmente a una palma con el fin de formar una mano polimórfica. El dedo está constituido de cuatro falanges acopladas mediante un sistema mecánico rígido de transmisión a través de motores DC. Una vez validado el dedo se construyó la prótesis de tres dedos, adicionándole sensores analógicos Hall y sensores de fuerza para dotar de sensibilidad a la mano, así como un sistema de control implementado en DSP y controlado a través de Labview®. El propósito de este trabajo es obtener un primer prototipo que pueda servir como solución funcional a los amputados de mano, y que pueda proveer diversos agarres como pinza, cilíndrico, esférico, lateral y gancho

## **ABSTRACT**

This thesis shows the steps followed in the design and construction of a prototype robotic hand prosthesis. Hand was designed assuming a tree structure, three fingers with three degrees of freedom for each finger. Operation and control of the prosthesis was tested in simulation and then, was designed and built a prototype of a polyarticulated finger, small and compact, that could be easily integrated into a palm tree in order to form a hand polymorphic. After validate finger was completed, three finger prosthesis was built, adding analog Hall and force sensors to provide sensitivity to the hand, as soon as a control system implemented in DSP and controlled through Labview®. The goal of this project is obtain a first prototype that can offer a functional solution to the hand amputees, offering some grasping movements, cylindrical, spherical, lateral and hook grasping.

## CONTENIDO

	Pág.
Lista de Tablas	
Lista de figuras	
Lista de anexos	
<b>Capítulo I. Introducción</b>	<b>11</b>
1.1 Planteamiento del problema	11
1.2 objetivos de la tesis	12
1.3 organización de la tesis	12
<b>Capítulo II. Fisiología y biomecánica de la mano humana</b>	<b>13</b>
2.1 La mano humana	13
2.2 Músculos y tendones	16
2.3 Sistema sensorial	17
2.3.1 Mecanorreceptores	17
2.3.2 Termorreceptores	19
2.3.3 Proprioceptores	20
2.3.4 Nociceptores	21
2.4 Amputación de miembro superior	21
2.5 Sustitución funcional de la mano	22
<b>Capítulo III. Prótesis y manos robóticas</b>	<b>24</b>
3.1 Clasificación de las prótesis	24
3.1.1 Prótesis estéticas	24
3.1.2 Prótesis Funcionales	25
3.1.2.1 Prótesis mecánicas	25
3.1.2.2 Prótesis Eléctricas	26
3.1.2.3 Prótesis Neumáticas	26
3.1.2.4 Prótesis mioeléctricas	27
3.1.2.5 Prótesis híbridas	27
3.2 Prótesis activas de miembro superior y manos robóticas	28
3.2.1 Manos robóticas	29
3.2.1.1 Mano NTU	29
3.2.1.2 Mano Stanford/JPL	30
3.2.1.3 Mano Utah/MIT	30
3.2.1.4 Mano DLR	30
3.2.1.5 Mano Robonaut	31
3.2.1.6 Mano Ultraleve	31
3.2.1.7 Mano Marcus	32

3.2.1.8 Mano Belgrade/UCS	32
3.2.2 Prótesis de mano	33
3.2.2.1 La mano biónica CyberHand	33
3.2.2.2 Prótesis I-LIMB	33
3.2.2.3 Prótesis Michelangelo	34
<b>Capítulo IV Materiales, mecanismos, actuadores y sensores</b>	<b>35</b>
4.1 Materiales	35
4.1.1 aleaciones	35
4.1.2 Plásticos	35
4.1.3 Resinas	36
4.1.4 Látex	37
4.1.5 PVC rígido	37
4.1.6 Silicona	37
4.2 Mecanismos	38
4.2.1 Mecanismo de barras	38
4.2.2 Mecanismo con motor en cada juntura	39
4.2.3 Transmisión por poleas	40
4.3 Actuadores	41
4.3.1 Actuadores convencionales	41
4.3.2 Actuadores no convencionales	42
4.4 Sensores	42
4.4.1 Sensores de posición	44
4.4.1.1 Sensores de efecto Hall	44
4.4.1.2 Sensores ópticos	45
4.4.1.3 Acelerómetros	45
4.4.2 sensores de fuerza	46
4.4.2.1 Sensor de fuerza resistivo (FSR)	46
4.4.2.2 Galgas extensiométricas	47
4.5 Discusión	47
<b>Capítulo V Modelo geométrico y dinámico de la mano</b>	<b>48</b>
5.1 Modelo Geométrico	48
5.2 Modelo Dinámico	50
<b>Capítulo VI Diseño mecánico y construcción del prototipo de mano robótica</b>	<b>56</b>
6.1 Diseño de la mano	56
6.2 Proceso de fabricación del prototipo de mano robótica.	65
<b>Capítulo VII Interfaz hardware/software</b>	<b>69</b>
7.1 Caracterización sensores	69
7.1.1 Sensor de posición	69

7.1.2 Sensor de fuerza	71
7.2 Actuadores	72
7.3 Interfaz Hardware	73
7.4 Interfaz Software	76
<b>Capítulo VIII Conclusiones y trabajo futuro</b>	<b>79</b>
8.1 conclusiones	79
8.2 Trabajo futuro	79
<b>Referencias</b>	<b>81</b>
<b>Anexos</b>	<b>86</b>

## LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Articulaciones y límites de la mano humana	15
Tabla 2. Revisión de manos antropomórficas	29
Tabla 3. Sensores biológicos y artificiales	43
Tabla 4. Parámetros geométricos de la mano	50
Tabla 5. Parámetros dinámicos de base	53
Tabla 6. Medidas del dedo índice	56
Tabla 7. Parámetros geométricos del dedo	57
Tabla 8 Datos técnicos del prototipo de prótesis de mano	62
Tabla 9. Costos materiales prototipo dedo antropomorfo	68
Tabla 10. Pines de I/O de sensores y actuadores	75
Tabla 11. Ángulos para las diferentes posturas de agarre	78



## LISTA DE FIGURAS

	Pag.
Figura 1. Estructura ósea de la mano	13
Figura 2. Movimientos del dedo pulgar, (a) abducción, (b) aducción, (c) oposición y (d) reposición	14
Figura 3. Falanges y articulaciones del dedo índice	15
Figura 4. Agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D) palmar, (E) esférico, (F) lateral	16
Figura 5. Tendones y músculos del dedo índice	16
Figura 6. Receptores sensoriales somáticos de la piel	18
Figura 7. Comparación entre la distribución, el campo receptivo y el estímulo de la respuesta de los diferentes mecanorreceptores	19
Figura 8. Respuesta de los termorreceptores	20
Figura 9. Niveles de amputación	22
Figura 10. Vista esquemática de las vías nerviosas sensoriales y motoras de la mano	23
Figura 11. Prótesis cosméticas	24
Figura 12. Prótesis por debajo del codo, mecánica y con control corporal	25
Figura 13. Mano eléctrica MyoHand de la empresa Otto Bock	26
Figura 14. Mano Shadow	27
Figura 15. Prótesis híbrida	28
Figura 16. Mano NTU	29
Figura 17. Mano Stanford/JP	30
Figura 18. Mano Utah/MIT	30
Figura 19. Mano DLR	31
Figura 20. Mano Robonaut	31
Figura 21. Mano Ultraleve	31
Figura 22. Mano Marcus	32
Figura 23. Mano Belgrade/UCS	32
Figura 24. Mano Cyberhand	33
Figura 25. Mano biónica I-LIMB	34
Figura 26. Mano biónica Michelangelo	34
Figura 27. Mecanismo de barras rígidas	38
Figura 28. Dedo índice mano MCU-1	39
Figura 29. A. Dedo de la mano HIT/DLR Dexterous [43], B. Dedo mano I-LIMB	39
Figura 30. Descripción del sistema de poleas para la generación de movimientos en los mecanismos de los dedos: (a) Mecanismo de transmisión por poleas, (b) Funcionamiento por poleas	40
Figura 31. Mano RTRII	41
Figura 32. Sensor UGN3503	44
Figura 33. Sensores magnéticos HMC1501 y HMC1512	44
Figura 34. Sensores de efecto Hall en la mano Cyberhand	45
Figura 35. Sistema óptico	45

Figura 36. Acelerómetro MMA7260Q	46
Figura 37. Divisor de voltaje para una FSR	47
Figura 38. Arquitectura de la mano robótica	49
Figura 39. Arquitectura del dedo antropomorfo	57
Figura 40. Falanges de los dedos y la palma de la mano	58
Figura 41. Sistema de engranajes de las articulaciones activas	59
Figura 42. Diseño CAD y prototipo de dedo antropomorfo	60
Figura 43. Movimiento de las articulaciones	60
Figura 44. Diseño CAD del dedo Pulgar	61
Figura 45. Diseño CAD y prototipo de mano robótica	62
Figura 46. Pinza de precisión	63
Figura 47. Agarre lateral	63
Figura 48. Agarre de gancho	64
Figura 49. Agarre esférico	64
Figura 50. Agarre cilíndrico	65
Figura 51. Matrices de las falanges del dedo	65
Figura 52. Molde en silicona	66
Figura 53. Preparación de la resina	66
Figura 54. Falanges elaboradas en resina	66
Figura 55. Dedo articulado	67
Figura 56. Falange proximal explosionada	67
Figura 57. Sensores magnéticos en las articulaciones MCP y PIP	69
Figura 58. Circuito sensor HMC1501	70
Figura 59. Curva de calibración sensor HMC1501	70
Figura 60. Sensores FSR en la mano	71
Figura 61. Circuito de adecuación de la señal de la FSR	71
Figura 62. Curva de calibración de la FSR	72
Figura 63. Circuito potencia de los motores	73
Figura 64. Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis	73
Figura 65. Kit de desarrollo dsPICDEM 1.1 Plus	74
Figura 66. Interfaz grafica de los sensores de la prótesis	77
Figura 67 Interfaz grafica de comandos de la prótesis	78

# INTRODUCCIÓN

## 1.1 Planteamiento del problema

El número de personas discapacitadas en Colombia por la pérdida parcial o total de sus extremidades es considerable. Según el censo realizado por el Dane en el año 2005 [1], los discapacitados físicos en Colombia representan el 6.4% del total de la población. Así, cerca de 385.000 colombianos no pueden usar sus brazos y manos, y 760.000 más no tienen la posibilidad de caminar o desplazarse.

En el país existen cerca de diez firmas fabricantes de prótesis que se las arreglan para acceder a una población sin recursos, que en su mayoría vive en zonas rurales apartadas, donde se dificulta el acceso a este servicio. Por esta razón, muchos de los fabricantes acuden a programas de cooperación internacional, iniciativas personales y soporte de la empresa privada para ayudar a esta población que se encuentra en condición de discapacidad.

Las prótesis se hacen a la medida del paciente, pero desafortunadamente no están incluidas en el Plan Obligatorio de Salud (POS) y muchas personas deben acudir a la tutela para que se apruebe la utilización de una de estas piezas de soporte. El Estado define los servicios a utilizar considerando los costos y generalmente opta por la más económica.

Dada la complejidad anatómica y funcional que ha de sustituir el dispositivo protésico, los resultados funcionales y de adaptabilidad obtenidos son pobres comparados con la pérdida sufrida, presentándose inconformidad del paciente por su estado actual [2, 3, 4]. A pesar del considerable progreso tecnológico experimentado en este campo las más complejas prótesis realizadas hasta ahora son solo suplencias modestas.

Teniendo en cuenta que la discapacidad de miembro superior es muy frecuente en Colombia, con el presente trabajo de Maestría se quiere realizar el diseño mecánico de una mano, efectuando un estudio previo del tipo de materiales, sensores, actuadores, número de juntas, peso, dimensiones y funcionalidades, para realizar la construcción de un primer prototipo de prótesis activa robótica, que sea funcional, de bajo costo y de fácil adaptabilidad.

## 1.2 Objetivos

El objetivo central de la tesis es diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres prensiles a partir de órdenes efectuadas desde un sistema de mando.

Para conseguir lo anterior han sido necesarios los siguientes objetivos parciales:

- Investigar los diferentes tipos de materiales (aluminio, teflón, plástico), actuadores (micromotores de corriente dc y ac, servomotores), mecanismos de transmisión (poleas, barras, bandas) y sensores (posición, fuerza, vibración) que puede constituir la prótesis.
- Realizar el diseño mecánico de una prótesis robótica en un software de diseño asistido por computador CAD (Solid Edge), teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio de una mano humana, la funcionalidad, los costos, mantenimiento, modularidad y flexibilidad.
- Implementación de un banco de pruebas que permitan validar la mecánica, el software y hardware del diseño del prototipo.
- Construir mecánicamente un primer prototipo de prótesis de mano.

## 1.3 Organización de la tesis

El estudio detallado de la fisiología y de la biomecánica de la mano humana se desarrolla en el capítulo II, donde se presentará una visión general de lo complejo que es esta extremidad. En el capítulo III, se presenta una revisión del estado de arte en cuanto a manos robóticas y prótesis de mano que se han implementado hasta el momento. En el capítulo IV se presenta un estudio en cuanto a materiales, mecanismos, sensores y actuadores con los cuales se pueden implementar prótesis de bajo costo y de fácil mantenimientos. En el capítulo V se presenta el modelo geométrico y dinámico de la mano. En el capítulo VI se presenta el diseño mecánico de una mano robótica de 6 grados de libertad. En el capítulo VII se presenta el diseño de una interfaz hardware y software que permita actuar la mano robótica para realizar diferentes agarres y finalizando el capítulo VIII presenta las conclusiones y trabajos futuros.

## CAPÍTULO II

### FISIOLOGÍA Y BIOMECÁNICA DE LA MANO HUMANA

#### 2.1 La mano Humana

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

La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conecta a la muñeca a través de la palma y está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de cuarenta músculos [5], La estructura ósea de la mano se muestra en la figura 1.

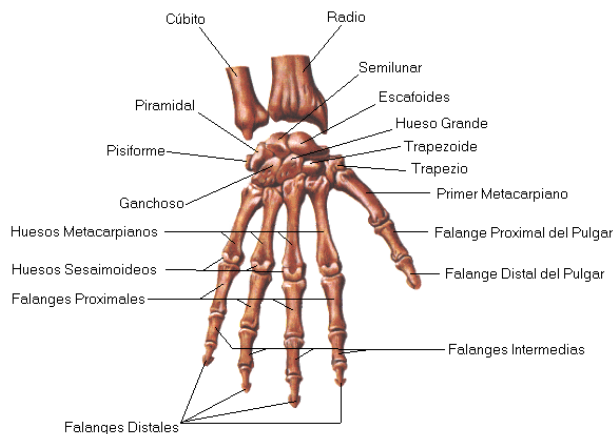


Figura 1. Estructura ósea de la mano [6].

Cada dedo está compuesto por tres falanges (Distal, Intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (Distal y Proximal). El dedo pulgar está fijo por debajo de los otros dedos y puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpo. Esto permite variar la orientación en que se desarrolla el movimiento de doblado y extensión del dedo pulgar, propiedad a través de la cual es posible oponer el dedo pulgar a los otros dedos. El dedo pulgar es el agente de la pinza pulgar-dedos, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo prensiones globales en vez de movimientos precisos. El dedo pulgar puede realizar los siguientes movimientos [7]:

Abducción-extensión (figura 2a) que separa el dedo pulgar del eje de la mano, su amplitud es de 35 a 40°, este movimiento abre la mano.

La aducción (figura 2b) que aproxima el dedo pulgar al eje de la mano. Su amplitud es de 35 a 40°.

La oposición (figura 2c) que combinada con la flexión del dedo pulgar, lo conduce frente al dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60°.

La reposición (figura 2d) devuelve el dedo pulgar a su posición inicial de partida, su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento precedente.

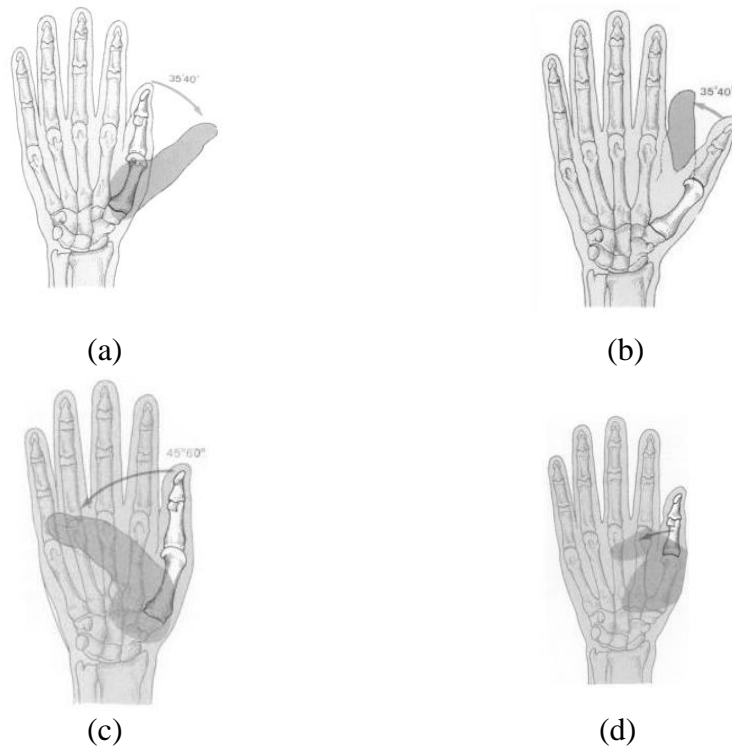


Figura 2. Movimientos del dedo pulgar, (a) abducción, (b) aducción, (c) oposición y (d) reposición [7].

Los dedos presentan principalmente tres articulaciones [8, 9]; articulación metacarpofalángica (MCP): que une la falange metacarpiana y la proximal de un dedo o pulgar; articulación interfalángica proximal (PIP): localizada entre las falanges media y proximal del dedo; articulación interfalángica distal (DIP): ubicada entre las falanges media y distal del dedo. La figura 3 muestra un esquema del dedo índice y sus falanges y articulaciones.



Figura 3. Falanges y articulaciones del dedo índice [10].

De acuerdo a estudios de biomecánica de la mano y de medidas antropométricas, en la tabla 1 se presenta las características del dedo índice cuyo aspecto es muy similar a los demás dedos.

Tabla 1. Articulaciones y límites de la mano humana [5].

Parte	Articulación	DOF	Ángulo flexión extensión	Ángulo abducción aducción
Dedos	DIP	1	60	—
	PIP	1	100	—
	MCP	2	90	60
Pulgar	IP	1	85	—
	MCP	2	50	30
	CMC	2	120	45

La gran cantidad de músculos y articulaciones de la mano ofrece una gran variedad de configuraciones de sujeción que pueden ser divididas en dos grandes grupos: los prensiles y los no prensiles. Los movimientos prensiles son movimientos en los cuales un objeto es agarrado y mantenido parcial o totalmente dentro de la mano y los no prensiles o movimientos en los cuales no son realizadas acciones de agarre pero los objetos pueden ser manipulados, empujados o levantados con la mano entera o con los dedos individuales. En 1919, Schlesinger desarrolló una clasificación de la taxonomía para el estudio de la destreza de las manos humanas y agrupó en seis categorías las estrategias de agarres de la mano humana: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (palmar), esférico y de lado (lateral), como se muestra en la figura 4 [5, 18].

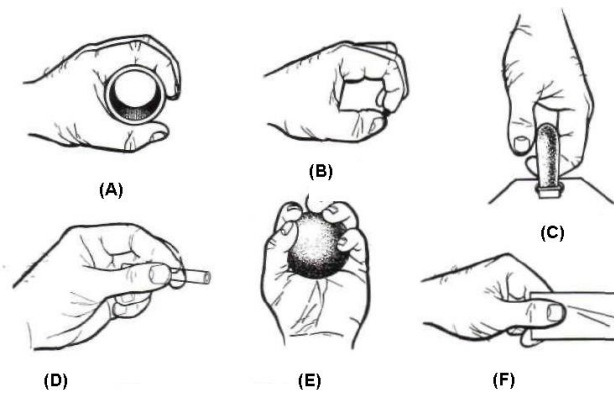


Figura 4. Agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D) palmar, (E) esférico, (F) lateral [5, 8].

## 2.2 Tendones y músculos

En los dedos hay tres grupos básicos de músculos. Los flexores extrínsecos originados en la parte anterior del antebrazo; el flexor profundo y superficial perteneciente a este grupo. Los extensores extrínsecos originados en la parte posterior del antebrazo, el músculo extensor digitorum pertenece a este grupo. Finalmente, los músculos intrínsecos cuyo origen va del distal a la articulación de la muñeca. Cada grupo juega un papel importante en el movimiento y la estabilidad de los dedos. La figura 5 muestra los tendones y músculos que forman el sistema de actuación del dedo.

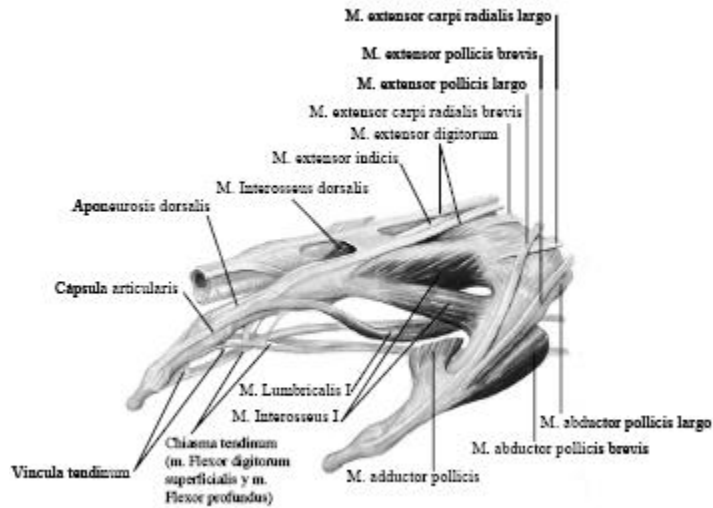


Figura 5. Tendones y músculos del dedo índice [8].



## 2.3 Sistema sensorial

El sistema sensorial somático nos proporciona algunas de las experiencias más agradables de la vida, así como algunas de las más desagradables. La sensibilidad somática permite a nuestros cuerpos sentir, experimentar dolor, tener escalofríos y saber que están haciendo las diversas partes del cuerpo. Es sensible a muchos tipos de estímulos como la presión de objetos contra la piel, la posición de músculos y articulaciones, la distensión de la vejiga y la temperatura de las distintas partes del cuerpo. Cuando los estímulos pueden ser perjudiciales existe una sensación somática que nos permite percibir estas circunstancias, esto es el dolor [11].

A diferencia de otros sentidos sus receptores están distribuidos por todo el cuerpo. Por otra parte al responder a varios estímulos diferentes se puede considerar como un grupo de al menos cuatro sentidos:

- Tacto
- Temperatura
- Posición de partes del cuerpo
- Dolor

Un estímulo individual suele activar muchos receptores y un solo receptor ya es capaz de codificar características del estímulo, como la intensidad, duración, posición, velocidad Etc.

### 2.3.1 Mecanorreceptores

La mayor parte de los receptores sensoriales del sistema sensorial somático son mecanorreceptores, que son sensibles a la deformación física. Están presentes en todo el cuerpo, monitorizan el contacto con la piel, la presión del corazón y los vasos sanguíneos, la distensión de los órganos digestivos, y la vejiga, y la fuerza contra los dientes.

Se debe distinguir los dos tipos de piel que existen en el cuerpo ya que cada uno de estos tipos contiene distintos mecanorreceptores. La piel lampiña o glabra (sin pelo que aparece en las palmas de las manos), y la piel hirsuta que aparece por ejemplo en el dorso de la mano y los brazos. En la figura 6 aparecen la mayoría de los mecanorreceptores de la piel.

- El Corpusculo de Pacini
- Terminaciones de Ruffini
- Corpúsculos de Meissner
- Receptores de Merkel
- Mecanorreceptores de los Folículos pilosos

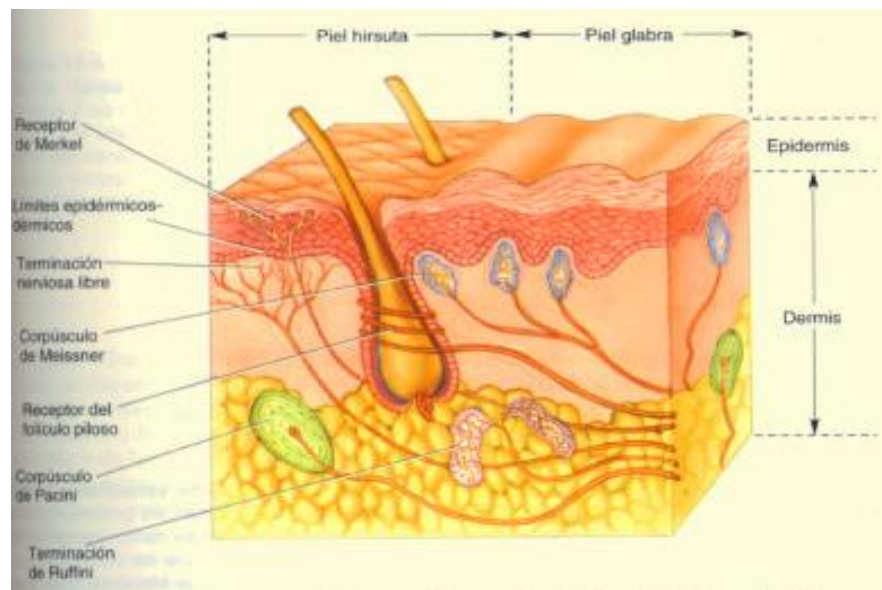


Figura 6. Receptores sensoriales somáticos de la piel [12].

**Corpúsculo de Pacini:** ampliamente distribuido por todo el cuerpo y abundan en la dermis, tejido subcutáneo, ligamentos, capsulas articulares, peritoneo, etc. Es un mecanorreceptor de adaptación rápida que responde al tacto y a las vibraciones.

**Terminaciones de Ruffini:** se localizan en la dermis de la piel con pelo. Son mecanorreceptores de adaptación lenta. Responden al estiramiento de la piel, responsables de la sensibilidad tacto-presión y posturas en las articulaciones distales como en los dedos. Constituyen el 19% de las unidades táctiles de la mano.

**Corpúsculos de Meissner:** se localizan en las papilas dérmicas de la piel, especialmente en las palmas de las manos y en la planta de los pies. Son mecanorreceptores de adaptación rápida, responden al tacto y permiten la discriminación táctil de dos puntos. Constituyen el 43% de las unidades táctiles de la mano.

**Receptores de Merkel:** Son células capaces de actuar como receptores sensitivos a la presión. Son células especializadas del epitelio estratificado de la epidermis, concentradas en la palma de la mano y la planta de los pies. Constituyen el 25% de las unidades táctiles de la mano.

**Mecanorreceptores de los Folículos pilosos:** Los folículos pilosos están inervados por terminaciones nerviosas libres. Son mecanorreceptores de adaptación rápida. Responden al tacto y detectan el movimiento de objetos sobre el cuerpo o su contacto inicial con él.

Los mecanorreceptores de la piel humana detectan presión, el tacto, la vibración y la sensación táctil. Se dividen en tres clases principales: de adaptación lenta (SA), de adaptación rápida o (RA o FA) y de adaptación muy rápida (VRA). Cada clase de adaptación se divide en dos tipos, a saber, tipo I y tipo II, según su campo receptivo:

pequeño con bordes bien definidos para el tipo I y grandes con bordes oscuros para el tipo II (figura 7).

Los distintos mecanorreceptores también son sensibles a diferentes frecuencias, así los Corpúsculos de Pacini son más sensibles a vibraciones alrededor de 200-300 Hz, mientras que los corpúsculos de Meissner responden mejor a los 50 Hz. Esto es fácilmente perceptible poniendo la mano sobre la pantalla de un altavoz. Según las diferentes frecuencias del sonido (música) se estimulan los distintos mecanorreceptores percibiendo sensaciones diferentes.

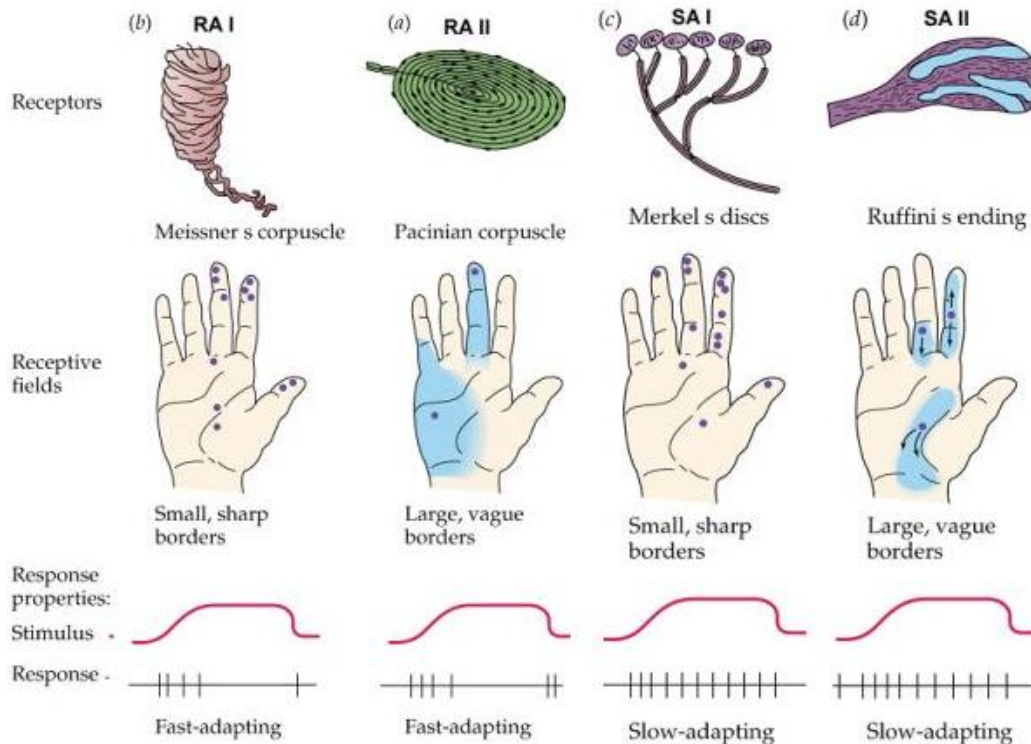


Figura 7. Comparación entre la distribución, el campo receptivo y el estímulo de la respuesta de los diferentes mecanorreceptores [11].

### 2.3.2 Termorreceptores

Todas las células del cuerpo son sensibles a la temperatura ya que puede afectar a su funcionamiento químico, pero en especial el cerebro, por su complejidad, requiere una temperatura más estable que otras partes del cuerpo, de tal manera que es vital que la temperatura se mantenga alrededor de los 37° y no supere los 40.5°.

Aunque todas las neuronas son sensibles a la temperatura, no todas son termorreceptores. Existen algunas neuronas que son exquisitamente sensibles a la temperatura (diferencias de 0.01°C). Podemos diferenciarlas entre detectores de calor (30°C-45°C) y de frío (10°C-35°C), localizados preferentemente en la piel. También hay neuronas sensibles a la

temperatura en el hipotálamo y en la médula espinal que contribuyen a regular la temperatura corporal.

Los receptores al frío son terminaciones de fibras mielínicas de pequeño tamaño (tipo Delta) y los receptores al calor son fibras amielínicas (tipo C). Los receptores al frío se estimulan cuando la temperatura de la piel es menor de 37 grados, y los receptores al calor cuando la temperatura de la piel supera los 37 grados. En la figura 8 se muestra la respuesta de los termorreceptores.

Esto se puede observar fácilmente introduciendo una mano en agua fría y caliente, al principio la sensación del cambio de temperatura es muy acusada, pero después de un tiempo se adapta y la sensación disminuye.

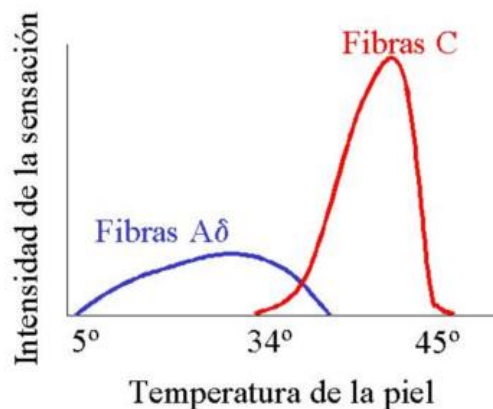


Figura 8. Respuesta de los termorreceptores [13].

### 2.3.3 Proprioceptores

A diferencia los receptores sensoriales somáticos que hemos estudiado hasta ahora, los propioceptores proporcionan información sobre nuestro medio interno, en vez del medio externo. Permiten percibir la posición relativa de los miembros del cuerpo, si se están moviendo o no, y con qué rapidez. Esta sensibilidad es fundamental para orientar los movimientos y para el conocimiento de las posiciones de nuestras extremidades ayudándonos a explorar objetos.

Hay detectores en los músculos, articulaciones, ligamentos. En los músculos esqueléticos están presentes los husos musculares (miden la longitud y la tasa de estiramiento de los músculos), y los órganos tendinosos de Golgi (calibran la fuerza generada por un músculo determinando la tensión de su tendón).

En las articulaciones existen mecanorreceptores que responden a los cambios del ángulo, dirección y velocidad de un movimiento en una articulación, son de adaptación rápida y proporcionan más información en presencia de movimiento que en reposo. La información procedente de los distintos receptores se integra para evaluar el ángulo de la articulación.

### 2.3.4 Nociceptores

Existen receptores especializados en la sensación de dolor. Esta sensación es muy útil para la supervivencia del individuo pues actúa como un mecanismo de alarma que detecta situaciones anormales posiblemente nocivas. Se detectan estímulos de varios tipos:

- Mecánicos: presión excesiva, en especial de objetos punzantes
- Térmicos: calor y frío extremos
- Químicos: pH excesivo, determinados iones o sustancias neuroactivas, etc.

Los receptores están repartidos por todo el cuerpo (piel, músculo, hueso, órganos internos, vasos sanguíneos y el corazón), excepto en el cerebro. Este hecho en ocasiones permite a los neurocirujanos llevar a cabo intervenciones quirúrgicas utilizando solamente anestesia local, y permitiendo explorar las regiones cerebrales con funcionalidades esenciales mientras el paciente está consciente.

## 2.4 Amputación de miembro superior

Una amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser una lesión, una enfermedad o una operación quirúrgica.

Una amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser una lesión, una enfermedad o una operación quirúrgica [14]. Por lo regular la pérdida de un miembro causa gran trauma psicológico al enfermo; éste puede temer que la amputación disminuya la aceptación por parte de otras personas; la pérdida de una parte del cuerpo altera la imagen que el paciente tiene de su cuerpo y puede disminuir su autoestima.

El paciente se enfrentará a la posibilidad de pérdida de la locomoción; invalidez permanente; cambios en sus costumbres y quizás pérdida del trabajo. Toda respuesta a la amputación es altamente individual, pero, es afectada por factores como la edad; el pronóstico relativo al estado subyacente; el estado emocional y nivel de desarrollo del paciente.

Dependiendo del nivel de amputación, se puede distinguir los siguientes tipos (figura 9):

- Desarticulación del hombro.
- Amputación transhumeral (por encima del codo).
- Desarticulación del codo.
- Amputación transradial (por debajo del codo).
- Desarticulación de la muñeca.
- Amputación parcial de mano

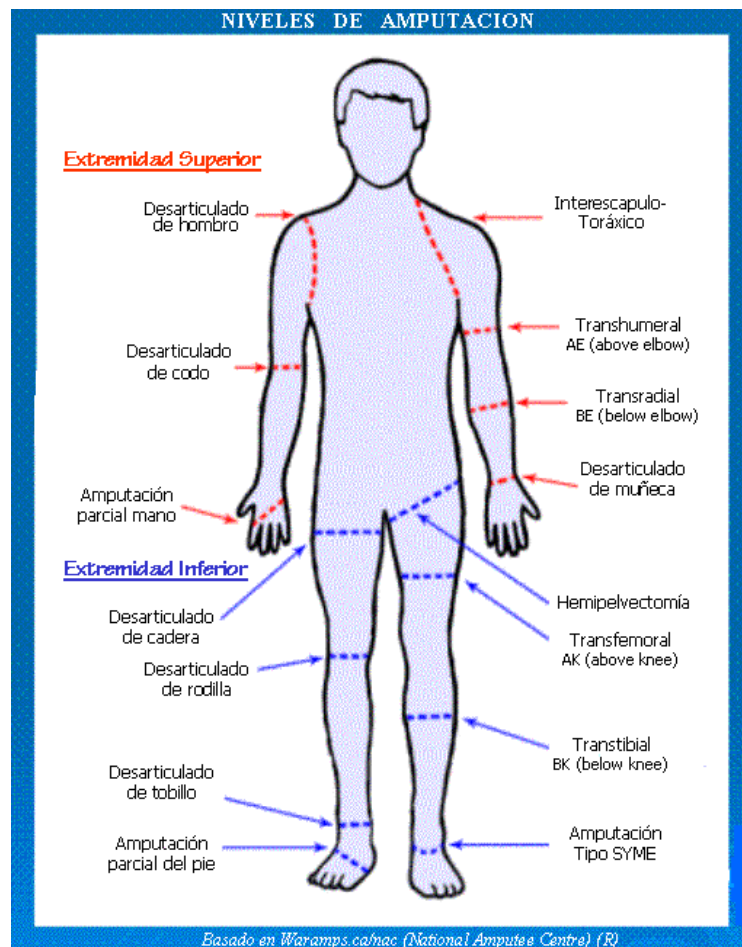


Figura 9. Niveles de amputación [15]

## 2.5 Sustitución funcional de la mano

Las funciones de la mano son múltiples, aunque las más importantes son la función sensorial del tacto y la función de prensión. La mano tiene otras funciones que desempeñan un papel esencial en nuestras vidas [16].

- Expresión a través de gestos.
- La función visceral de llevar la comida a la boca.
- Las funciones emocionales y sexuales en acariciar.
- La función agresiva para ofensa y defensa.
- Higiene corporal
- La función de termorregulación.

Lo que confiere a la mano un valor sensorial excepcional no solo por el gran número de corpúsculos sensibles de su cobertura, sino también por la posibilidad de aumentar la

capacidad de información por medio de maniobras voluntarios de exploración (la manipulación y la palpación). Así pues la mano puede ser considerada como un órgano sensorial (figura 10).

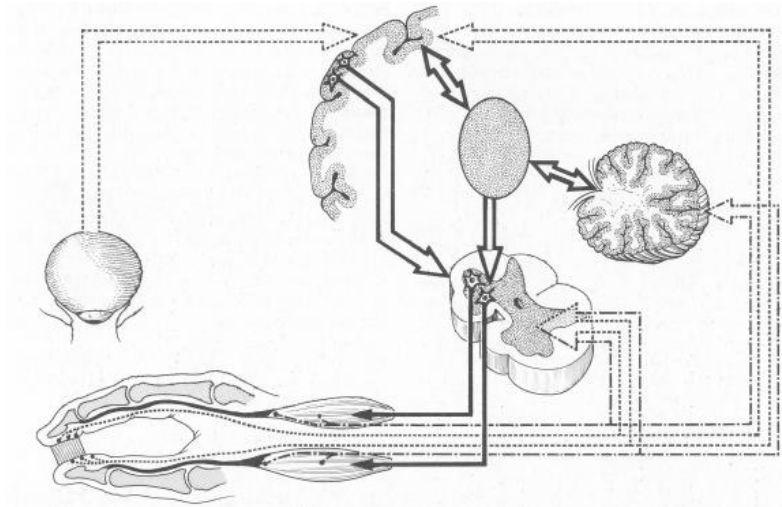


Figura 10. Vista esquemática de las vías nerviosas sensoriales y motoras de la mano [16].

## CAPÍTULO III

### PRÓTESIS Y MANOS ROBÓTICAS

El avance en el diseño de las prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano [17].

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

#### 3.1 Clasificación de las prótesis

##### 3.1.1 Prótesis estéticas

Son denominadas también prótesis pasivas, dado que solo cubren el aspecto estético, de donde toman su nombre. Para las fabricarlas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas [18]. En la figura 11 se muestran algunas prótesis cosméticas.



Figura 11. Prótesis cosméticas [18].



### 3.1.2 Prótesis funcionales

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

#### 3.1.2.1 Prótesis mecánicas

Las manos mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños.

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

La prótesis que se muestra en la figura 12 es una prótesis mecánica con cable y un gancho doble que funciona de manera relativamente simple. El cable va de la prótesis hacia el muñón y pasa por detrás de la espalda hasta un arnés situado en el otro hombro. Cuando mueve los hombros hacia adelante, se amplía la distancia entre los omóplatos y el cable se estira varios centímetros, abriendo el gancho contra los resortes o bandas elásticas. Cuando relaja los hombros, el cable se afloja y los resortes o bandas elásticas cierran el dispositivo [19].



Figura 12. Prótesis por debajo del codo, mecánica y con control corporal [19].

### 3.1.2.2 Prótesis eléctricas

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan éstas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket, que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación son costosas, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis. En la figura 13 se muestra una prótesis eléctrica de la compañía Otto Bock.



Figura 13. Mano eléctrica MyoHand de la empresa Otto Bock [20].

### 3.1.2.3 Prótesis neumáticas:

Son prótesis accionadas por aire comprimido que utilizan actuadores por músculos neumáticos, proporcionan una gran cantidad de energía, aunque también presentan como inconveniente la complicación de sus aparatos accesorios. En la figura 14 se muestra la mano neumática Shadow.

Un musculo neumático estaba compuesto de un tubo interior de caucho cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal. Este se cerraba por los dos extremos, uno de ellos era la entrada de aire y el otro el punto del conexión. El principio de funcionamiento era el siguiente: cuando en el tubo interior entraba aire y aumentaba la presión, el musculo se hinchaba y se contraía [21].



Figura 14. Mano Shadow [22].

#### **3.1.2.4 Prótesis mioeléctricas:**

Se trata de prótesis electrónicas controladas por medio de un poder externo bioeléctrico. Hoy en día son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, ya que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20  $\mu\text{V}$ ) y se capta con electrodos superficiales que entran en contacto con la superficie de la piel.

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

#### **3.1.2.5 Prótesis híbridas:**

Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transmurales (arriba del codo). Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un codo accionado por el cuerpo y un dispositivo terminal controlado en forma mioeléctrica (gancho o mano). En la figura 15 se muestra una prótesis híbrida.



Figura 15. Prótesis híbrida [23].

### **3.2 Prótesis activas de miembro superior y manos robóticas.**

Las prótesis electrónicas (mioeléctricas) han sido desarrolladas basadas en la biónica, la cibernética, la robótica, y la mecatrónica. Por esta razón que se les conoce con diferentes nombres para describirlas, como son prótesis cibernéticas, biónicas, mioeléctricas, mecatrónicas, electromecánicas, entre otras; pero todos estos términos solo describen una prótesis desarrollada con la combinación de la electrónica y la mecánica, y controlada por medio de las señales generadas en los músculos del paciente.

Las manos robóticas son accionadas por dispositivos mecánicos con transformación energética de origen eléctrico, hidráulico o neumático. Estas manos normalmente son utilizadas en robots humanoides o robots industriales y cumplen con tareas específicas. En la tabla 2 se presenta una revisión de manos antropomórficas.

Tabla 2. Revisión de manos antropomórficas [24]

Nombre Mano	Autor	Año	Tamaño (norm.)	# de Dedos	GDL	Actuadores (tipo)	Contr	# de Sensores	Peso (g)	Fuerza (N)	Vel. (s)
Humana	(Kandel)	2000	1	5	22	38 (Muscl)	E	≈17'000	≈ 400	> 300	0.25
Okada	(Okada)	1979	> 1	3	11	E	E	-	-	-	-
Utah/MIT	(Jacobsen)	1983	> 2	4	16	32 (P)	E	16	-	31.8	-
Stanford/JPL	(Salisbury)	1983	≈ 1.2	3	9	12 (E)	E	-	1100 <sup>2</sup>	-45	-
Belgrade/USC	(Bekey)	1988	≈1.1	4	4	4 (E)	E	23+4	-	-	-
Barret	(Townsend)	1998	≈1	3	4	I	E	-	-	-	-
UB	(Bonvento)	1992	≈1	3	13	E	E	-	-	-	-
MARCUS	(Kyberd)	1995	> 1.1	3	2	2 (E)	I	3	-	-	-
NTU	(Li-Ren)	1996	≈ 1	5	17	17 (E)	E	35	1570	-	-
DLR I	(Butterfas)	1997	≈> 1	4	12	I	E	-	-	-	-
Hokkaido	(Fujii)	1998	> 1	5	7	7 (E)	E	-	125	-	-
LMS	(Gazeau)	1998	≈ 1	4	16	E	E	-	-	-	-
DIST	(Cafés)	1998	> 1	5	16	E	E	-	-	-	-
Robonaut	(Lovchik)	1999	≈ 1.5	5	12 + 2	14 (E)	E	43 + toque	-	-	-
Tokyo	(Lee)	1999	≈ 1	5	12	P	E	-	-	-	-
Southampton	(Light)	2000	> 1	5	6	6 (E)	E	-	400	38	2.5 <sup>3</sup>
Karlsruhe	(Fukuya)	2000	≈ 1	5	17	17 (E)	E	-	20 <sup>4</sup>	12	0.1
DLR II	(Butterfas)	2000	≈ 1.5	4	13	13 (E)	E	64	320	30	-
Ultralight	(Schultz)	2000	>> 1	5	13	P	E	-	-	-	-
Gifu	(Kawasaki)	2001	≈ 1	5	16	I	E	-	-	-	-
Ottobock SUVA	(Otto Bock)	2002	≈ 1	3	1	1 (E)	I	2	600	< 100	< 1
Shadow	(Shadow Co.)	2002	≈ 1.1	5	23	P	E	-	-	-	-
UMNG	(Ocampo)	2004	≈ 1	4	12 + 2	12 (E)	E	4 força	-	-	-

### 3.2.1 Manos robóticas

#### 3.2.1.1 La mano NTU

La mano NTU [25], desarrollada por la Universidad Nacional de Taiwan, es una mano con 5 dedos equipados con sensores para detectar fuerza y posición, y con 17 GDL. El dedo pulgar y el índice tienen 4 GDL, mientras que los otros dedos presentan 3 articulaciones activas. Los motores, reducciones y sensores se encuentran instalados en la mano. En la figura 16 se presenta la mano NTU.

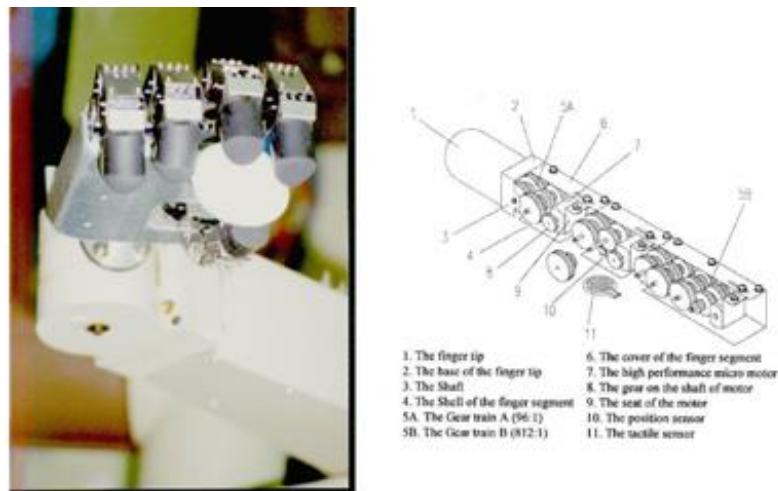


Figura16. Mano NTU [25].

### 3.2.1.2 La mano Stanford/JPL

La mano Stanford/JPL (Jet Propulsion Laboratory) [26], presenta 9 grados de libertad con dos dedos y un pulgar oponente. La mano es actuada por 12 servomotores DC. Sus articulaciones son impulsadas por cables. En la figura 17 se presenta la mano Stanford.



Figura 17. Mano Stanford/JP [26].

### 3.2.1.3 Mano Utah/MIT

La mano Utah/MIT [27], desarrollada por el grupo de investigación en agarre y manipulación de dedos, dispone de 4 grados de libertad en cada uno de sus cuatro dedos incluyendo el pulgar. La geometría de la mano robótica es antropomorfa a pesar de que el dedo pulgar es permanente en su posición. Los 16 GDL se accionan mediante un enfoque de tendones que son accionados por un sistema de 32 tendones independientes poliméricos y actuadores neumáticos. En la figura 18 se presenta la mano Utah.

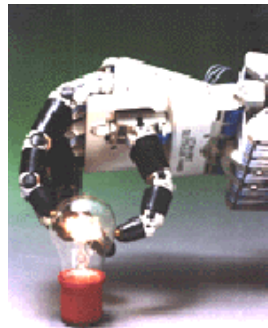


Figura 18. Mano Utah/MIT [27]

### 3.2.1.4 Mano DLR

La mano DLR [28, 29], primera versión mecatrónica que dio lugar a un mejor rendimiento en aplicaciones de agarre y manipulación. Tiene 4 dedos con un total de 14 GDL, gobernada por motores DC. Los dedos disponen de sensores de posición, fuerza y temperatura. En la figura 19 se presenta la mano DLR.



Figura 19. Mano DLR [28].

### 3.2.1.5 Mano Robonaut

La mano Robonaut [30], mano con 5 dedos, 12 GDL en la mano y 2 GDL en la muñeca, 14 motores de CC sin escobillas que mueven las articulaciones y está equipada con 43 sensores. Esta mano se implementó para el robot antropomórfico Robonaut. En la figura 20 se presenta la mano Robonaut.



Figura 20. Mano Robonaut [30].

### 3.2.1.6 Mano Ultraleve

La mano Ultraleve [31], mano con 5 dedos y 13 GDL que son movidos por 18 actuadores fluidicos flexibles miniaturizados. Los actuadores están completamente integrados en los dedos haciendo posible un diseño compacto y ligero que puede ser utilizado como una prótesis de mano o como una mano de un robot humanoide. En la figura 21 se presenta la mano Ultraleve.



Figura 21. Mano Ultraleve [31].

### 3.2.1.7 Mano Marcus

La mano Marcus [32], se compone de tres dedos, pulgar índice y corazón, 2 GDL y está equipada con dos motores. La mano tiene sensores de efecto Hall para determinar la posición y un sensor de fuerza en el dedo pulgar. En la figura 22 se presenta la mano Marcus.

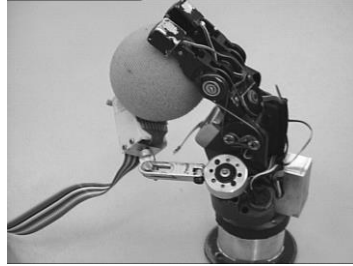


Figura 22. Mano Marcus [32].

### 3.2.1.8 Mano Belgrade/UCS

La mano Belgrade/UCS [33], desarrollada por la Universidad del Sur de California y La Universidad de NoviSad en Belgrado, es una mano de cuatro dedos con tres articulaciones en cada dedo, cada par de dedos es movido por un motor, el dedo pulgar se mueve en un arco en oposición a uno o más dedos. En la palma de la mano se encuentran 23 sensores de presión y los motores tienen encoder.

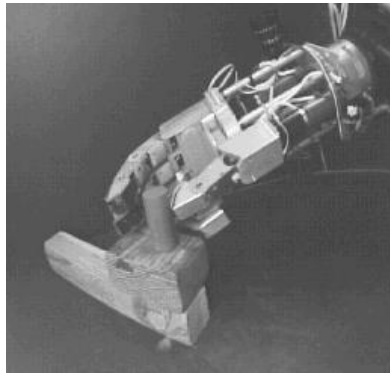


Figura 23. Mano Belgrade/UCS [33]



### 3.2.2 Prótesis mioeléctricas

#### 3.2.2.1 La mano biónica CyberHand

La mano biónica **CyberHand** [34-36].Consta de tres dedos completamente articulados con movimientos independientes impulsados por seis diminutos motores, y conectada mediante electrodos a las terminaciones nerviosas de la persona. Permite la “realimentación” táctil mediante un vínculo eléctrico con el sistema nervioso del paciente logrado mediante electrodos de platino que se instalan en el momento de “instalar” la mano. La prótesis recoge información del cerebro mediante sensores biomiméticos y en función de ellos mueve los motores que impulsan los dedos. El paciente es capaz de sentir presión y la temperatura a la que está sometida la prótesis, lo que hace que trascurrido un corto tiempo la sienta como parte de su propio cuerpo. Esto es muy importante para recuperar la confianza del paciente. En la figura 24 se presenta la mano cyberhand.

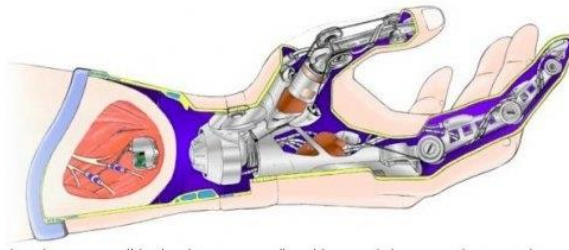


Figura 24. Mano Cyberhand [34].

#### 3.2.2.2 Prótesis I-LIMB

Prótesis **I-LIMB**, es la primera mano “biónica” disponible comercialmente en el mundo [37,38].La prótesis cuenta con cinco dedos que, gracias a sus respectivos motores, pueden funcionar y ser articulados de manera independiente. El pulgar puede rotar 90 grados. La mano i-LIMB, se controla utilizando el tradicional sistema mioeléctrico con entrada de 2 señales musculares para abrir y cerrar los dedos de la mano, siendo altamente intuitiva para el paciente. La señal eléctrica generada en los músculos del miembro residual es recogida por los electrodos que van situados sobre la piel, controlando el funcionamiento de la mano. En la figura 25 se presenta la mano I-LIMB.



Figura 25. Mano biónica I-LIMB [37].

### 3.2.2.3 Prótesis Michelangelo

Prótesis Michelangelo [39], mano biónica diseñada por la empresa Otto Bock. Internamente está constituida de acero y duraluminio de alta resistencia, que reemplazan la estructura endoesquelética de los huesos y las articulaciones humanas y, externamente, está recubierta por elastómero de silicona que reemplaza las estructuras blandas así como otros plásticos de alta tecnología que sustituyen a los músculos y tendones. El pulgar y la muñeca, disponen de dos ejes de movimiento que permiten distintas fuerzas y velocidades de agarre producidas por sus dos motores independientes que brindan al usuario "la máxima funcionalidad y naturalidad". Se caracteriza por sus seis grados de libertad así como por una gran variedad de movimientos que permiten que la mano sea tan flexible como funcional y su resistencia al agua le permite funcionar a tres metros de profundidad. En la figura 26 se presenta la mano Michelangelo.



Figura 26. Mano biónica Michelangelo [39].

## **CAPITULO IV**

### **MATERIALES, MECANISMOS, ACTUADORES Y SENSORES**

#### **4.1 Materiales**

Para la fabricación de prótesis y manos robóticas se emplean materiales con muy buena resistencia a la ruptura, que sean livianos y que presenten bajo coeficiente de fricción al rozar con otras superficies. Entre los materiales que cumplen con estas características se encuentran los metales (acero inoxidable, aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno, aleaciones de titanio, platino), los polímeros plásticos de muy alta densidad (polietileno, elastómeros, polipropileno) y las resinas.

##### **4.1.1 Aleaciones**

Sustancia compuesta por dos o más metales, o de uno o más metales con algunos elementos no metálicos.

El acero inoxidable es una clase de acero que resiste la corrosión, ya que contiene cromo que posee gran afinidad por el oxígeno y reaccionando con él, y formando una capa pasivadora, que evita la corrosión del hierro. Algunos tipos de acero inoxidable contienen además otros elementos aleantes; los principales son el molibdeno y el níquel.

Las aleaciones de titanio son extremadamente fuertes, altamente dúctiles y fácilmente forjadas y maquinadas. La principal limitación del titanio es su reactividad química con otros materiales a elevadas temperaturas, Esto hace necesario el desarrollo de técnicas no convencionales de refinado, fusión y colado. Consecuentemente las aleaciones de titanio son muy costosas.

El duraluminio es una aleación de aluminio con una base de magnesio. Es un metal liviano, muy resistente pero se corroe más que otras aleaciones.

##### **4.1.2 Plásticos**

Materiales poliméricos orgánicos (compuestos por moléculas orgánicas gigantes) que son plásticos, es decir, que pueden deformarse hasta conseguir una forma deseada por medio de extrusión, moldeo o hilado. Las moléculas pueden ser de origen natural, por ejemplo la celulosa, la cera y el caucho (hule) natural, o sintéticas, como el polietileno y el nylon. Los materiales empleados en su fabricación son resinas en forma de bolitas o polvo, o en disolución [40].

## **Tipos de plástico**

**Polietileno (PE).** Existen fundamentalmente tres tipos de polietileno.

PE de Alta Densidad: Es un polímero obtenido del etileno en cadenas con moléculas bastantes juntas. Es un plástico incoloro, inodoro, no toxico, fuerte y resistente a golpes y productos químicos. Su temperatura de ablandamiento es de 120° C. Se utiliza para fabricar envases de distintos tipos de fontanería, tuberías flexibles, prendas textiles, contenedores de basura, papeles, etc. Todos ellos son productos de gran resistencia y no atacables por los agentes químicos.

PE de Mediana Densidad: Se emplea en la fabricación de tuberías subterráneas de gas natural los cuales son fáciles de identificar por su color amarillo.

PE de Baja Densidad: Es un polímero con cadenas de moléculas menos ligadas y más dispersas. Se utiliza en el recubrimiento de cables y en la fabricación de objetos moldeados por extrusión o soplado.

**Polipropileno (PP).** Es un plástico muy duro y resistente. Es opaco y con gran resistencia al calor pues se ablanda a una temperatura más elevada (150 °C). Es muy resistente a los golpes aunque tiene poca densidad y se puede doblar muy fácilmente, resistiendo múltiples doblados por lo que es empleado como material de bisagras. También resiste muy bien los productos corrosivos.

**Poliestireno (PS).** Se designa con las siglas PS. Es un plástico más frágil, que se puede colorear y tiene una buena resistencia mecánica, puesto que resiste muy bien los golpes. Sus formas de presentación más usuales son la laminar. Se usa para fabricar envases, tapaderas de bisutería, componentes electrónicos y otros elementos que precisan una gran ligereza, muebles de jardín, mobiliario de terraza de bares, etc.

Los elastómeros de la familia de los silanos a diferencia de otros plásticos tienen como base cadenas de silicio en vez de cadenas de carbón, lo que hace que los silanos no se disuelvan en solventes orgánicos convencionales como las acetonas, alcoholes, gasolina, grasa, etc. Además al no contener carbón su estructura es muy resistentes a altas temperaturas. Son materiales con buenas propiedades elásticas y con buena resistencia a la ruptura.

### **4.1.3 Resinas**

Las resinas epoxi se usan tanto en la construcción de moldes como de piezas maestras, laminados, extrusiones y otras ayudas a la producción industrial. Los resultados son más baratos, resistentes y rápidos de producir que los hechos de madera, metal, etc. Los compuestos de fibras y epoxi, aunque son más caros que las resinas de poliéster o de éster de vinilo, producen piezas más resistentes [41].

El poliéster (C<sub>10</sub>H<sub>8</sub>O<sub>4</sub>) es una categoría de polímeros que contiene el grupo funcional éster en su cadena principal. Los poliésteres que existen en la naturaleza son conocidos desde 1830, pero el término poliéster generalmente se refiere a los poliésteres sintéticos (plásticos), provenientes de fracciones pesadas del petróleo. El poliéster termoplástico más conocido es el PET. El PET está formado sintéticamente con Etilenglicol más tereftalato de dimetilo, produciendo el polímero o politericoetano. Como resultado del proceso de polimerización, se obtiene la fibra, que en sus inicios fue la base para la elaboración de los hilos para coser, y actualmente tiene múltiples aplicaciones como la fabricación de botellas de plástico que anteriormente se elaboraban con PVC. Se obtiene a través de la condensación de dioles (grupo funcional dihidroxilo). Esta resina termoestable obtenida por polimerización del estireno y otros productos químicos, se endurece a la temperatura ordinaria y es muy resistente a la humedad, a los productos químicos y a las fuerzas mecánicas. Se usa en la fabricación de fibras, recubrimientos de láminas, etc.

#### **4.1.4 Látex**

Este es el material más común utilizado para la restauración estética. El látex es un elemento que se encuentra en estado líquido y se prepara con algunos aditivos como el alginato y algunas tinturas vegetales. Con este material se hacen generalmente los guantes de prótesis. Este material tiene la ventaja de ser bastante ligero y económico pero se puede marchar con mucha facilidad, algunos pacientes dicen que carece de realismo estético y sensorial comparado con otros materiales.

#### **4.1.5 PVC rígido**

El PVC regido es un polímero termoplástico que se utiliza con mayor frecuencia en prótesis para amputaciones de desarticulación de la muñeca. Este material presenta buenos resultados en personas que tienen cortos muñones y que no pueden tolerar una prótesis estándar por el peso.

#### **4.1.6 Silicona**

La silicona ha existido por mucho tiempo, pero solo recientemente se ha utilizado para la restauración de miembro superior. El proceso de restauración con silicona es más complejo que con latex y PVC, pero a menudo ofrece mayor realismo y restauraciones duraderas. Este material no mancha como el látex pero es más pesado, se puede utilizar en cierto tipo de prótesis, es más costoso y tiene procesos de fabricación más largos.

## 4.2 Mecanismos

Para la transmisión de movimientos en las articulaciones de manos robóticas y prótesis de mano normalmente se utilizan mecanismos que permitan flexionar o tensionar las falanges en los dedos. Considerando que un mecanismo es un dispositivo que transforma un movimiento y una fuerza de entrada en otra de salida. Entre estos mecanismos están la transmisión por barras, motores instalados en cada articulación y transmisión por poleas [42].

### 4.2.1 Mecanismo de barras

Este tipo de mecanismo es muy utilizado para construir prótesis robóticas, consiste en la transmisión de movimientos a las falanges instalando barras conectadas a los mismos en una configuración adecuada, con este mecanismo se elimina el empleo de motores para dar movimiento a las articulaciones y es fácil de manufacturar. En la figura 27 se muestra un mecanismo de barras sencillo de implementar pero que limita los movimientos, ya que la flexión se produce al tiempo en las 3 articulaciones.

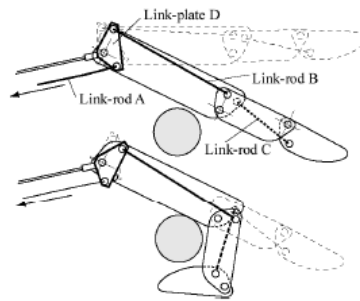


Figura 27. Mecanismo de barras rígidas [42]

Este tipo de mecanismo es utilizado en la mano MCU-1[24] desarrollada por la Universidad Militar Nueva Granada, donde las articulaciones se mueven a través de una estructura de barra y un tornillo sin fin acoplado a un motor, en la figura 28 se muestra la estructura de barras de esta mano.



Figura 28 Dedo índice mano MCU-1[24]

#### 4.2.2 Mecanismo con motor en cada junta

Es muy utilizado en manos robots. Consiste en ubicar motores pequeños o micromotores en cada una de las articulaciones rotacionales de una cadena cinemática, pero que conlleva a aumentar costos por el número de motores que se debe utilizar y además de incrementar el peso del mecanismo.

Algunas manos que utilizan este tipo de mecanismos son: la mano NTU [25] en la cual las articulaciones son movidas a través de motores y un juego de engranajes que se encuentran en las falanges de los dedos, la mano HIT/DLR Dexterous [43] donde todos los actuadores se integran en la base de dedo y el cuerpo de dedo y la prótesis I-LIMB [44] que tiene un motor por dedo que mueve las dos articulaciones activas (MCP y PIP). En la figura 29 se muestra el dedo de la mano DLR y el dedo de la mano I-LIMB

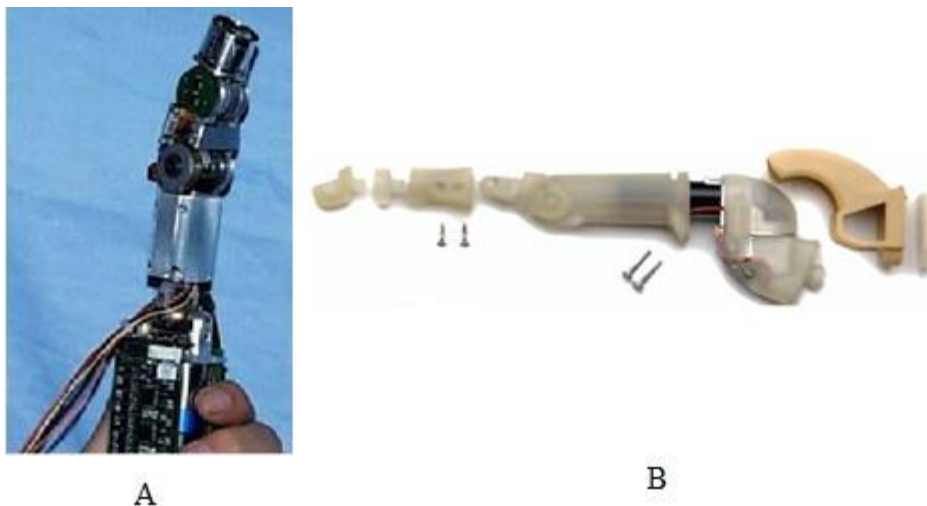


Figura 29. A. Dedo de la mano HIT/DLR Dexterous [43], B dedo mano I-LIMB [44].

### 4.2.3 Transmisión por poleas

Para la transmisión por poleas las cuerdas de transmisión de todas las poleas deben ir unidas en un punto fijo a las respectivas poleas para así evitar deslizamientos y lograr que el movimiento se transmita, este tipo de transmisión aplicado a un dedo mecánico se muestra en la figura 30. En la figura 30b se observa un esquema que permite observar el funcionamiento de este mecanismo. La ventaja de este sistema de transmisión radica en la reducción del peso de la mano, además de que es fácil de implementar. La transmisión mediante poleas es como sigue: cuando el eje de una máquina motriz (motor) gira a una velocidad de rotación  $n$ , una polea que se encuentra solidaria, enchavetada, atornillada o soldada, al mismo, también gira a la misma velocidad de rotación  $n$ , y la velocidad tangencial  $v$  en la periferia de la polea dependerá del radio de la misma. Esta polea puede transmitir, por fricción o a través de una correa o cuerda, su movimiento a otra polea que esté montada sobre el eje de otro mecanismo receptor del movimiento, el cual según sea la relación de transmisión, podrá adquirir menor, igual o mayor velocidad de rotación que el primero. La polea que transmite el movimiento se denomina motora o conductora, en tanto que la que recibe el movimiento recibe el nombre de conducida.

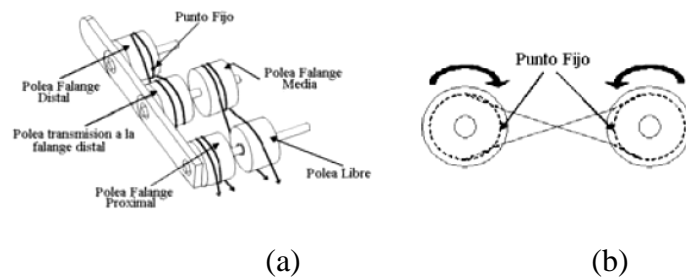


Figura. 30. Descripción del sistema de poleas para la generación de movimientos en los mecanismos de los dedos: (a) Mecanismo de transmisión por poleas, b) Funcionamiento por poleas [42]

La mayoría de prótesis y manos robóticas utilizan este tipo de mecanismo también conocido como sistema de tendones, entre ellas tenemos la mano RTRII [45] figura 31 y la mano Utah/MIT [27].



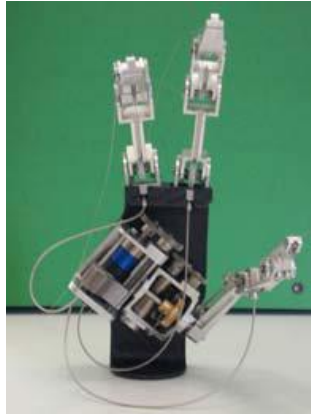


Figura 31. Mano RTRII [45].

### 4.3 Actuadores

Un actuador – transductor, es un elemento que convierte un tipo de energía (eléctrica, hidráulica o neumática), causando un efecto de movimientos lineales o angulares en un sistema automatizado. Los mecanismos en manos robóticas están compuestos por motores o materiales compuestos los cuales pueden ser clasificados de acuerdo a su principio de funcionamiento, además son clasificados en convencionales y no convencionales. Los primeros se basan en principios electromagnéticos mientras que los otros son basados en fenómenos físicos relacionados directamente a la composición atómica del material, por ejemplo el caso de uniones metálicas, materiales piezoeléctricos, compuestos químicos, etc.

#### 4.3.1 Actuadores Convencionales

Los actuadores más utilizados en el desarrollo de manos robóticas son: micromotores DC con escobillas, los cuales son acoplados a mecanismos reductores con el fin de aumentar el par y reducir la velocidad angular, como el principio de funcionamiento es por efecto electromagnético necesitan un buen mantenimiento debido al desgaste de las escobillas, una ventaja grande radica en que el avance en las técnicas de manufactura hacen que se consigan tamaños bastante reducidos lo que facilita el acomodamiento en diferentes tipos de manipuladores con el fin de aumentar los grados de libertad que se pueden obtener. Algunas manos que utilizan este tipo de actuadores son la mano

Otros actuadores eléctricos son los llamados *brushless* los cuales se basan en principios de conmutación de estado sólido, no utilizan escobillas para realizar el cambio de polaridad en el rotor, por lo tanto son libres de mantenimiento lo que alarga su vida útil.

### 4.3.2 Actuadores no Convencionales

Dentro de este grupo están los que utilizan efecto piezoeléctrico, los cuales tienen la característica de tener una relación peso/potencia alta, son de tamaño reducido y generan un alto par de salida (comparados con motores eléctricos), pero son de costo elevado. Un ejemplo de este tipo de efecto es empleado en motores ultrasónicos (USM) los cuales utilizan vibraciones mecánicas en la región ultrasónica (por encima de 20Khz) como fuente de accionamiento.

Las aleaciones con memoria de forma (SMA) constan de uniones metálicas y se caracteriza por asumir fases o formas diversas sobre la acción de diferentes temperaturas, pero pueden recuperar su forma original cuando son enfriadas. El uso de este material en forma de hilos, la relación resistencia/peso, la relación fuerza/área hace que este material pueda ser utilizado para sustituir motores debido a su menor masa, un inconveniente es la baja relación de cambio de longitud (acortamiento) del material debido al bajo cambio de temperatura con el ambiente (entre 3 y 8%). Uno de los materiales más utilizados es el Nitinol (NiTi).

El polímero gel contráctil, es compuesto por un material capaz de sufrir una deformación razonable mediante la aplicación de un estímulo externo, que puede ser térmico, químico o eléctrico y que tiene la particularidad de presentar grandes cambios de volumen, como ejemplos de este tipo de polímeros se tienen el PAA (Poli ácido acrílico), NIPA (Nisopropilacrilamida) y el PAM (Poli-acrilamida)

## 4.4 Sensores

Una de las acciones más complejas que integran la actividad motora y sensorial es el hecho de agarrar algo con la mano. La fuerza que se emplea en la sujeción de un vaso está regulada por la información táctil (textura, presión...) en contacto con el vaso, de esta manera se ejerce la fuerza necesaria para sujetarlo sin que se resbale, y sin producir un esfuerzo excesivo. Este tipo de control en la mayoría prótesis actuales se hace utilizando un sistema de visión, sin embargo esto supone que el manejo de la prótesis no es posible sin utilizar el sistema de visión.

Los sensores pueden ser clasificados en función de diferentes parámetros. Nicholls muestra en [46] una revisión de diferentes tecnologías de fabricación de transductores táctiles. Los parámetros que determinan los distintos comportamientos de los sensores pueden ser:

- Físico (piezoeléctrico, piezorresistivo)
- Fenómeno que miden. (Tacto, velocidad, fuerza, posición, temperatura, etc.)

Según el comportamiento físico, los sensores táctiles artificiales se pueden clasificar en: Sensores Piezoeléctricos, Capacitivos, Resistivos, Celdas de Carga, Galgas Extensiométricas, De Efecto Magnético, Acelerómetros, Biopotenciales, Sensores Basados en Análisis de Color, etc. En la tabla 3 se muestra un resumen comparativo de posibles

equivalencias de sensores biológicos y sensores artificiales para el conjunto de lo que se han denominado “sensaciones táctiles”.

Tabla 3. Sensores biológicos y artificiales [46]

Estimulo y características	Sensor Biológico	Sensor Artificial
<b>Fuerza:</b> Medida de presión aplicada por una zona del dispositivo de agarre. Puede ser medida con algún dispositivo externo al robot.	Terminaciones nerviosas, Merkel, Ruffini, Paccini	Galgas, Piezoeléctricos, Celdas de Carga
<b>Tacto:</b> Medida continúa de las fuerzas ejercidas en un array. Proporciona información muy difusa sobre el contacto.	Terminaciones nerviosas, Merkel, Ruffini	Resistivos, Capacitivos
<b>Contacto:</b> Medida de simples contactos, debida a las fuerza ejercidas en pocos puntos de la superficie. Permite determinar la distribución de las fuerzas de contacto e identificar características del objeto.	Meissner, Órgano terminal del pelo, Paccini	Resistivos, Capacitivos, Magnetoresistor
<b>Deslizamiento:</b> Medida de la mínima fuerza que hay que ejercer para agarrar un objeto produciendo la suficiente fricción para detenerlo entre las superficies de contacto.	Meissner, Órgano terminal del pelo	Acelerómetros, Micrófonos, Rodadores
<b>Posición:</b> Medida de la situación de los puntos más característicos del objeto en las superficies táctiles	Meissner, Merkel	Resistivos, Capacitivos, Ópticos

#### 4.4.1 Sensores de posición

##### 4.4.1.1 Sensores de efecto Hall.

El sensor de efecto Hall se basa en la tensión transversal de un conductor que está sometido a un campo magnético. Colocando un voltímetro entre dos puntos transversales de un cable se puede medir esa tensión. Para ello hay que hacer circular por el cable una intensidad fija y acercar un imán. Los electrones que pasan por el cable se verán desplazados hacia un lado. Entonces aparece una diferencia de tensión entre los dos puntos transversales del cable. Al separar el imán del cable, la tensión transversal desaparece. Entre estos sensores tenemos:

Sensor de efecto Hall radiométrico lineal UGN3503 (figura 32) que puede detectar con precisión pequeños cambios en la densidad de un flujo magnético, incluso aquellos demasiado débiles como para actuar sobre interruptores de efecto Hall. Tiene sólo tres conexiones, que son la alimentación (4,5 a 6 V), el común o tierra, y la salida. Si no hay campo magnético aplicado, la tensión en la salida es de la mitad del voltaje de alimentación. Si se acerca al sensor el polo sur de un elemento magnetizado, la tensión de salida sube. Si se acerca el polo norte, el voltaje de salida disminuye.

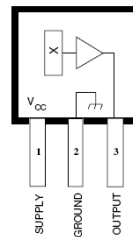


Figura 32. Sensor UGN3503 [47].

Sensor de desplazamiento magnético HMC1501/1512 que puede detectar desplazamientos lineales o angulares relativos a un campo magnético. Se alimenta con 5V. El HMC1501 contiene un puente de Wheatstone para un rango de  $\pm 45^\circ$  de su posición de detección y el HMC1512 tiene dos puentes de Wheatstone para un rango de detección de  $\pm 90^\circ$ . La configuración de pines se muestra en la figura 33.

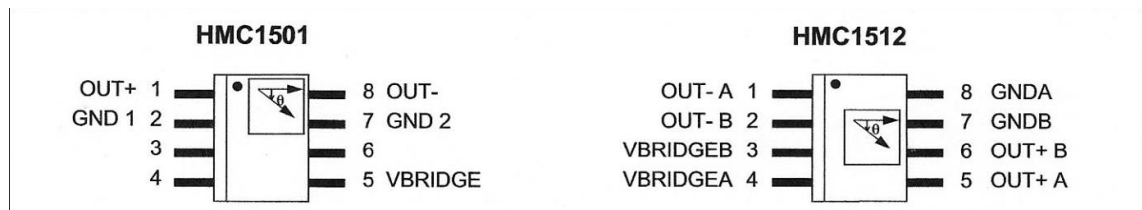


Figura 33. Sensores magnéticos HMC1501 y HMC1512 [48].

Sensores de efecto Hall son utilizados en las manos robóticas Marcus, Utah/MIT, Cyberhand entre otras. Un ejemplo de la implementación de sensores de efecto Hall en las articulaciones lo podemos apreciar en la siguiente figura 34.

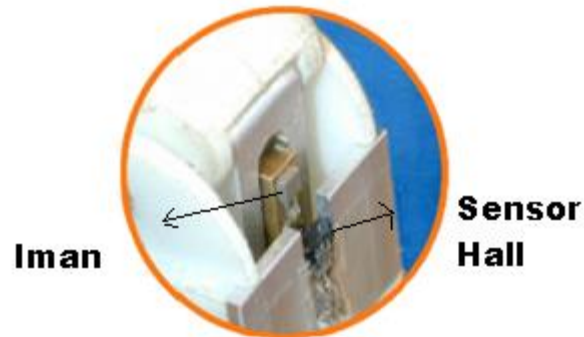


Figura 34. Sensores de efecto Hall en la mano Ciberhand [49].

#### 4.4.1.2 Sensores ópticos

Se basan en los principios de reflexión o absorción de la radiación infrarroja preferiblemente. Mayoritariamente se utilizan como emisores LEDs de luz infrarroja a impulsos controlados por reloj y como receptores se utilizan fototransistores o fotodiodos. La señal de salida es en gran medida independiente de la iluminación ambiental, ya que la luz visible puede eliminarse fácilmente por filtración. El sistema óptico de emisión y recepción es de muy bajo costo y de fácil implementación que se puede instalar en las articulaciones de la prótesis, un ejemplo de esto lo podemos ver en la siguiente figura 35.

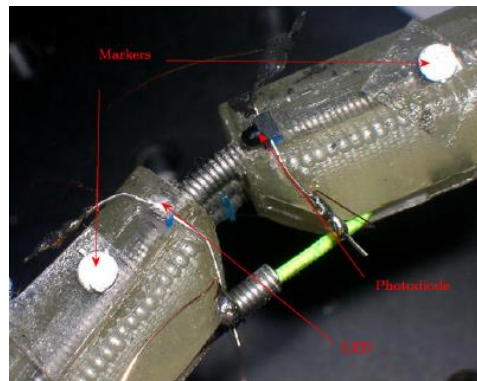


Figura 35. Sistema óptico [50].

#### 4.4.1.3 Acelerómetros

El principio de funcionamiento de un acelerómetro se basa en la ley de Hooke y la segunda ley de Newton. La aceleración genera una fuerza sobre una masa, denominada masa

sísmica, que al desplazarse deforma un muelle. De esta forma una aceleración  $a$  ocasionará que la masa se desplace, o viceversa. Si se observa un desplazamiento  $x$  suponemos que la masa está bajo la acción de una aceleración.

Entre estos sensores tenemos el MMA7260Q, acelerómetro de 3 ejes, sensibilidad seleccionable (1.5g/2g/4g/6g), bajo consumo 500  $\mu$ A, aceleración máxima  $\pm 5000g$ , voltaje de operación 2.2 - 3.6V. En la siguiente figura 36 se muestra la configuración de pines.

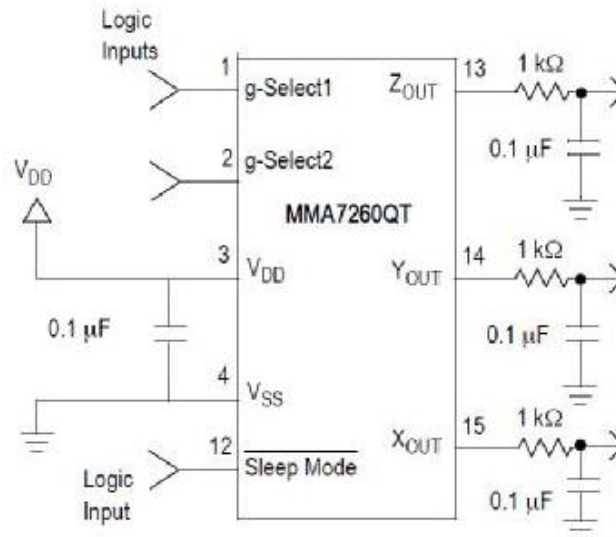


Figura 36. Acelerómetro MMA7260Q [51].

## 4.4.2 Sensores de Fuerza

### 4.4.2.1 Sensores de fuerza resistivos (FSR).

Tiene una resistencia variable en función de la presión aplicada y se rige por el principio piezoresistivo. La sensibilidad al ruido/vibración no es afectada significativamente, trabaja mejor en superficies planas, firmes y lisas, rango de sensibilidad de fuerza entre 100 g hasta 10 Kg, rango de sensibilidad de presión: entre 1.5 psi hasta 150 psi. En la figura 37 se muestra la curva de voltaje vs fuerza y el circuito para adecuar la señal.

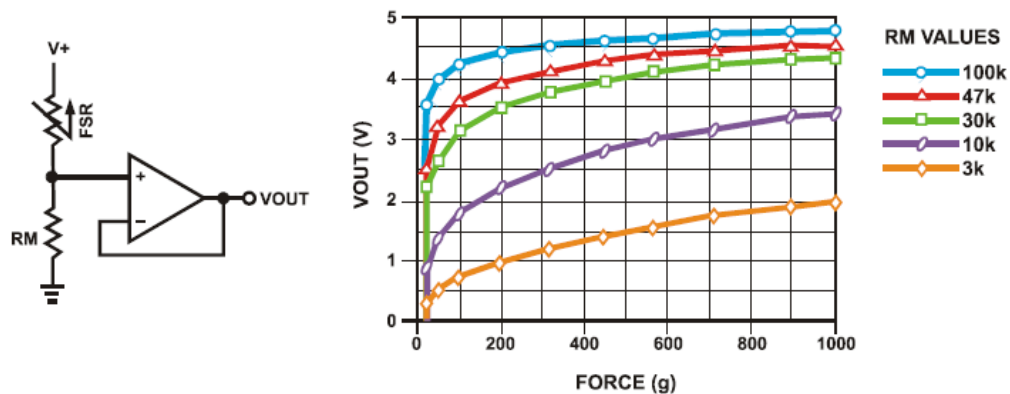


Figura 37. Divisor de voltaje para una FSR [52].

#### 4.4.2.2 Galgas extensiométricas.

El fundamento de las galgas extensiométricas es el *efecto piezorresistivo*. Se basan en la variación de la resistencia de un conductor o un semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico. Si se considera un hilo metálico de longitud  $l$ , sección  $A$  y resistividad  $\rho$ , su resistencia eléctrica es  $R = \rho \frac{l}{A}$ . Poseen un amplio rango en donde son lineales, buena respuesta a amplias frecuencias, el esfuerzo no debe llevar a la galga fuera del margen elástico de deformación. Éste no excede del 4% de la longitud de la galga y va desde unas 3000me para las semiconductoras a unas 40.000me para las metálicas.

#### 4.5 Discusión

La investigación realizada en los capítulos anteriores nos permitió tomar las siguientes decisiones para la implementación del diseño del prototipo de mano robótica.

- En cuanto al material se utilizará resina de poliéster y acrílico por ser materiales que se pueden conseguir en el comercio, son baratos y de fácil maquinado para probar ideas de diseño.
- En cuanto al mecanismo de transmisión se implementará el sistema de actuadores en las articulaciones, porque esta estructura nos permitirá a futuro validar trabajos realizados por el Grupo de Investigación de Automática Industrial y porque se pueden lograr independencia de las articulaciones con la posibilidad de realizar un mayor número de movimientos.
- En cuanto a los motores se utilizarán motores DC por su costo y por ser los que podemos encontrar en el mercado.
- Se dotará la mano de sensores de posición HMC1501 porque cubren un mayor rango de medida para desplazamiento angular y sensores de fuerza resistivos (FSR) por su respuesta y porque fácilmente se pueden instalar en las falanges.

## **CAPÍTULO V**

### **MODELO GEOMÉTRICO Y DINÁMICO DE LA MANO**

#### **5.1 Modelo geométrico**

De acuerdo a un estudio realizado por el Grupo de Investigación en Movimiento Corporal de la Universidad del Cauca, se determinaron los movimientos funcionales de la mano, más comunes realizados por varias personas en diversas tareas de la vida cotidiana. Estos movimientos comunes llevan a los tipos de agarre que puede utilizar la mano como son: pinza, agarre cilíndrico, agarre esférico, palmar, lateral y de gancho. Estos agarres pueden ser llevados a cabo con solo tres dedos, el dedo medio, el índice y el pulgar, actuando los dedos anular y meñique solo de soporte. El dedo pulgar por su parte posee en él solo gran complejidad, claramente evidenciado por el hecho que ha sido él quien ha permitido a los primates el manejo de herramientas. Finalmente, con el fin de conjugar funcionalidad y simplicidad en la prótesis, y siendo conocedores de la dificultad que puede presentarse en el futuro si no se dispone de señales claras provenientes del brazo sano del paciente, se decidió por los tres dedos anteriormente nombrados, con tres grados de libertad por dedo, para un total de nueve grados de libertad. Es de anotar que la mano humana posee cerca de 30 grados de libertad, que haciendo uso de la tecnología actual, resulta extremadamente difícil moverlos todos a partir de simples sensores electromiográficos colocados sobre el brazo del paciente.

#### **Arquitectura de la mano**

La prótesis se ha definido como una mano de tres dedos (medio, índice y pulgar). El prototipo final llevará también los dedos anular y meñique, que seguirán fielmente los movimientos del dedo medio. Esto hará que el diseño matemático sea más simple, proporcionando sin embargo las funcionalidades básicas de una mano humana. Como se explicó anteriormente, el número total de grados de libertad es de nueve, tres por cada dedo, utilizando articulaciones rotoides en cada caso. La Fig. 38 muestra la arquitectura general de la prótesis propuesta.



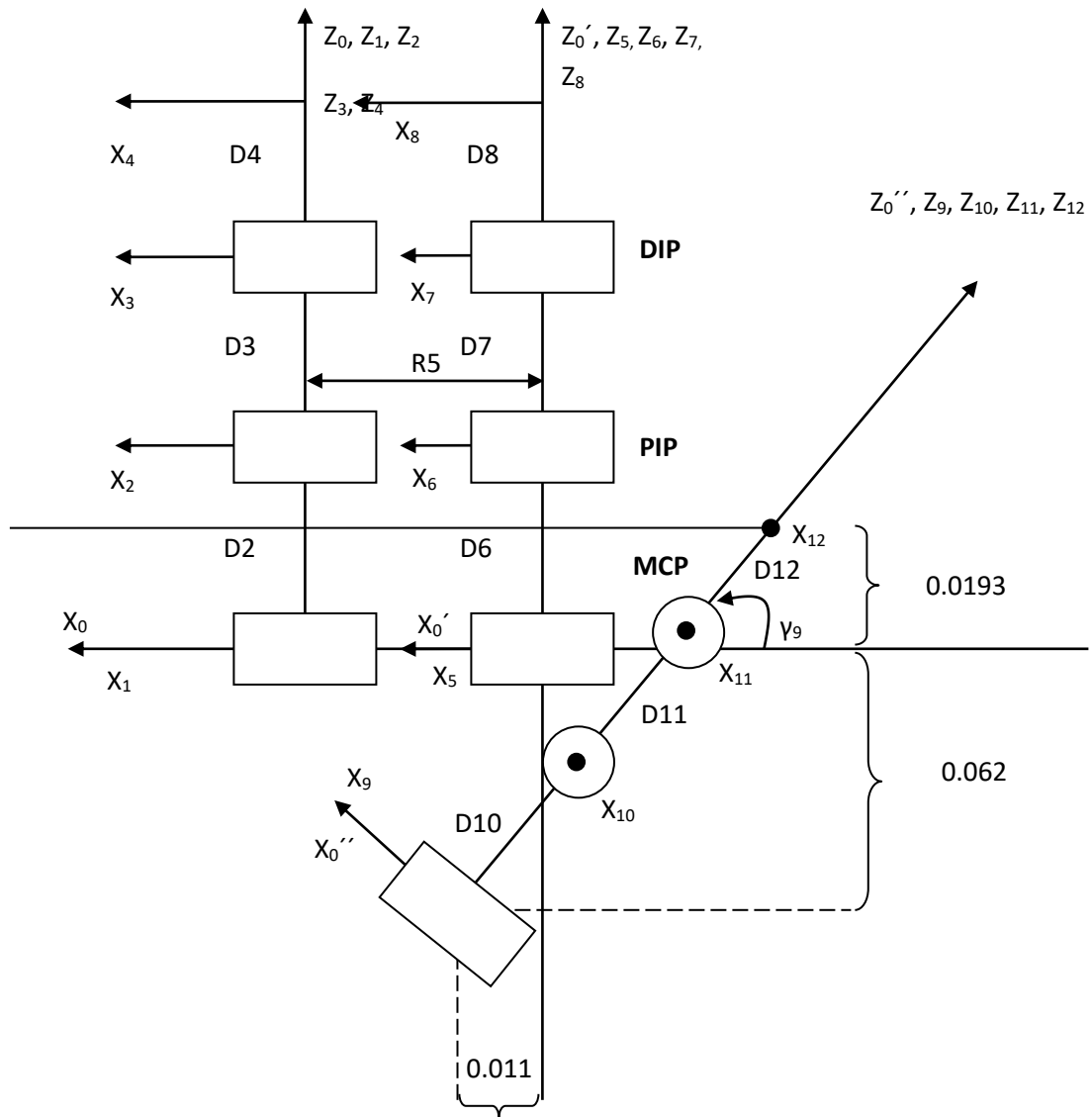


Figura 38. Arquitectura de la mano robótica

La tabla de parámetros geométricos se muestra a continuación (Tabla 4), teniendo en cuenta que se trata de una estructura tipo arborescente [53].

Tabla 4. Parámetros geométricos de la mano

j	$\sigma_j$	$\gamma_j$	$b_j$	$\alpha_j$	$d_j$	$\theta_j$	$r_j$
1	0	0	0	0	0	$\theta_1$	0
2	0	0	0	0	D2	$\theta_2$	0
3	0	0	0	0	D3	$\theta_3$	0
4	0	0	0	0	D4	0	0
5	0	0	0	0	0	$\theta_5$	R5
6	0	0	0	0	D6	$\theta_6$	0
7	0	0	0	0	D7	$\theta_7$	0
8	0	0	0	0	D8	0	0
9	0	$\gamma_9$	0	0	0	$\theta_9$	0
10	0	0	0	$90^\circ$	D10	$\theta_{10}$	0
11	0	0	0	0	D11	$\theta_{11}$	0
12	0	0	0	0	D12	0	0

D2 = 0.057; D3 = 0.039; D4 = 0.027; D6 = 0.052; D7 = 0.036; D8 = 0.025; D10 = 0.032; D11 = 0.039; D12 = 0.044; R5 = 0.021;  $\gamma_7 = 45^\circ$ ;  $x_1 = 0.062$ ;  $x_2 = 0.011$ .

Obsérvese que los parámetros  $\theta_j$  hacen referencia a las variables de cada articulación rotoide;  $d_j$  hace referencia a la longitud de cada falange;  $\alpha_j$  al ángulo entre ejes Xj;  $b_j$  la distancia entre los ejes de cada dedo;  $r_j$  representa la distancia en tres ejes Zj;  $\sigma_j$  determina que el tipo de articulaciones utilizadas son todas rotoides; y  $\gamma_j$  representa el ángulo del dedo pulgar respecto a los otros dedos (definido igual a  $45^\circ$ ).

### Modelo Geométrico Directo

El modelo geométrico directo permite encontrar la posición y orientación de la punta de cada dedo, dadas las posiciones articulares de cada articulación. Dada la particular estructura arborescente de la mano compuesta por tres dedos, se obtiene la matriz de transformación entre bases de referencia teniendo en cuenta los parámetros vistos en la tabla 4 esta matriz (4x4) es:

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} C\gamma_j C\alpha_j & -C\gamma_j S\alpha_j C\theta_j + S\gamma_j S\theta_j & C\gamma_j S\alpha_j S\theta_j + S\gamma_j C\theta_j & C\gamma_j C\alpha_j r_j + S\gamma_j d_j \\ S\alpha_j & C\alpha_j C\theta_j & -C\alpha_j S\theta_j & S\alpha_j r_j + b_j \\ -S\gamma_j C\alpha_j & S\gamma_j S\alpha_j C\theta_j + C\gamma_j S\theta_j & -S\gamma_j S\alpha_j S\theta_j + C\gamma_j C\theta_j & -S\gamma_j C\alpha_j r_j + C\gamma_j d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Luego, las matrices de transformación entre la punta de los dedos (P) y la base de referencia (0), para los dedos medio, índice y pulgar respectivamente son:

Medio:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C1 & -S1 & 0 \\ 0 & S1 & C1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^1T_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C2 & -S2 & 0 \\ 0 & S2 & C2 & D2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^2T_3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C3 & -S3 & 0 \\ 0 & S3 & C3 & D3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

$${}^3T_E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Índice:

$${}^0T_5 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & R5 \\ 0 & C5 & -S5 & 0 \\ 0 & S5 & C5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^5T_6 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C6 & -S6 & 0 \\ 0 & S6 & C6 & D6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^6T_7 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C7 & -S7 & 0 \\ 0 & S7 & C7 & D7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^7T_E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D8 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Pulgar:

$${}^0T_9 = \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{2}}{2} & \frac{\sqrt{2}}{2}S9 & \frac{\sqrt{2}}{2}C9 & 0 \\ 0 & C9 & -S9 & 0 \\ -\frac{\sqrt{2}}{2} & \frac{\sqrt{2}}{2}S9 & \frac{\sqrt{2}}{2}C9 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^9T_{10} = \begin{bmatrix} 0 & -C10 & S10 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S10 & C10 & D10 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

$${}^{10}T_{11} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C11 & -S11 & 0 \\ 0 & S11 & C11 & D11 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^{11}T_E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D12 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La mano se compone de tres cadenas cinemáticas independientes.

$${}^0T_E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C12C3 - S12S3 & -C12S3 - S12C3 & -C12S3D4 - S12C3D4 - S12D3 - S1D2 \\ 0 & S12C3 + C12S3 & -S12S3 + C12C3 & -S12S3D4 + C12C3D4 + C12D3 + C1D2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0T_E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & R5 \\ 0 & C45C6 - S45S6 & -C45S6 - S45C6 & -C45S6D7 - S45C6D7 - S45D6 - S4D5 \\ 0 & S45C6 + C45S6 & -S45S6 + C45C6 & -S45S6D7 + C45C6D7 + C45D6 + C4D5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0T_E = \frac{\sqrt{2}}{2} \begin{bmatrix} S9 & (-C10+C9S10)C11+(S10+C9C10)S11 & -(C9S10-C10)S11+(C9C10+S10)C11 & -(C9S10-C10)S11+(C9C10+S10)C11 & D12+(C9C10+S10)D11+C9D10-x2 \\ \frac{\sqrt{2}}{2}C9 & -\frac{\sqrt{2}}{2}S9S1011 & -\frac{\sqrt{2}}{2}S9C1011 & -\frac{\sqrt{2}}{2}S9C1011 & -(S9C1011)D12-S9C10D11-S9D10 \\ S9 & (C10+C9S10)C11+(C9C10-S10)S11 & -(C9S10+C10)S11+(C9C10-S10)C11 & -(C9S10+C10)S11+(C9C10-S10)C11 & D12+(C9C10-S10)D11+C9D10-x1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

## 5.2 Modelo dinámico

La forma general de la ecuación dinámica de un robot se expresa de la siguiente manera [53, 54]:

$$\mathbf{F} = \mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{Q}(\mathbf{q}) + \mathbf{F}_v\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{F}_s \text{sign}(\dot{\mathbf{q}})$$

Donde  $\mathbf{F}$  son los pares o torques aplicados a cada uno de los motores,  $\mathbf{A}$  es la matriz de inercia del robot,  $\mathbf{C}$  la matriz de Coriolis y fuerzas centrífugas,  $\mathbf{Q}$  el vector de gravedad,  $\mathbf{F}_v$  la matriz de frotamientos viscosos y  $\mathbf{F}_s$  la matriz de frotamientos secos. Las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares están dadas por  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}$  respectivamente. El modelo dinámico directo permite realizar la simulación del comportamiento de la mano robot, mientras que el modelo dinámico inverso permitirá la implementación de un controlador basado en el modelo. Un paso previo al cálculo de estos modelos consiste en hallar los parámetros dinámicos de base del robot [53], esto es, el juego mínimo de parámetros que involucra el modelo con el fin de reducir los cálculos. Como los parámetros dinámicos de un robot son once, seis elementos del tensor de inercia ( $XX_j$ ,  $XY_j$ ,  $XZ_j$ ,  $YY_j$ ,  $YZ_j$ ,  $ZZ_j$ ), tres del primer momento de inercia ( $MX_j$ ,  $MY_j$ ,  $MZ_j$ ), uno de la masa ( $M_j$ ) y uno de la inercia del accionador ( $I_{aj}$ ), cada dedo dispondría de 33 parámetros diferentes. Pero aplicando las técnicas de agrupamiento de parámetros y ciertas consideraciones especiales (suponer la matriz del tensor de inercia diagonal y los cuerpos de la mano con una forma simétrica), éstos se reducen notablemente. La Tabla 5 muestra entonces los parámetros dinámicos de base para cada uno de los dedos de la mano propuesta y para cada una de sus tres articulaciones.

Tabla 5. Parámetros dinámicos de base.

Dedo medio											
j	XXj	XYj	XZj	YYj	YZj	ZZj	MXj	MYj	MZj	Mj	Iaj
1	0	0	0	0	0	ZZR1	MX1	MY1	0	0	0
2	XXR2	0	0	0	0	ZZR2	MXR2	MY2	0	0	IA2
3	XXR3	0	0	0	0	ZZ3	MX3	MY3	0	0	IA3
Dedo índice											
j	XXj	XYj	XZj	YYj	YZj	ZZj	MXj	MYj	MZj	Mj	Iaj
4	0	0	0	0	0	ZZR4	MX1	MY4	0	0	0
5	XXR5	0	0	0	0	ZZR5	MXR2	MY5	0	0	IA5
6	XXR6	0	0	0	0	ZZ6	MX3	MY6	0	0	IA6
Dedo pulgar											
j	XXj	XYj	XZj	YYj	YZj	ZZj	MXj	MYj	MZj	Mj	Iaj
7	0	0	0	0	0	ZZR7	MXR1	MY7	0	0	0
8	XXR8	0	0	0	0	ZZR8	MXR2	MY8	0	0	0
9	XXR9	0	0	0	0	0	MX3	MY9	0	0	IA9

La presencia en la anterior tabla de la letra “I” sobre alguno de los parámetros indica que ese término incluye o agrupa otros términos, lo cual permite obtener varios valores nulos en la tabla y por lo tanto simplificar las operaciones. Con el fin de simplificar el modelo, no se consideran los frotamientos ni la matriz de fuerzas de Coriolis y centrífugas que se mostraron en la ecuación (3). Es decir, el modelo reducido solo tendría en cuenta la matriz de inercia  $A$  y el vector de gravedad  $Q$ , los dos dependientes de las posiciones articulares. Realizando los cálculos completos para la obtención del modelo dinámico inverso [53] (velocidad de rotación, velocidad de translación, energía cinética, vector de gravedad), se obtiene este modelo para cada dedo en las ecuaciones siguientes:

$$\begin{bmatrix} \Gamma_1 \\ \Gamma_2 \\ \Gamma_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{12} & A_{22} & A_{23} \\ A_{13} & A_{23} & A_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ Q_3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \Gamma_5 \\ \Gamma_6 \\ \Gamma_7 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{55} & A_{56} & A_{57} \\ A_{56} & A_{66} & A_{56} \\ A_{57} & A_{56} & A_{77} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_5 \\ \ddot{q}_6 \\ \ddot{q}_7 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Q_5 \\ Q_6 \\ Q_7 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \Gamma_9 \\ \Gamma_{10} \\ \Gamma_{11} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{99} & A_{910} & A_{911} \\ A_{910} & A_{1010} & A_{1011} \\ A_{911} & A_{1011} & A_{1111} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_9 \\ \ddot{q}_{10} \\ \ddot{q}_{11} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Q_9 \\ Q_{10} \\ Q_{11} \end{bmatrix}$$

**Dedo medio:**

Matriz de inercia:

$$A_{11} = \text{XXR2} + 2\text{MY2D2S2} + \text{XXR3} + 2\text{MY3D2C2S3} + 2\text{MY3D3S3} + 2\text{MY3D2S2C3}$$

$$A_{22} = \text{XXR2} + \text{XXR3} + 2\text{MY3D3S3} + \text{IA2}$$

$$A_{33} = \text{XXR3} + \text{IA3}$$

$$A_{12} = \text{XXR2} + \text{MY2D2S2} + \text{XXR3} + \text{MY3D2C2S3} + 2\text{MY3D3S3} + \text{MY3D2S2C3}$$

$$A_{13} = \text{XXR3} + \text{MY3D2C2S3} + \text{MY3D3S3} + \text{MY3D2S2C3}$$

$$A_{23} = \text{XXR3} + \text{MY3D3S3}$$

Vector de gravedad:

$$Q_1 = -\text{G3MY1C1} - \text{G3MY2C12} - \text{G3MY3C3C12} + \text{G3MY3S3S12}$$

$$Q_2 = -\text{G3MY2C12} - \text{G3MY3C3C12} + \text{G3MY3S3S12}$$

$$Q_3 = \text{G3MY3S12S3} - \text{G3MY3C12C3}$$

**Dedo índice:**

Matriz de inercia:

$$A_{44} = \text{XXR5} + 2\text{MY5D5S5} + \text{XXR6} + 2\text{MY6D5C5S6} + 2\text{MY6D6S6} + 2\text{MY6D5S5C6}$$

$$A_{55} = \text{XXR5} + \text{XXR6} + 2\text{MY6D6S6} + \text{IA5}$$

$$A_{66} = \text{XXR6} + \text{IA6}$$

$$A_{45} = \text{XXR5} + \text{MY5D5S5} + \text{XXR6} + \text{MY6D5C5S6} + 2\text{MY6D6S6} + \text{MY6D5S5C6}$$

$$A_{46} = \text{XXR6} + \text{MY6D5C5S6} + \text{MY6D6S6} + \text{MY6D5S5C6}$$

$$A_{56} = \text{XXR6} + \text{MY6D6S6}$$

Vector de gravedad:

$$Q_4 = -\text{G3MY4C4} - \text{G3MY5C45} - \text{G3MY6C6C45} + \text{G3MY6S6S45}$$

$$Q_5 = -\text{G3MY5C45} - \text{G3MY6C6C45} + \text{G3MY6S6S45}$$

$$Q6 = G3MY6S45S6 - G3MY6C45C6$$

**Dedo pulgar:**

Matriz de inercia:

$$A77 = ZZR8S8^2 + 2MY8D8S8 + 2 MY9D8S89 + 2MY9D9C8S89$$

$$A88 = XXR8 + XXR9+ 2MY9D9S9$$

$$A99 = XXR9$$

$$A78 = 0$$

$$A79 = 0$$

$$A89 = XXR9 + MY9D9S9$$

Vector de gravedad:

$$Q7 = -\frac{\sqrt{2}}{2} G3MY7C7 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY8S7S8 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9S7S8C9 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9S7C8S9$$

$$Q8 = \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY8S8 - \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY8C7C8 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9S8C9 - \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9C7C8C9 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9C8S9 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9C7S8S9$$

$$Q9 = \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9C9S9 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9C7S8S9 + \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9S8C9 - \frac{\sqrt{2}}{2} G3MY9C7C8C9$$

Por su parte el modelo dinámico directo el cual permitirá la simulación de la prótesis de mano en el computador, se expresa por medio de la siguiente ecuación, aplicable a cada uno de los dedos de la mano:

$$\ddot{q} = A^{-1}(\Gamma - Q)$$

## CAPÍTULO VI

### DISEÑO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO DE MANO ROBÓTICA

#### 6.1 Diseño de la mano

Hemos revisado en capítulos anteriores que las prótesis comerciales disponibles y manos antropomórficas presentan gran funcionalidad y robustez, pero su capacidad de captar están lejos de ser similares.

El agarre humano es de gran complejidad e incomparable destreza que ha llamado la atención de muchos grupos de investigación [25-39] para buscar soluciones ingeniosas. El estudio dinámico del agarre humano ha llevado a la construcción de innovadores y costosos prototipos de dedos para ser utilizados como partes funcionales de manos antropomorfas.

En primera estancia se comenzó diseñando el prototipo de dedo antropomórfico similar al dedo índice teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio tabla 4, que sea económico, modular y de fácil funcionamiento. Este prototipo se utilizará posteriormente como modulo para la mano robótica.

Para el diseño del prototipo de dedo y de mano ha sido de gran importancia el uso del software de diseño asistido por computador *Solid Edge*®, con el fin de simular y validar mecanismos y poder tomar decisiones de los elementos que se deben usar para la transmisión del movimiento de los motores y de las articulaciones móviles que componen la estructura.

Tabla 6. Medidas del dedo índice.

Falange	Medida (mm)
Longitud falange distal	24
Longitud falange media	27
Longitud falange proximal	44
Longitud falange metacarpiana	45

El dedo está constituida por 4 falanges (metacarpiana, proximal, media y distal) y 3 articulaciones rotoides (metacarpofalángica (MCP), interfalángica proximal (PIP) e interfalángica distal (DIP)), como se muestra en la figura 28. El mecanismo de transmisión de movimientos adoptado es la utilización de motores DC ubicados en las articulaciones (MCP) y (PIP) y una transmisión de banda con restitución por resorte para la articulación (DIP). La figura 39 representa la arquitectura general del prototipo de dedo antropomorfo y la tabla 7 los parámetros geométricos [53]. El diseño adoptado permite realizar flexo-extensión pero no se ha considerado abducción-aducción.



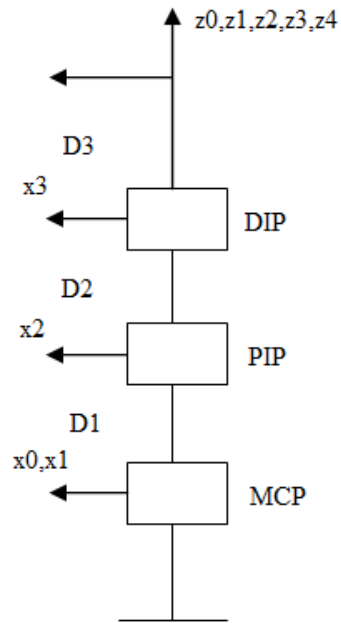
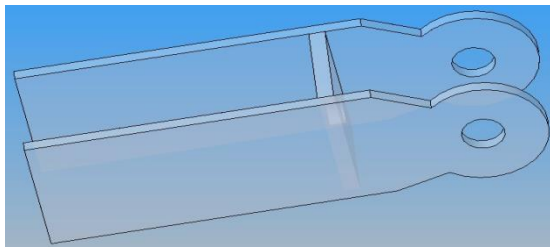


Figura 39. Arquitectura del dedo antropomorfo.

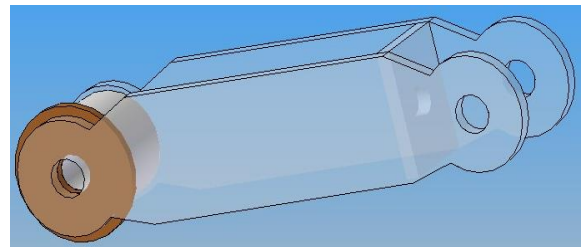
Tabla 7. Parámetros geométricos del dedo.

J	$\sigma_j$	$\gamma_j$	$b_j$	$\alpha_j$	$d_j$	$\theta_j$	$\Gamma_j$
1	0	0	0	0	D1	$\theta_1$	0
2	0	0	0	0	D2	$\theta_2$	0
3	0	0	0	0	D3	$\theta_3$	0

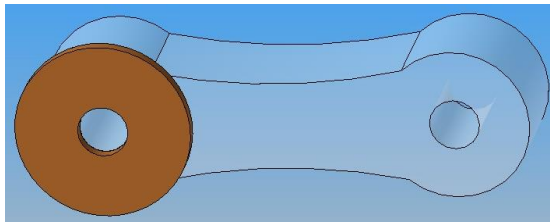
Teniendo claro el mecanismo de transmisión y la cinemática del dedo se diseñaron los eslabones que constituyen la prótesis considerando que deben ser piezas livianas y de fácil ensamble. Las piezas diseñadas se muestran en la figura 40.



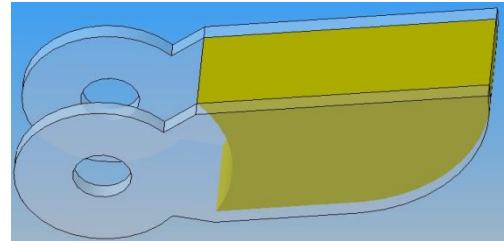
Falange Metacarpiana



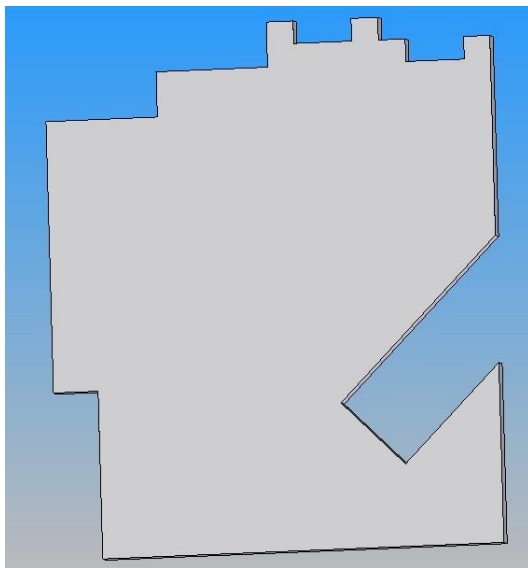
Falange Proximal



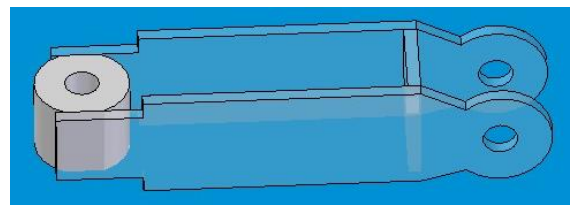
Falange Medial



Falange distal



Palma de la mano



Falange proximal dedo pulgar

Figura 40. Falanges de los dedos y la palma de la mano

Las juntas son articuladas por un sistema de engranajes (figura 41), que está compuesto por un engranaje recto de 30 dientes modulo 0.5M y un engranaje a 180 grados de 18 dientes modulo 0.5M con manzana y tornillo prisionero M2. Al motor que se encuentra ubicado en las falanges se le acopló el engranaje a 180 grados y a la falange posterior el engranaje recto, disponiéndolos de tal forma que los dientes de un engranaje coincidan

perpendicularmente con el centro del otro engranaje, con el fin de evitar que se muerdan los dientes de los engranajes.

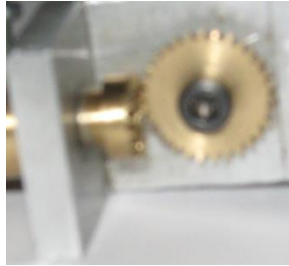


Figura 41. Sistema de engranajes de las articulaciones activas.

El modulo de un engranaje se determina con la siguiente expresión

$$M = \frac{De}{z + 2}$$

Donde: De = diámetro exterior

Z = numero de dientes

Los motores utilizados son motoredutores dc miniatura de dimensiones (2.387cm x1cm x 1.2 cm), de piñonería metálica la cual le da robustez y mayor vida útil, puede operar entre 3 y 9 voltios (recomendado 6V), tiene una reducción 298:1, velocidad de 100rpm y un par de 6.5 Kg-cm [55].

Ensamblando las falanges, el sistema de transmisión y los motores se obtuvo el prototipo del dedo que se muestra en la figura 42. Ejemplos de dedos que utilizan diferentes mecanismos de transmisión pero que tienen igual cinemática que el propuesto son los de las manos Stanford/JPL hand, [26], Utah/MIT hand, [27], TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand, [56], DLR Hand, [28], Robonaut hand de la Nasa [30] entre otros.

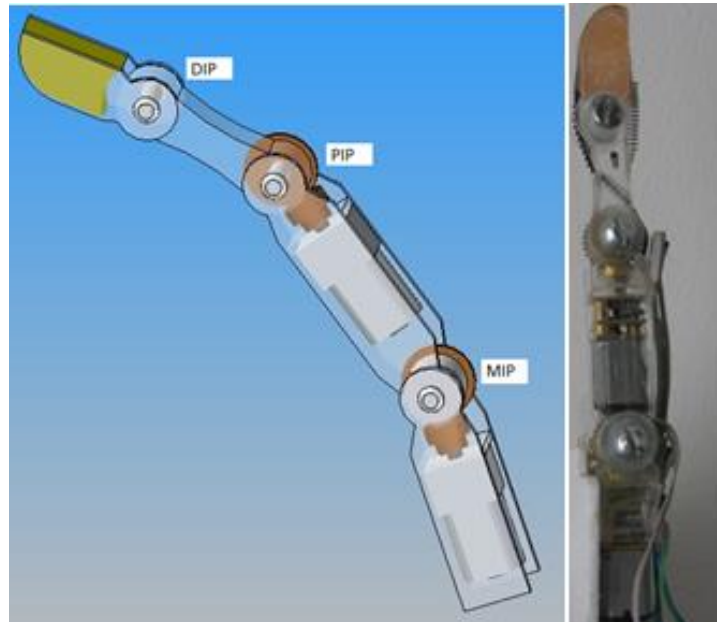


Figura 42. Diseño CAD y prototipo de dedo antropomorfo.

El dedo presenta 2GDL teniendo movimiento independientes las articulaciones MCP y PIP, la articulación DIP se mueve junto a la articulación PIP de tal forma que si la articulación PIP se mueve hasta un Angulo de 90 grados también lo hará la articulación DIP, esto lo podemos observar en la figura 43. Este tipo de movimientos los podemos realizar con la mano humana pero no son posibles en manos robóticas con sistemas de tendones y barras que estén conectados a un único motor por que todas las falanges se mueven a la vez, este es el caso de la prótesis Cyberhand [34] y la prótesis I-Limb [37] que tiene un motor por dedo.

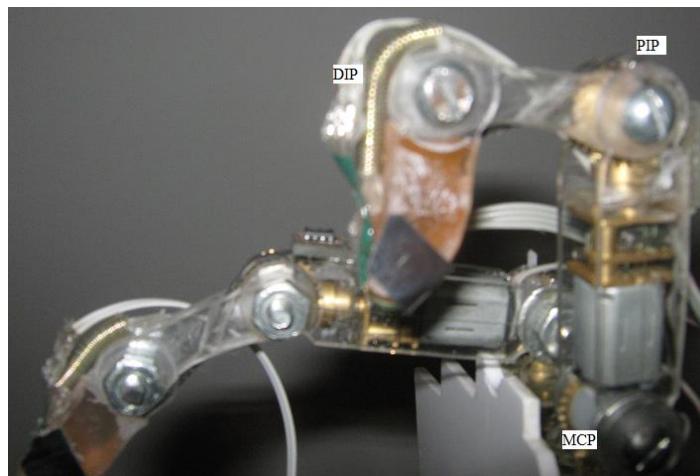


Figura 43. Movimiento de las articulaciones.

Este tipo de diseño implementado nos permite efectuar movimientos más complejos y naturales además de los de flexo-extensión.

Pruebas experimentales que permitieron validar el diseño se desarrollaron con el prototipo. Para estas experiencias se implementó un instrumento virtual en el software Labview de National Instrument [57] (capítulo VII) que permite comunicarse por medio de una interfaz serial a un dsPIC30F6014A [58] para variar el ciclo útil de señales de PWM y poder controlar la velocidad de los motores y seleccionar el sentido de giro de los actuadores. Además otro instrumento virtual permite medir la fuerza a través de las FSR durante una prueba de contacto.

Posteriormente se diseñó la mano teniendo en cuenta el modelo geométrico y dinámico (capítulo V), donde el prototipo estará constituida por un palma y tres dedos (pulgarc, índice y medio). El dedo índice diseñado se utilizó también como dedo medio y el dedo pulgar se diseñó con tres falanges (proximal, medial y distal) como se muestra en la figura 44, la prono-supinación estaría dada por un motor ubicado en la palma de la mano.

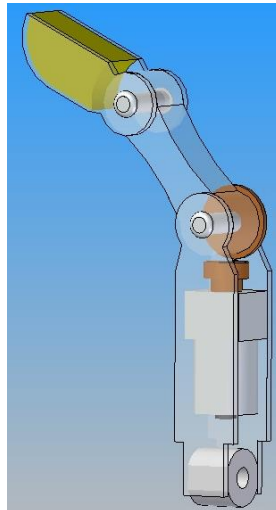


Figura 44. Diseño CAD del dedo Pulgar.

La mano implementada se muestra en la figura 45. Los dedos están ubicados por encima de la palma y el dedo pulgar se encuentra a un ángulo de 45 grados. La mano presenta una estructura compacta donde el sistema de engranajes, actuadores y sensores están instalados en la mano, esto permite que la mano sea completamente modular, flexible, de fácil mantenimiento y que pueda ser una buena opción para prótesis de mano.

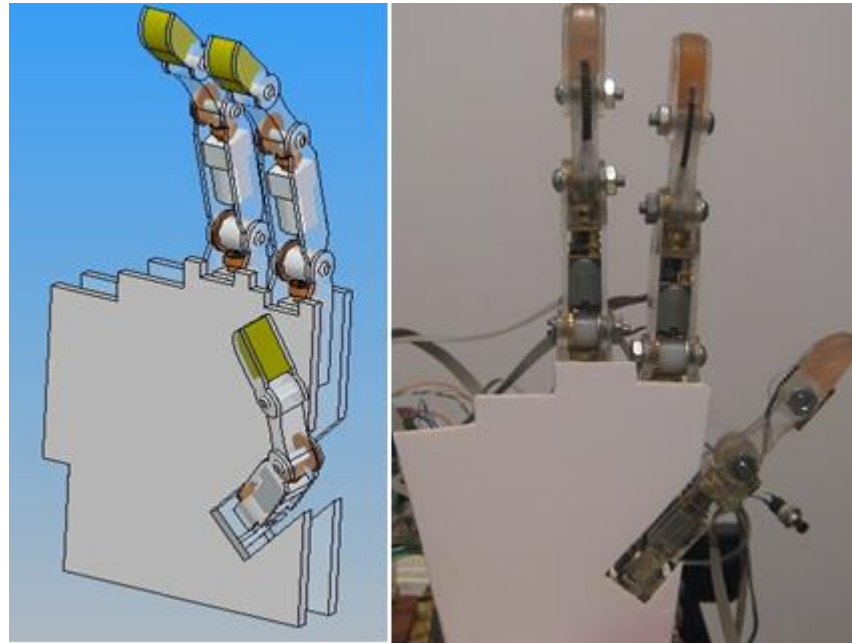


Figura 45. Diseño CAD y prototipo de mano robótica.

El diseño del prototipo al tener sus actuadores en interior de las falanges y no por fuera de la mano se puede realizar un control tipo Interno como los implementados en las manos Marcus [32], la mano Suva de Ottobock [59] y la prótesis I-Limb[37]. En la tabla 8 se muestra la ficha técnica de la mano implementada.

Tabla 8 Datos técnicos del prototipo de prótesis de mano.

Tamaño	Mano adulta
Número de dedos	3
Número de GDL	6
Peso	0.130Kg
Número de sensores	6+3
Numero de actuadores	6

En el anexo A se encuentra los planos detallados de las piezas que conforman la mano.

El diseño de la mano con seis grados de libertad y con su configuración dispuesta muy similar a la mano humana permitió validar las siguientes posturas de agarre para objetos de geometría regular:

- Pinza de precisión (figura 46): postura que se logra cuando el dedo índice y el dedo pulgar se juntan (o el dedo índice, el dedo medio y el pulgar), para coger objetos y mantenerlos cuando se necesita precisión.

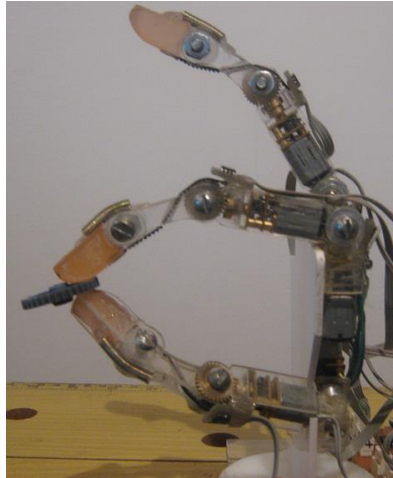


Figura 46. Pinza de precisión.

- Agarre lateral (figura 47): en el cual el pulgar cierra sobre el índice. Esta postura es utilizada para mantener objetos como una tarjeta o un CD.



Figura 47. Agarre lateral.

- Agarre de gancho (figura 48): donde todos los dedos y el pulgar cierran de manera conjunta para crear un puño. Este agarre es utilizado para mantener una lata o sostener un maletín.

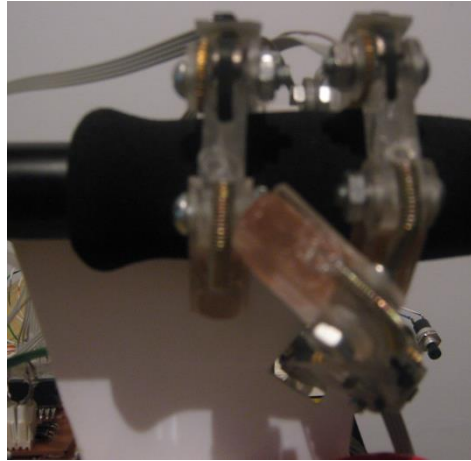


Figura 48. Agarre de gancho.

- Agarre esférico (figura 49): Se consigue rotando el pulgar en oposición directa al dedo índice (aducción palmar) en el caso de objetos esféricos más pequeños y en diferentes grados de abducción palmar para objetos esféricos más grandes. Se utiliza para sujetar una pelota, una manzana u otros objetos redondos.

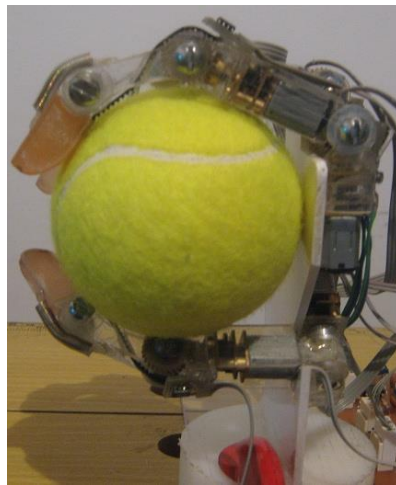


Figura 49. Agarre esférico.

- Agarre cilíndrico (figura 50): Se consigue rotando el pulgar totalmente en la posición de aducción o acercamiento palmar. Se utiliza para sujetar latas, maletines y bolsas de la compra con un agarre totalmente envolvente del objeto.





Figura 50. Agarre cilíndrico

Los agarres anteriores se obtuvieron validando el prototipo de mano utilizando una interfaz hardware/software la cual se describe en el capítulo 6. Es de notar que en esta fase del proyecto tiene prioridad realizar un diseño mecánico muy funcional sin que presente un diseño estético terminado. Podemos observar que el prototipo de mano realiza bien los agarres que pueden ser comparados con los que realiza la prótesis comercial I-LIMB [60] y a diferencia de esta mano presenta movimiento independiente del dedo pulgar.

## 6.2 Proceso de fabricación del prototipo de mano robótica.

Para la fabricación de la prótesis se comenzó utilizando la técnica de moldes en resina de poliéster. Esta técnica consta de los siguientes procesos:

- Diseño de una matriz en jabón del dedo. Una vez realizados los bocetos se procede a la elaboración de la matriz. Esta es una pieza básica de la cual se realizará posteriormente el molde, se puede diseñar en cualquier tipo de material moldeable. Para este caso se utilizó jabón para moldes, este es un material de gran maleabilidad pero de muy poca dureza, cualidad que permite ser moldeado a mano. Cabe resaltar que una matriz se puede realizar también por medios mecánicos utilizando materiales más resistentes mediante un sistema de fresado por coordenadas (CNN). Terminado el proceso se obtiene la matriz que se muestra en la figura 51.



Figura 51. Matrices de las falanges del dedo.

- Fabricación del molde en silicona (Figura 52). Realizada esta primera parte del procedimiento se procede a la elaboración del molde para vaciado, para esto se utilizó silicona RTV que comercialmente se le conoce como caucho siliconado, el cual a diferencia del caucho látex natural permite un secado más rápido y un mayor volumen de aglutinación mediante un catalizador.



Figura 52. Molde en silicona.

- Vaciado. Una vez se tiene el molde se prepara la resina sintética (Figura 53) adicionando la cantidad adecuada de catalizador, colorantes si se quiere una tonalidad en particular, y se vierte en el molde para dejar polimerizar entre 1 y 2 horas.



Figura 53. Preparación de la resina.

- Desmoldar. Terminado el proceso se obtiene las piezas en resina como se muestran en la figura 54.



Figura 54. Falanges elaboradas en resina.

Terminadas las piezas se pulen y se ensamblan con los componentes mecánicos y electrónicos para obtener prototipos (Figura 55).

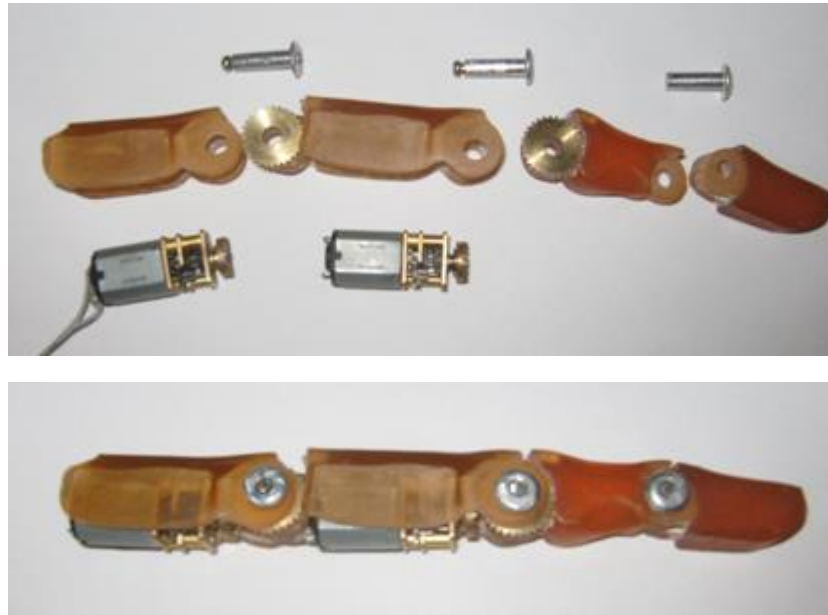


Figura 55. Dedo articulado.

Esta técnica casera permitió validar mecanismos, pero finalmente no se utilizó para construir el primer prototipo por que se necesitaban piezas precisas para ubicar engranajes cosa que no se pudo lograr porque el vaciado de la resina al secar se contrae y el peso de la prótesis se incrementaría por la resina.

Para solucionar estos inconvenientes se construyeron las piezas en acrílico individuales manualmente utilizando los planos 2D para posteriormente ensamblar las falanges de los dedos y la palma de la mano. Por ejemplo para ensamblar la falange proximal se utilizaron las piezas que se muestran en la figura 56.

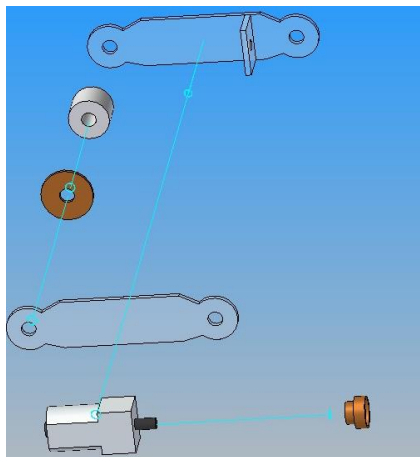


Figura 56. Falange proximal explosionada.

Estas piezas son fáciles de construir y de ensamblar. Si se requiere piezas de mejor terminados se pueden maquinar con CNC (control numérico computarizado) y así obtener moldes precisos que pueden ser fabricados con la técnica de prototípico rápido en materiales más resistentes como el acero, el aluminio o en algún polietileno.

En la siguiente tabla se muestra el costo de los materiales para la construcción mecánica del prototipo de prótesis de mano.

Tabla 9. Costos materiales prototipo dedo antropomorfo.

Cantidad	Materiales por dedo	Valor Unitario	Valor total
1	Laminas de acrílico	10.000	10.000
2	Cilindro de Empack	5.000	10.000
2	Motorreductor DC	40.000	80.000
2	Sistema de engranaje (engranaje recto y engranaje a 180 grados)	100.000	200.000
2	Pasador-prisionero	5.000	10.000
1	Resorte	1.000	1.000
1	Banda	5.000	5.000
<b>TOTAL</b>			<b>316.000</b>

El prototipo de mano robótica está limitado a manipular un máximo peso de 1 Kg debido a su estructura en acrílico y resina, a pesar de que su sistema de motores y cajas de reducción le puede permitir aplicar una mayor fuerza. Para posteriores versiones del prototipo se propone una caracterización de la fuerza que puede aplicar e implementarse en materiales que presenten una resistencia y un menor esfuerzo cortante a la fricción.

## CAPITULO VII

### INTERFAZ HARDWARE/SOFTWARE

Para desarrollar una interfaz que permita conectar la mano robótica con el sistema de mando fue necesario realizar la caracterización de sensores de efecto hall que permitirán posicionar las articulaciones a un determinado ángulo, medir la fuerza aplicada con sensores de fuerza ubicados en la yema de los dedos y poder variar la velocidad de los motores utilizando señales moduladas por ancho de pulso (PWM). A continuación se presentara la calibración de sensores, actuadores y la interfaz hardware/software del prototipo de prótesis de mano.

#### 7.1 Caracterización sensores

##### 7.1.1 Sensores de posición

Con el fin de controlar la posición de las articulaciones de la prótesis, un sensor de posición angular basado en efecto Hall (HMC1501) y un imán de los que se ubican en las cabezas lectoras de cdrom, está montado sobre cada articulación activa de la mano (6 sensores en total). Los sensores de efecto Hall se fijaron a la palma y a las falanges proximales respectivamente, y los imanes están montados sobre las partes móviles de cada articulación como se muestra en la figura 57.

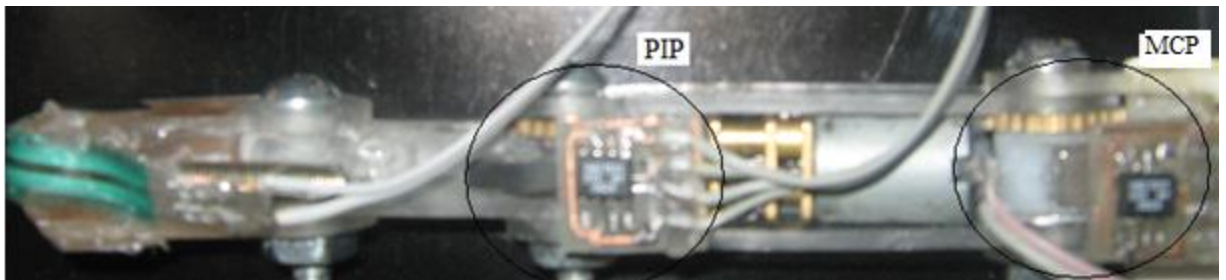


Figura 57. Sensores magnéticos en las articulaciones MCP y PIP.

La señal del sensor que varía su voltaje a medida que el campo magnético cambia de forma angular se adecuó con un amplificador en configuración diferencial, resistencias de  $10K\Omega$  a las entradas inversoras y no inversoras del operacional para asegurar una alta impedancia de entrada, resistencias de  $100K\Omega$  para establecer la ganancia del operacional y un voltaje bias de 2.5V. La señal analógica de salida del operacional es pasada por el conversor ADC de 12 bits de resolución del dspic30f6014a para ser digitalizada. El circuito de adecuamiento de la señal se muestra en la figura 58.

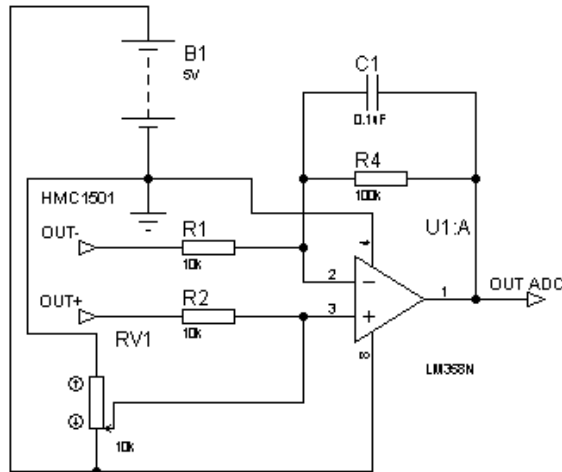


Figura 58. Circuito sensor HMC1501

La curva de ángulo vs voltaje para la flexión y extensión de las articulaciones MIP y PIP se muestran en la figura 59. Se puede observar de la grafica que tiene una respuesta bastante lineal.

Los sensores de HMC1501 se calibraron usando un goniómetro, instrumento constituido por un sistema de transportador que permite medir ángulos entre dos objetos. Este instrumento se ubico en las articulaciones de los dedos y se fue aplicando voltaje y obteniendo la lectura del ángulo correspondiente.

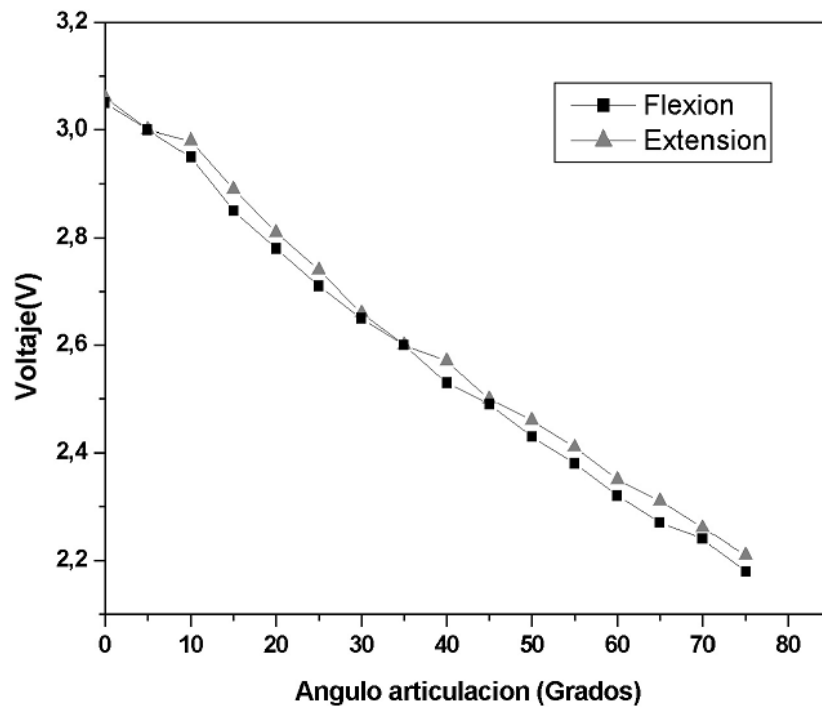


Figura 59. Curva de calibración sensor HMC1501.

### 7.1.2 Sensor de fuerza

El sensor utilizado para medir la fuerza aplicada cuando los dedos de la prótesis tienen contacto con un objeto son los sensores de fuerza resistivos FSR. Los sensores se ubicaron en la falange distal de los dedos (3 en total) como se muestra en la figura 60.

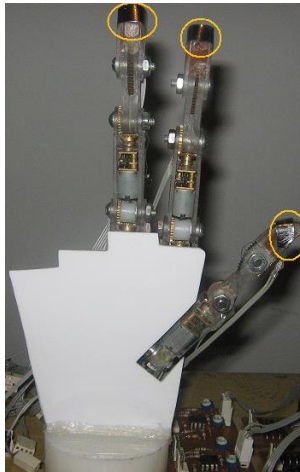


Figura 60. Sensores FSR en la mano.

La señal del sensor se adecuó a través de un divisor de tensión y un operacional en configuración seguidor-emisor para adaptar la impedancia, puesto que la FSR es una resistencia variable que cambia al aplicarle una carga, y con una resistencia de  $3K\Omega$  en serie se puede obtener voltajes de 0V a 2V que pueden ser adquiridos por un conversor ADC para su digitalización. El circuito se muestra en la figura 61.

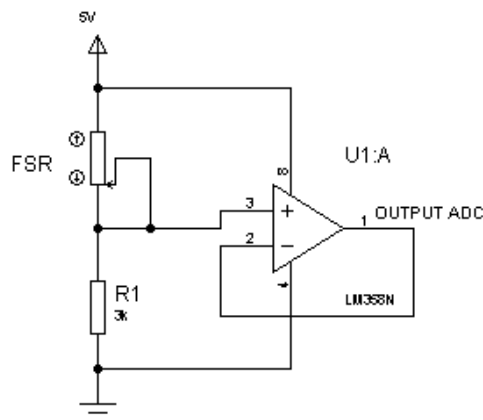


Figura 61. Circuito de adecuación de la señal de la FSR.

La curva de calibración de la FSR (figura 62) se obtuvo adicionándole pesas a la superficie activa del sensor.

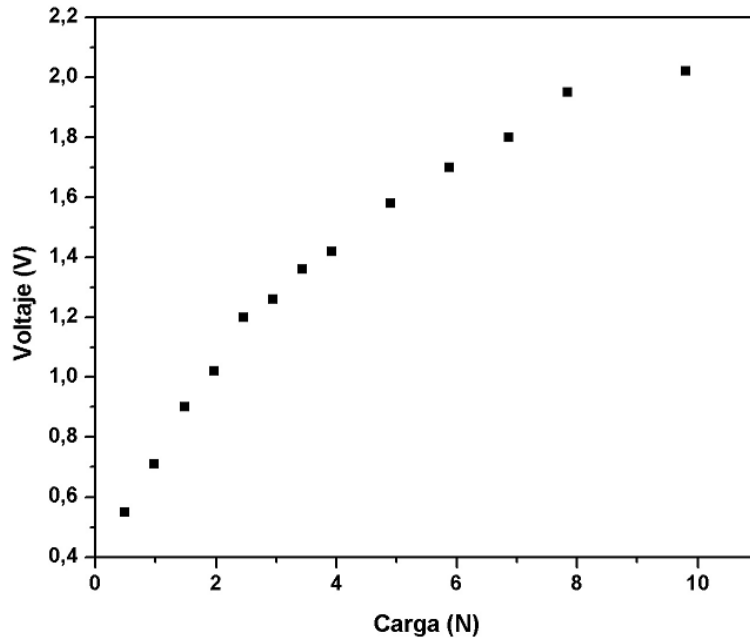


Figura 62. Curva de calibración de la FSR.

## 7.2 Actuadores

Los actuadores utilizados son los micromotores DC con caja reductora los cuales fueron posibles ubicarlos en las falanges. Para variar la velocidad de los motores se utilizaron señales moduladas por ancho de pulso generadas por los módulos pwm del dsPIC30f6014a. Estas señales se llevan a un driver L298 (puente H) [61] permitiendo cambiar de giro al motor y variar la tensión aplicada a este. En la figura 63 se muestra el circuito empleado para controlar dos motores correspondientes a un dedo.

La señal de PWM (Pulse-width modulation) se utiliza como técnica para controlar circuitos analógicos. El periodo y la frecuencia del tren de pulsos pueden determinar la potencia entregada al circuito. Si por ejemplo se tiene un voltaje de polarización de 5V y se modula con un ciclo útil (Duty Cycle) del 10% se obtiene 0.5V de señal analógica a la salida.



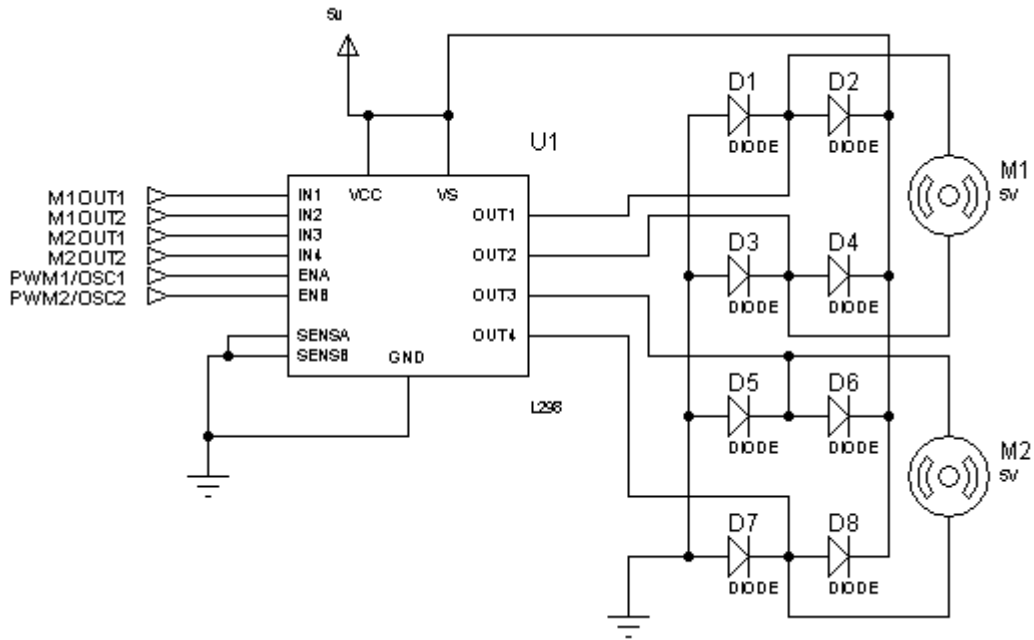


Figura 63. Circuito potencia de los motores.

### 7.3 Interfaz Hardware

El sistema de adquisición de señales de la mano robótica está compuesto por los siguientes módulos.

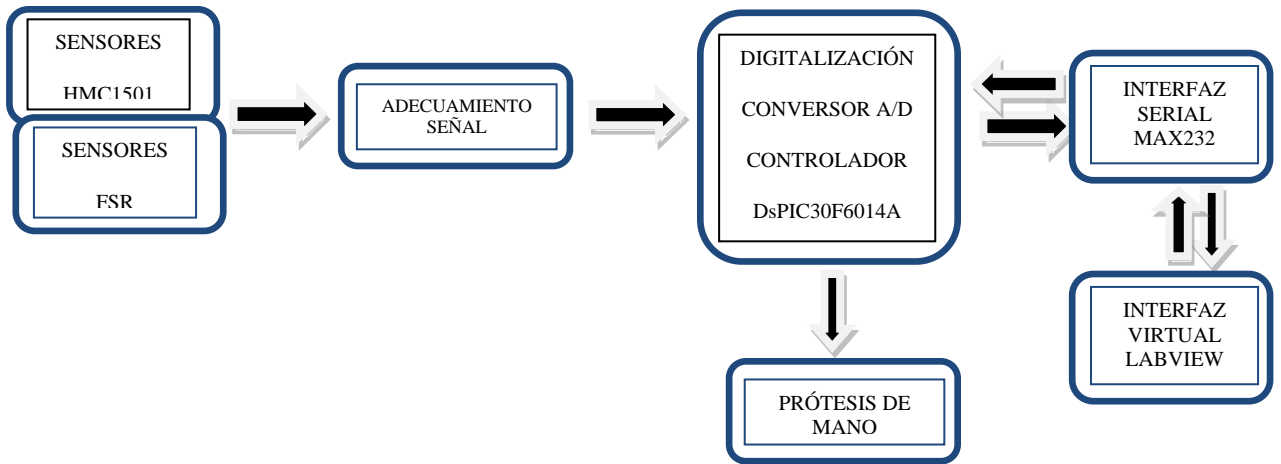


Figura 64. Sistema de adquisición de datos y de mando de la prótesis

El modulo digitalización de la señal y comunicación se implementó en la tarjeta de desarrollo de Microchip dspicDEM 1.1 Plus [62] (figura 65). Este Kit de desarrollo cuenta con los siguientes recursos utilizados para implementar la interfaz:

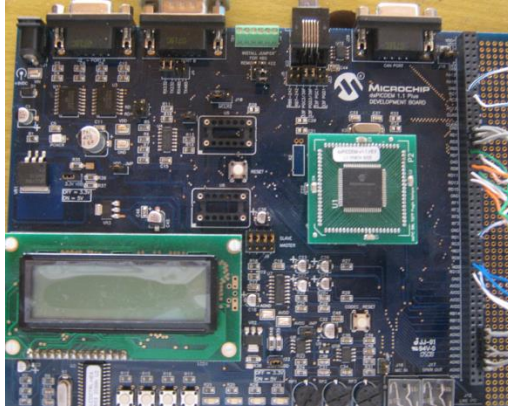


Figura 65. Kit de desarrollo dspicDEM 1.1 Plus.

- DSPIC30F6014A. Controlador digital de señal de 16 bits y de empaquetamiento TQFP de 80 pines, tiene embebido canales de conversión análoga digital de 12 bits de resolución, canales de PWM de 16 bits de resolución, módulos de comunicación serial UART, timer de 16 bits, entre otros
- Sistema de 7 pulsadores (4 de la tarjeta y 3 adicionales) que permiten enviar ordenes al circuito para flexionar o tensionar una determinada falange. 6 pulsadores para las articulaciones activas y un pulsador para ordenar la flexión/extensión.
- Pantalla LCD de 4 líneas por 16 caracteres para visualizar los valores de los canales de conversión.
- Interfaz serial RS232 para establecer la comunicación con el computador.

Señales de los sensores y las salidas de los actuadores se conectaron a los pines del dspic que se muestran en la tabla 10. En el anexo B se encuentra el conexionado de las señales de sensores, actuadores y pulsadores al los pines del dsPIC.

Tabla 10. Pines de I/O de sensores y actuadores

<b>señal</b>	<b>PIN</b>	<b>Función</b>
Sensor posición articulación MCP dedo índice (SP1)	18	Canal analógico AN2/RB2
Sensor posición articulación PIP dedo índice (SP2)	17	Canal analógico AN3/RB3
Sensor posición articulación MCP dedo medio (SP3)	16	Canal analógico AN4/RB4
Sensor posición articulación PIP dedo medio (SP4)	15	Canal analógico AN5/RB5
Sensor posición articulación MCP dedo pulgar (SP5)	21	Canal analógico AN6/RB6
Sensor posición articulación PIP dedo pulgar (SP6)	22	Canal analógico AN7/RB7
Sensor FSR dedo índice (FSR1)	27	Canal analógico AN8/RB8
Sensor FSR dedo medio (FSR2)	28	Canal analógico AN9/RB9
Sensor FSR dedo pulgar (FSR3)	29	Canal analógico AN10/RB10
PWM1 Motor 1 articulación MCP dedo índice	58	Señal PWM OC1/RD0
PWM2 Motor 2 articulación PIP dedo índice	61	Señal PWM OC2/RD1
PWM3 Motor 3 articulación MCP dedo medio	62	Señal PWM OC3/RD2
PWM4 Motor 4 articulación PIP dedo medio	63	Señal PWM OC4/RD3
PWM5 Motor 5 articulación MCP dedo pulgar	66	Señal PWM OC5/RD4
PWM6 Motor 6 articulación MCP dedo pulgar	67	Señal PWM OC6/RD5
Motor 1 output1 (M1O1)	68	RD6
Motor 1 output2 (M1O2)	69	RD7
Motor 2 output1 (M2O1)	54	RD8
Motor 2 output2 (M2O2)	55	RD9
Motor 3 output1 (M3O1)	56	RD10
Motor 3 output2 (M3O2)	57	RD11
Motor 4 output1 (M4O1)	64	RD12
Motor 4 output2 (M4O2)	65	RD13
Motor 5 output1 (M5O1)	79	RG12
Motor 5 output2 (M5O2)	80	RG13
Motor 6 output1 (M6O1)	78	RG14
Motor 6 output2 (M6O2)	1	RG15
TX RS232 (TX)	41	U1TX/RF3
RX RS232 (RX9)	42	U1RX/RF2
Pulsador 1 articulación MCP dedo índice (PB1)	13	RA12
Pulsador 2 articulación PIP dedo índice (PB2)	14	RA13
Pulsador 3 articulación MCP dedo medio (PB3)	52	RA14
Pulsador 4 articulación PIP dedo medio (PB4)	53	RA15
Pulsador 5 articulación MCP dedo pulgar (PB5)	2	RC1
Pulsador 6 articulación PIP dedo pulgar (PB6)	3	RC2
Pulsador 7 flexión/extensión (PB7)	75	RG0

## 7.4 Interfaz software

El dsPIC30f6014a de la familia Microchip se programo utilizando el compilador CCS. Este compilador permite la programación en lenguaje C utilizando los recursos de los dsPIC a través de un conjunto de funciones implementadas. El dsPIC se configuró de la siguiente manera:

- Frecuencia de oscilación de 7.3728MHz
- Configuración del conversor ADC a 12 bits de resolución y muestreo a 5KHz.
- Comunicación serial full dúplex a una frecuencia de 19200 Baudios.
- Configuración de los módulos de PWM.
- Configuración de la puerta B como analógica y las puertas A, C, D, F y G como digitales.

Para la adquisición y caracterización de los sensores se implementó un programa que permite testear las entradas digitales de los pulsadores que entregan la orden para mover las articulaciones, generar señales de PWM para poder variar la velocidad de los motores, realizar la conversión ADC de las señales analógicas a una frecuencia de muestreo de 5KHz, realizar el promedio de 100 muestras y efectuar la comunicación serial con el computador. El código del programa se encuentra en el anexo C.

La recepción de los datos se realizó a través de una interfaz grafica implementada en Labview que permite seleccionar el puerto, la frecuencia en baudios y visualizar a través de indicadores los datos de la conversión de los diferentes sensores en pantalla. En la figura 66 se muestra la interfaz de sensores de la prótesis.

Labview es una herramienta de programación grafica utilizada para realizar pruebas, monitoreo de señales y control. Los programas desarrollados en Labview se conocen como instrumentos virtuales o Vis.

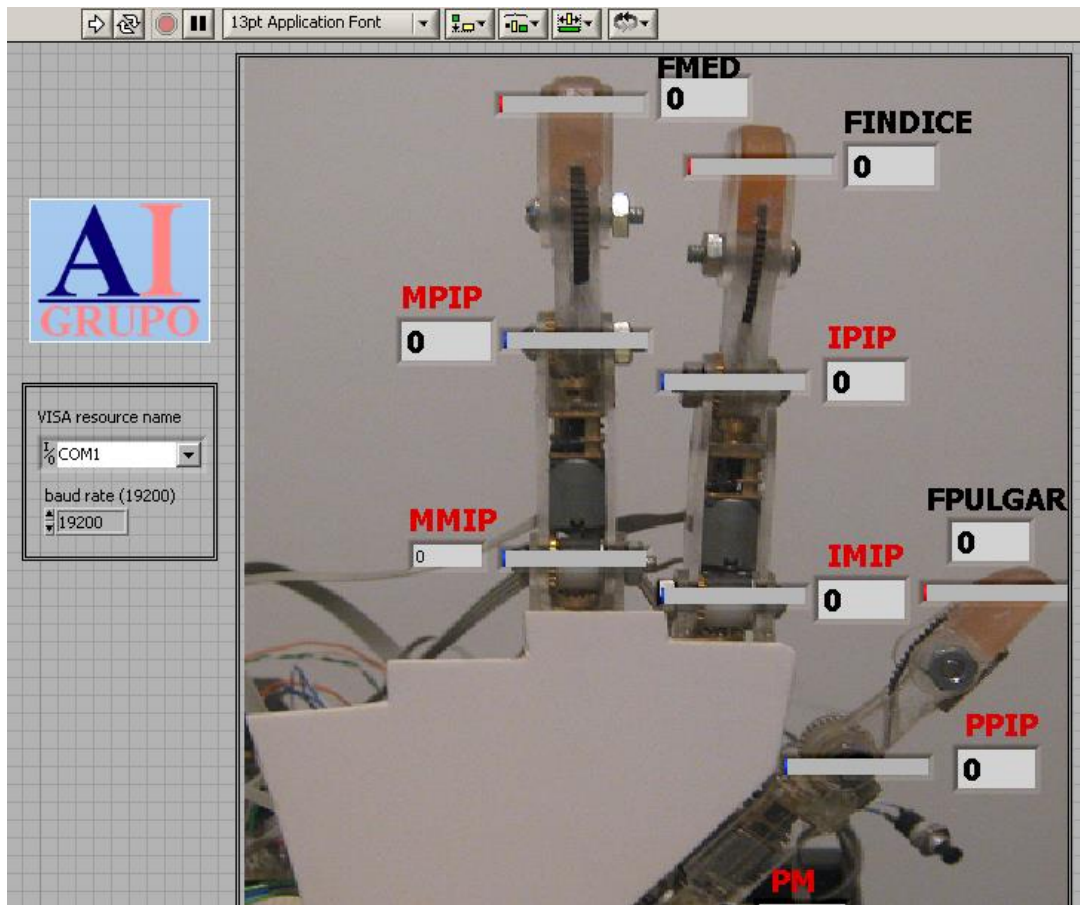


Figura 66. Interfaz grafica de los sensores de la prótesis

Se implementó un segundo programa en el dsPIC que permite recibir las órdenes desde un programa en Labview para realizar diferentes posturas de agarre. Para la realización de este programa se efectuó una previa caracterización de los sensores de posición para determinar los ángulos necesarios que debían realizarse en las articulaciones para que la prótesis realice el agarre de objetos conocidos como un cilindro, una esfera, un piñón, un cd, y un tubo. También se tuvo en cuenta las lecturas de los sensores de fuerza para detener los dedos en el momento de realizar el contacto con el objeto. Por defecto la mano siempre estará en una posición de reposo que corresponde a la mano abierta.

Los ángulos determinados para realizar los diferentes agarres se encuentran consignados en la tabla 11.

Tabla 11. Ángulos para las diferentes posturas de agarre.

Postura de agarre	Índice		Medio		Pulgar	
	MCP	PIP	MCP	PIP	MCP	PIP
Reposo	0	0	0	0	0	0
Esférico	55	40	60	35	45	35
Precisión	70	20	45	10	45	20
Lateral	80	35	70	35	35	30
Cilíndrico	50	45	50	35	85	30

El programa implementado en Labview permite enviar un código ASCII al dsPIC que le indica el tipo de agarre que debe realizar. En la figura 67 se muestra la interfaz de mando.

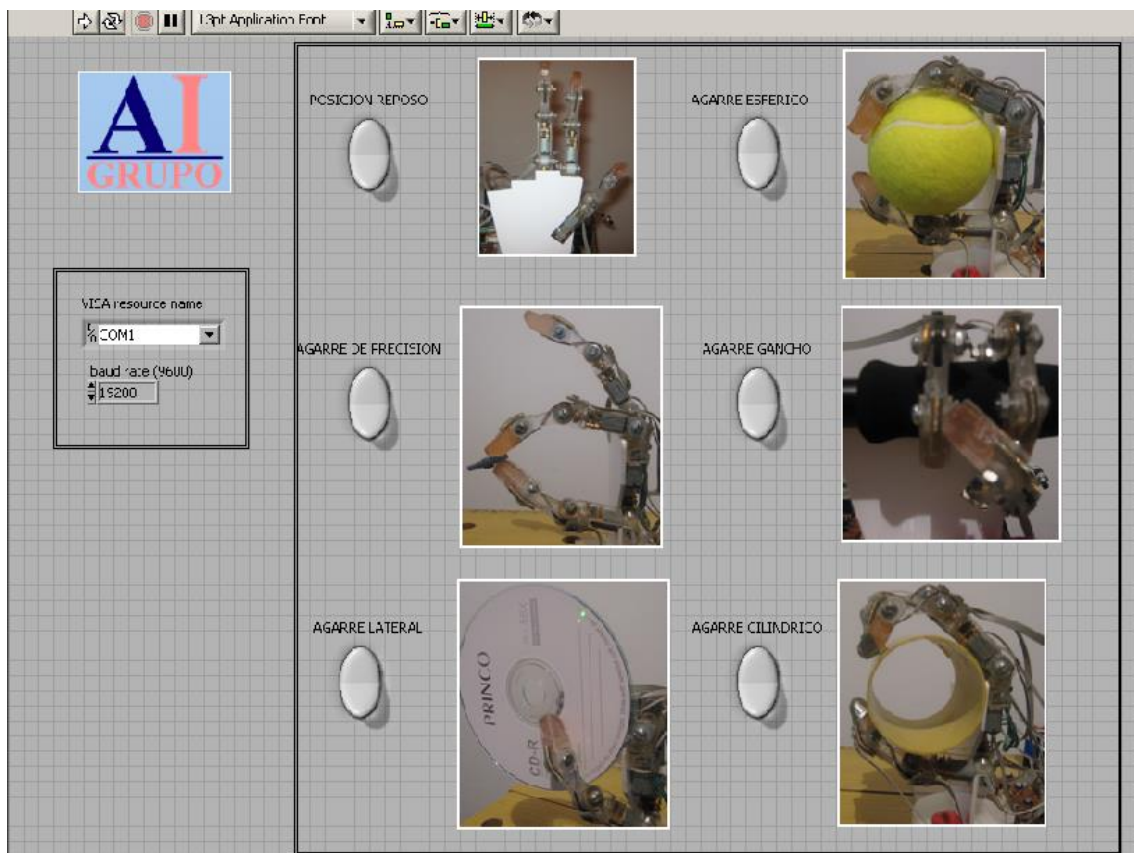


Figura 67 Interfaz grafica de comandos de la prótesis.

## **CAPÍTULO VIII CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO**

### **8.1 Conclusiones**

La replicación de la mano humana es un desafío que muchos científicos han emprendido. Durante estas dos últimas décadas se han construido diferentes manos antropomórficas con un elevado número de GDL con una destreza y funcionalidad comparable a la mano humana, pero por el contrario en cuanto a prótesis de mano comerciales como la Otto Bock sensor, la mano I-Limb, y manos funcionales son suplencias modestas que distan mucho de las capacidades de manipulación de la mano humana.

Del análisis detallado del estado del arte de manos robóticas y prótesis de mano se pudo definir algunos objetivos de diseño como utilizar un sistema de transmisión con motores en las articulaciones como es el caso de la mano DLR y la prótesis comercial I-Limb, con este tipo de sistema se tiene una independencia de las articulaciones y se puede lograr movimientos más complejos de los dedos. También se decidió dotar la mano sensores de posición y de fuerza por ser los más utilizados en el diseño de manos antropomórficas y por la importancia de darle actividad sensorial a la mano.

El primer prototipo de mano es una mano de tres dedos artificiales que presenta 6 motores DC incrustados en su estructura manteniendo de esta forma una dimensión comparable con la mano humana. La mano tiene 6 grados de libertad, los dedos pueden realizar movimientos de flexo-extensión y además el dedo pulgar puede realizar movimientos de pronosupinación. La mano está equipada de sensores de fuerza y de posición.

Se diseñó una interfaz hardware/software que permite conectar el prototipo de mano para obtener la realimentación sensorial y enviar órdenes para realizar posturas de agarre como los agarres de pinza, cilíndrico, esférico, lateral y gancho.

El prototipo de prótesis de mano robótica se validó a través de ordenes enviados desde un programa de mando obteniendo los agarres que se muestran en el capítulo V. La estrategia de control fue cerrar las articulaciones hasta ciertos ángulos después de una previa caracterización y después seguir cerrando hasta que los sensores de fuerza tengan contacto.

### **8.2 Trabajos Futuros**

Dando continuidad al trabajo sería conveniente la fabricación de un primer prototipo pre-industrial en otro tipo de material como un plástico ligero, teniendo en cuenta el diseño estético.

El prototipo de mano podría ser controlador a partir de señales electromiográficas (EMG) adquiridas del antebrazo del paciente. Para esto sería conveniente validar algoritmos de identificación de posturas de agarres a partir de señales EMG.

Para tener movimientos más naturales es necesario que las articulaciones de los dedos sigan unas trayectorias a través de algoritmos de control.

Para una mejor realimentación sensorial de la mano se sugiere realizar un estudio detallado de la ubicación de sensores en la mano y así poder cuantificar la calidad del agarre para obtener un agarre estable.



## REFERENCIAS

- [1] Departamento Nacional de Estadística, disponible en internet en: [www.dane.gov.co](http://www.dane.gov.co) [consultado julio 14, 2009]
- [2] P.J. Kyberd, P.H. Chappell, “The 81ulio81ous81n hand, an intelligent myoelectric prosthesis”, J. Rehabil. Res.Develop. 31 (4) (1994) 326–334.
- [3] P.J. Kyberd, M. Evans, S. Te Winkel, “An intelligent anthropomorphic hand, with automatic grasp”, Robotica 16 (1998) 531–536.
- [4] R.ceres, J.L.Pons, L, Calderón y J. Moreno. “La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior Manus-hand” ,Grupo de bioingeniería, Instituto de automática industrial-CSIC, Abril de 2008.
- [5] G.L. Taylor, R.J.Schwart, “The Anatomy and Mechanics of theHuman Hand”, Artificial Limbs, 1955, Vol.2, pp.22-35.
- [6] Estructura ósea de la mano, disponible en internet en: <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/mano.gif>, [consultado julio 14, 2009].
- [7] H. Rouviere, A. Delmas., “Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional”, Elsevier, 11 edición, pp. 309-311, 2005.
- [8] F. García, J. Martínez R. Saltaren, A. Guerrero, J. López, “Diseño mecatronico de un dedo antropomorfo Parte I: Mecánica”, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Politécnica de Cartagena, 2001.
- [9] D.D.Wilkinson, M. V. Weghe, Y. Matsuoka, “An Extensor Mechanism for an Anatomical Robotic Hand”, Robotics Institute and Mechanical Engineering, Carnegie Mellon University, Proceedings of the2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation Taipei, Taiwan, September 14-19,2003.
- [10] Actuadores-Manos, disponible en internet en: [http://robotsargentina.Com.ar/Actuadores\\_manos.htm](http://robotsargentina.Com.ar/Actuadores_manos.htm) [consultado julio 14, 2009].
- [11] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessel. Principles of Neural Science. McGraw Hill, New York, USA, 4<sup>th</sup> edition, 2000.
- [12] J.Pedreño, A.Guerrero, J. López, “Estudio de los sensores táctiles artificiales aplicados a la robótica de agarre”, Universidad Politécnica de Cartagena.

- [13] Páginas de docencia de Fisiología, disponible en internet en: [http://www.uam.es/personal\\_pdi/medicina/algvilla/somatico/somatico.html](http://www.uam.es/personal_pdi/medicina/algvilla/somatico/somatico.html) [consultado noviembre 14, 2009].
- [14] Módulo de amputados, disponible en internet en: [http://www.elportaldeasalud.com/index.php?option=com\\_content&task=view&id=81&Itemid=151](http://www.elportaldeasalud.com/index.php?option=com_content&task=view&id=81&Itemid=151) [consultado noviembre 14, 2009]
- [15] tipos de amputación, disponible en internet en: <http://www.arcesw.com/niveles.htm> [consultado noviembre 14, 2009]
- [16] R. Tubiana., W. B. Saunders Company, The Hand, Vol 4, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1981.
- [17] J. Dorador, P. Ríos, R. Flores, A. Juárez, “Diseño de prótesis inteligentes”, Departamento de ingeniería mecatrónica, 2004
- [18] R. Bowers, “El maravilloso mundo de la prótesis cosméticas”, in Motion Volume 12, No. 2, 2002.
- [19] D. Smith, “Prótesis de extremidad superior. Segunda parte” in Motion volumen 17 numero 4, julio/agosto de 2007.
- [20] MyoHand VariPlus Speed, disponible en Internet en: [http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob\\_com\\_es/hs.xsl/19986.html](http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/19986.html) [consultado Junio 27, 2009]
- [21] A. Hilario, P. Carbonell, “Prototipo experimental para la identificación y control de actuadores por musculo neumático”. Congreso nacional de automática AMCA 2007.
- [22] The Shadow Hand, disponible en internet en: <http://www.shadowrobot.com/hand/> [consultado julio 14, 2009]
- [23] Prótesis de miembro superior, disponible en internet en: <http://www.arcesw.com/pms1.htm> [consultado julio 14, 2009].
- [24] A. Oscar, R. João, J. Álvaro, N. Paola, “Diseño de un Sistema Mecatrónica Antropomórfico de Cinco Dedos”, XIII congreso latinoamericano de control automático, noviembre de 2008.
- [25] L. Li-Ren, H. Han Pang, “NTU Hand: A New Design of Dexterous Hands”, Transactions of the ASME, Vol. 120, pp 282-292, 1998.
- [26] M. T. Mason and J. K. Salisbury, “Robot Hands and the Mechanics of Manipulation”, IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. 31, No. 9, pp. 879- 880, 1985.

- [27] S. C. Jacobsen, J. E. Wood, D. F. Knutti, and K. B. Biggers. “The UTAH/MIT dexterous hand: Work in progress”. *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 3, No. 4, pp. 21-50, 1984.
- [28] J. Butterfass M. Grebenstein, H. Liu, and G. Hirzinger, “DLR-hand II: Next generation of a 83ulio83ous robot hand”. *IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 2001*, pp. 109–114, 2001.
- [29] J. Butterfass, G. Hirzinger, S. Knoch, and H. Liu, “DLR’s Multisensory Articulated Hand Part I: Hard- and Software Architecture”, *IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 1998*, pp. 2081-2086, 1998.
- [30] C.S. Lovchik and M.A. Diftler. “The robonaut hand: A 83ulio83ous robot hand for space”, *IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 1999*, pp. 907-912, 1999.
- [31] S. Schulz and C. Pylatiuk, “A New Ultralight Anthropomorphic Hand”, *IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 2001*, pp. 2437-2441, 2001.
- [32] P. J. Kyberd, O. E. Holland, P. H. Chappel, S. Smith, R. Tregidgoi, P. J. Bagwell and M. Snaith. “MARCUS: A two degree of freedom hand prosthesis with hierarchical grip control”, *IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 1995*, pp.70-76, 1995.
- [33] G. A. Bekey, R. Tomovic, and I. Zeljkovic. *Control Architecture for the Belgrade/USC Hand. Dextrous Robot Hands*. SpringerVerlag,, NY, 1990.
- [34] P. Dario, S. Micera, A. Menciassi, M.C. Carrozza, M. Zecca, T. Steiglitz; T. Oses; X. Navarro, D. Ceballos, “CYBERHAND – a consortium project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces”, *33<sup>rd</sup> Neural Prosthesis Workshop , USA, 2002*.
- [35] M. C. Carrozza\_ B. Massa, S. Micera, R. Lazzarini, M. Zecca\_ and P. Dario, “The Development of a Novel Prosthetic Hand—Ongoing Research and Preliminary Results”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 7, pp. 108-114, 2002.
- [36] M.C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B.B. Edin, L. Beccai and C. Cipriani, “Design of a cybernetic hand for perception and action”, *Biological Cybernetics*, Vol 95, No. 6, pp. 629 644, 2006.
- [37] “La prótesis I-Limb, de cinco dígitos mecánicos se lleva el premio más importante de ingeniería en GB”, *diario medico de México*, disponible en Internet en: [http://www.medicinadigital.com/index.php?option=com\\_content&task=view&id=9558&Itemid=127](http://www.medicinadigital.com/index.php?option=com_content&task=view&id=9558&Itemid=127) [consultado julio 14, 2009].

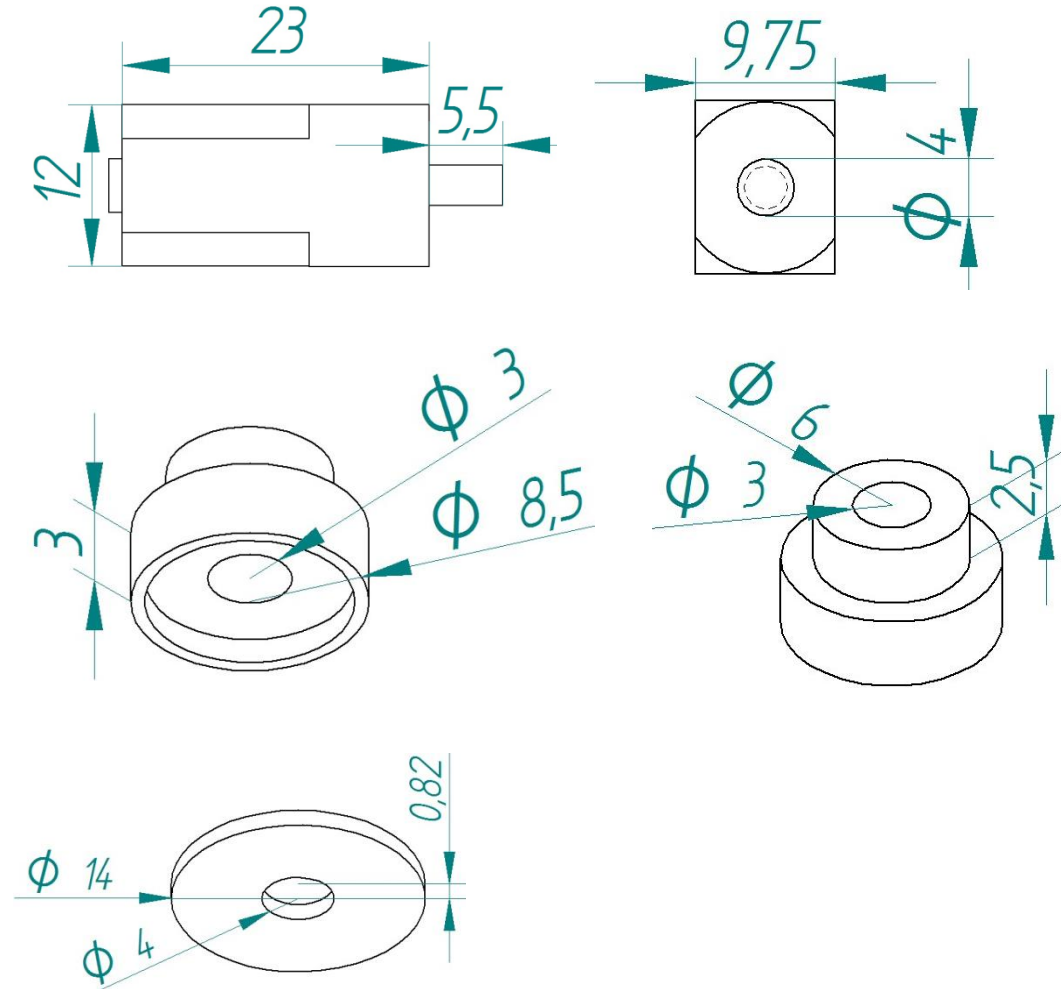
- [38] Touch Bionics, “I-Limb Hand”, disponible en Internet en: [www.touchbionics.com](http://www.touchbionics.com) [consultado julio 14, 2009].
- [39] Presentan en Madrid la mano biónica ‘Michelangelo’, disponible en internet en: [http://www.elpais.com/articulo/sociedad/nueva/mano/bionica/imita/humana/aspecto/rapidez/movimientos/elpepusoc/20081127elpepusoc\\_4/Tes](http://www.elpais.com/articulo/sociedad/nueva/mano/bionica/imita/humana/aspecto/rapidez/movimientos/elpepusoc/20081127elpepusoc_4/Tes) [consultado julio 14, 2009].
- [40] Tipos de plásticos, disponible en internet en: <http://www.arqhys.com/arquitectura/plastico-tipos.html> [consultado julio 12, 2009].
- [41] Resinas de poliéster, disponible en internet en: <http://www.scribd.com/doc/12780496/Polimerizacion-de-Poliester> [consultado julio 24, 2009].
- [42] F. A. Oscar F, Pedro L. S. Pedro, Paola A. N. Paola, “Diseño y construcción de un dedo para grippers roboticos”, Scientia et Technica Año XI, No 27, Abril 2005.
- [43] X.H. Gao, M.H. Jin, L. Jiang, Z.W. Xie, P. He, L. Yang, Y.W. Liu, R. Wei, H.G. Cai, H. Liu, J. Butterfass, M. Grebenstein, N. Seitz, G. Hirzinger, “The HIT/DLR Dexterous Hand: Work in Progress”, International Conference on Robotics & Automation Taipei, Taiwan, ICRA2003, pp 3164-3168, 2003
- [44] Touchbionics, disponible en internet en: [http://www.touchbionics.com/downloads/ProDigits\\_Brochure\\_1.0\\_opt.pdf](http://www.touchbionics.com/downloads/ProDigits_Brochure_1.0_opt.pdf) [consultado septiembre 12, 2009].
- [45] M.Carrozza, F. Vecchi, F. Sebastiani, G. Cappiello, S. Roccella, M. Zecca, R. Lazzarini, P. Darío, “Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors”, IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 2003, pp.2230-2235, 2003.
- [46] [11] H. Nicholls, M. Lee, “A Survey of Robot Tactile Sensing Technology”. IJRR, vol 8, No 3, pp. 3-30, 1989.
- [47] UGN3503 ratiometric, linear Hall-effect sensor, Datasheet, 1999.
- [48] Magnetic Displacement Sensors HMC1501/1512, Datasheet, 2009.
- [49] M. Zecca, “On the development of a Cybernetic prosthetic hand”, Ph.D tesis, Universitari e di Perfezionamento, 2003.
- [50] A. Cavallo, G. De Maria, C. Natale, S. Pirozzi, “Optoelectronic joint angular sensor for robotic fingers”, Sensors and Actuators A: Physical, Volumen 152, 18 Junio 2009, pp 203-210.

- [51] XYZ Three-Axis Low g Acceleration MMA7260Q, Datasheet, 2005.
- [52] FSR force sensing resistor, Datasheet, 2001.
- [53] W. Khalil y E. Dombre, *Modeling, Identification and Control of Robots*. London, UK: Hermes Penton Science, 2002.
- [54] L. Sciavicco y B. Siciliano, *Modelling and Control of Robot Manipulators*. New York: McGraw-Hill, 1996.
- [55] Pololu Robotics and Electronics, disponible en internet en: <http://www.pololu.com/catalog/category/51>[consultado Julio 14, 2009].
- [56] N. Fukaya, S. Toyama, T. Asfour, R. Dillmann, "Design of the TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2000, Japan, 2000.
- [57] National Instrument pagina de internet <http://www.ni.com/labview/>
- [58] DsPIC30F6014A, Datasheet, 2006.
- [59] Otto Bock HealthCare GmbH. Disponible en internet en: <http://www.Ottobock>
- [60] I-LIMB manual de usuario.
- [61] L298 dual full-bridge driver, Datasheet, 2000.
- [62] dsPICDEM™ 1.1 Plus Development Board User's Guide, Datasheet, 2006.

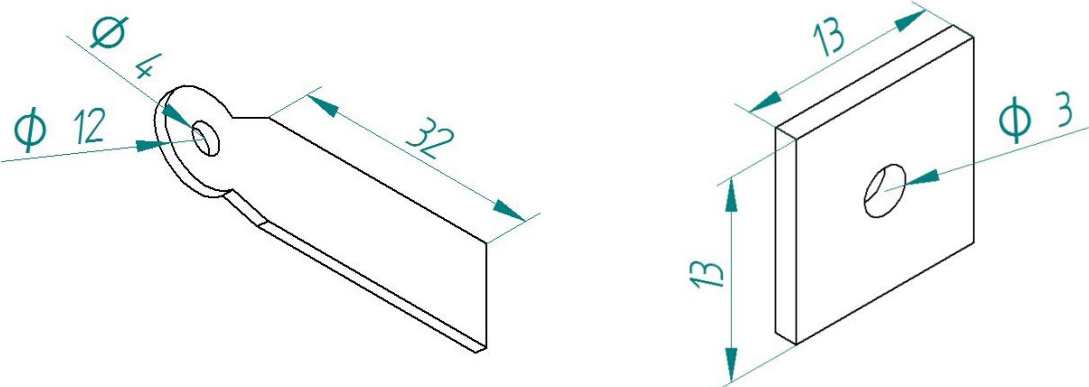
## ANEXOS

### Anexo A: Planos piezas prototipo de mano robótica

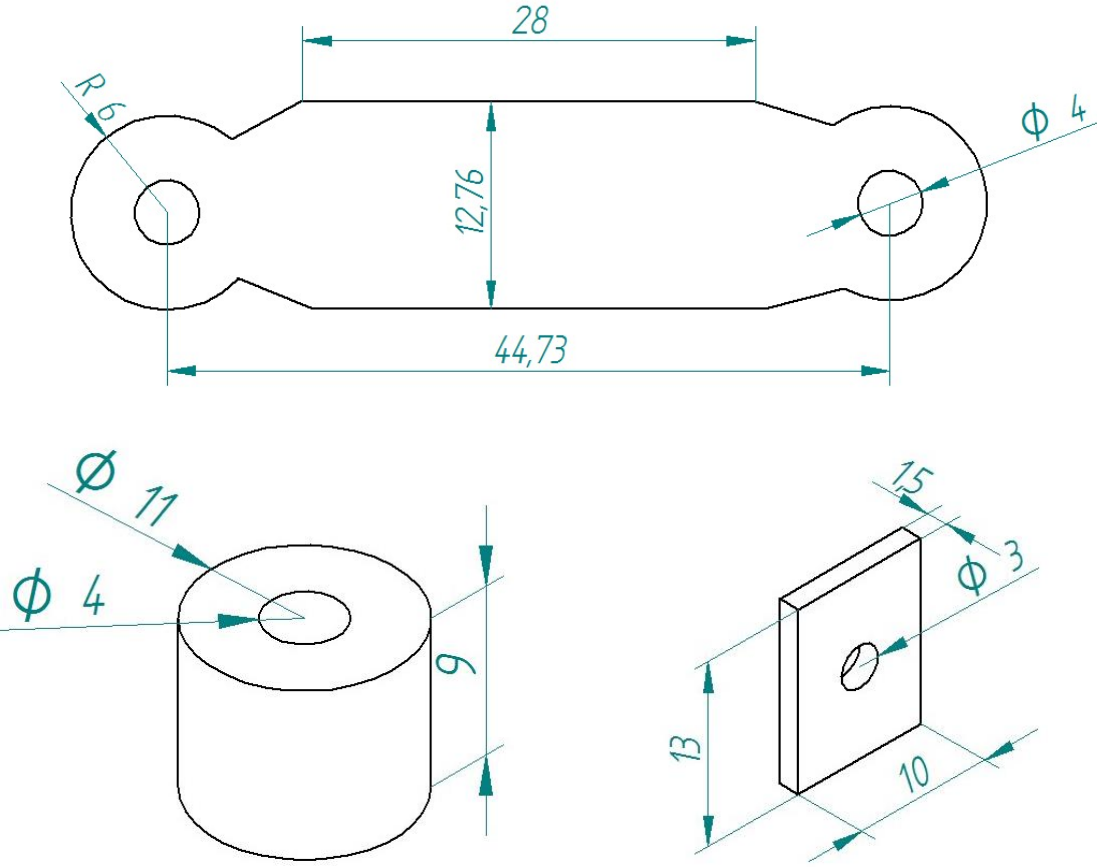
Sistema de engranaje (medidas en mm).



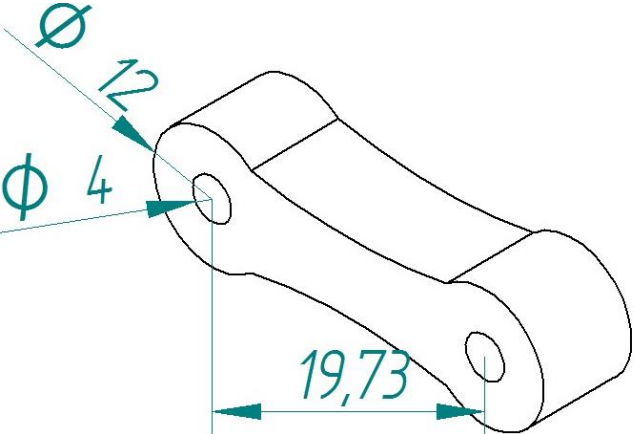
Planos de piezas falange metacarpiana



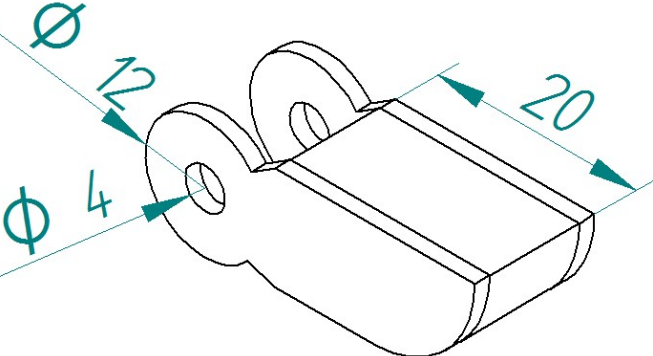
Planos de las piezas de la falange proximal.



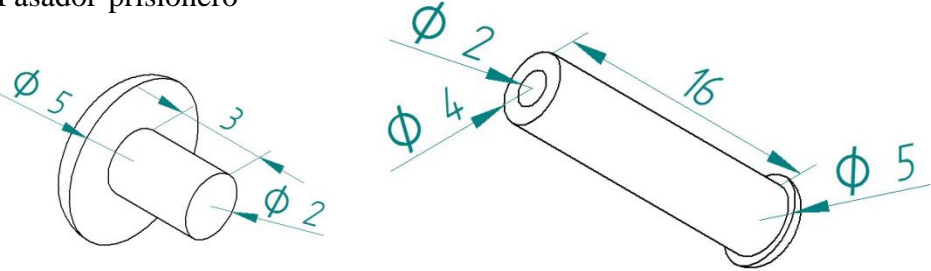
Pieza falange medial



Pieza falange distal

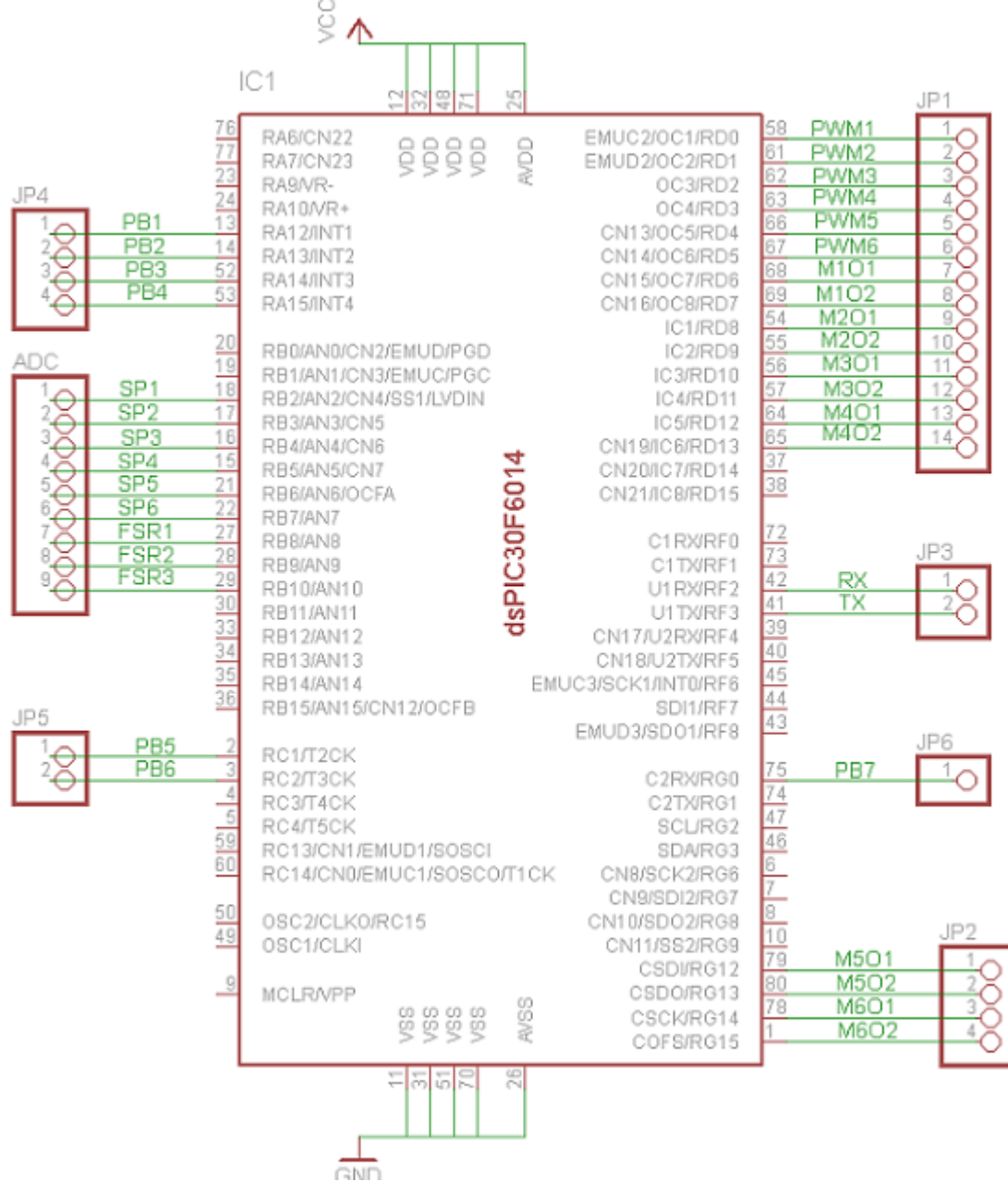


Pasador-prisionero





## Anexo B: Conexión de pulsadores, sensores y actuadores al dspic30f6014a



## Anexo C: Código fuente programa de interfaz sensores

```
#include <30f6014a.h>
#device adc=12
#fuses XT,NOPROTECT,NOWDT,NOPUT
#use delay(clock=7372800)
#use rs232(UART1,baud=19200,parity=N,bits=8)
#use fast_io(F)
#use fast_io(D)
#use fast_io(B)
#use fast_io(G)
#define duty 300
float adc(char canal);
float Muestreo(char canal);
unsigned int16 dato,dato1,dato2,dato3,dato4,dato5, dato6, dato7, dato8;
void IniPuertos(){
    set_tris_a(0b1111111111111111);
    set_tris_g(0b0000000000000011);
    set_tris_d(0);
    set_tris_b(0b1111111111111111);
    set_tris_c(0b0000000000000110);
    set_tris_f(0b0000000000000100);
    setup_adc_ports(ALL_ANALOG |VSS_VDD);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL );
}

void main(){

    IniPuertos();
    setup_timer2(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_8, 921);
    setup_compare(1, COMPARE_PWM | COMPARE_TIMER2);
    setup_compare(2, COMPARE_PWM | COMPARE_TIMER2);
    setup_compare(3, COMPARE_PWM | COMPARE_TIMER2);
    setup_compare(4, COMPARE_PWM | COMPARE_TIMER2);
    setup_compare(5, COMPARE_PWM | COMPARE_TIMER2);
    setup_compare(6, COMPARE_PWM | COMPARE_TIMER2);

    while(TRUE){
//Realiza la conversion de los sensores
        dato=Muestreo(2);
        dato1=Muestreo(3);
        dato2=Muestreo(4);
```

```

    dato3=Muestreo(5);
    dato4=Muestreo(6);
    dato5=Muestreo(7);
    dato6=Muestreo(8);
    dato7=Muestreo(9);
    dato8=Muestreo(10);
//Envía el resultado de la conversión por el puerto serial
    if(getch()=='1'){
        printf("%5Lu", dato);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato1);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato2);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato3);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato4);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato5);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato6);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato7);
        printf("%1c", ',');
        printf("%5Lu", dato8);
    }

//Inicializacion de las PWM
    set_pwm_duty(1,0);
    set_pwm_duty(2,0);
    set_pwm_duty(3,0);
    set_pwm_duty(4,0);
    set_pwm_duty(5,0);
    set_pwm_duty(6,0);

//Abrir

    if(input(pin_g0)==0 ){
        set_pwm_duty(1,0);
        set_pwm_duty(2,0);
        set_pwm_duty(3,0);
        set_pwm_duty(4,0);
        set_pwm_duty(5,0);
        set_pwm_duty(6,0);

```

```

while(input(pin_a12)==0){
    output_high(pin_d7);
    output_low(pin_d6);
set_pwm_duty(1,duty);

    }
    while(input(pin_a13)==0){
    output_high(pin_d8);
    output_low(pin_d9);
set_pwm_duty(2,duty);

    }
    while(input(pin_a14)==0){
    output_high(pin_d10);
    output_low(pin_d11);
set_pwm_duty(3,duty);

    }
    while(input(pin_a15)==0){
    output_high(pin_d12);
    output_low(pin_d13);
set_pwm_duty(4,duty);

    }
    while(input(pin_c1)==0){
    output_high(pin_g12);
    output_low(pin_g13);
set_pwm_duty(5,duty);

    }
    while(input(pin_c2)==0){
    output_high(pin_g14);
    output_low(pin_g15);
set_pwm_duty(6,duty);

    }
}

// Cerrar
if(input(pin_g0)==1){
set_pwm_duty(1,0);
set_pwm_duty(2,0);
set_pwm_duty(3,0);
set_pwm_duty(4,0);

```

```

        set_pwm_duty(5,0);
        set_pwm_duty(6,0);
while(input(pin_a12)==0){
    output_high(pin_d6);
    output_low(pin_d7);
set_pwm_duty(1,duty);
    }
    while(input(pin_a13)==0){
        output_low(pin_d8);
        output_high(pin_d9);
set_pwm_duty(2,duty);
    }
    while(input(pin_a14)==0){
        output_low(pin_d10);
        output_high(pin_d11);
set_pwm_duty(3,duty);
    }
    while(input(pin_a15)==0){
        output_low(pin_d12);
        output_high(pin_d13);
set_pwm_duty(4,duty);
    }
    while(input(pin_c1)==0){
        output_low(pin_g12);
        output_high(pin_g13);
set_pwm_duty(5,duty);
    }
    while(input(pin_c2)==0){
        output_low(pin_g14);
        output_high(pin_g15);
set_pwm_duty(6,duty);
    }
}

}

}

float adc(char canal){
    float result;
    set_adc_channel(canal);
    delay_us(20);
    result = read_adc(); // Read result
    return result;
}

```

```

float Muestreo(char canal){

    char    k,ct=100;
    float    sum=0, prom;
    for( k=0; k<100;k++)
        {

            sum    =sum+adc(canal);
        }
    prom=sum/ct;
    return (prom);
}

```

#### **Anexo D: Lista de proveedores de los materiales**

Dynamo electronics Bucaramanga (motorreductores dc, FSR, HMC150, baterías Ion-Litio)

Astron electrónica Popayán (Driver para motores dc L298, componentes electrónicos)

Quimpo LTDA Popayán (Resina de poliéster, silicona RTV)

Tulio Enrique Bueno Palmira (Maquinado fino y fresado de piñones)

Digi-Key Corporation USA (Kit de desarrollo dsPICDEM 1.1)