



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA**

**Propuesta de un Prototipo de Mano Antropomórfica
para ser usada como Prótesis.**

T E S I S

Que presenta

Ing. Álvaro Altamirano Altamirano

Para obtener el grado de

MAESTRO EN CIENCIAS

**EN LA ESPECIALIDAD DE
INGENIERIA ELECTRICA**

Director de Tesis: Dr. Lorenzo Leija Salas

México, D.F.

AGOSTO, 2012

RECONOCIMIENTOS

Por su participación y apoyo para la obtención del grado de Maestro en Ciencias y para la realización de esta tesis, mi más sincero agradecimiento a las siguientes instituciones y personas:

Al Pueblo de México.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología.

Al Instituto Politécnico Nacional y su Centro de Investigación y de Estudios Avanzados.

Al Departamento de Ingeniería Eléctrica y a la sección de Bioelectrónica. A los laboratorios 14 y 15.

A mi asesor el Dr. Lorenzo Leija Salas, al Dr. Arturo Vera Hernández y al Dr. Roberto Muñoz Guerrero.

A mi asesor y tutor el Dr. Gerardo Alejandro Valentino Orozco.

Al M. en C. Rubén Pérez y al M. en C. Hugo Zepeda por sus acertados comentarios y apoyo técnico brindado.

A la Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas. A mis colaboradores Erick López y Héctor Cruz.

A los maestros: Antonio Barrasa y Cinthya Toledo, a los ingenieros: Angélica Báez, Jennifer Ladd y Héctor Maldonado, por ser parte del equipo de trabajo.

DEDICATORIAS

Con el más grande amor, cariño y dedicación por ser parte de Mí.

A mi mami, Alejandra López Ayala (†), quien vive en mí y en todos de los que te llevamos en nuestro memoria.

A mi madre, la Profra. María Flor Altamirano López, por ser siempre mi más grande ejemplo de vida, mi maestra, mi amiga, mi tutora, mi amor, pero sobre todo, siempre mi Madre.

Al mi padre, el Ing. Isaac Altamirano Méndez, por ser siempre mi ejemplo y darme incondicionalmente tu total apoyo, tus enseñanzas de vida y la eterna superación.

A mi hermano Arturo Altamirano, por ser parte de mí.

A mi bisabuelo, tíos, primos, amigos y familiares que han sido parte de mí. A mis amigos y hermanos de carrera: Jonathan Uribe, Andrés Jaramillo, Nallany Toledo, Alejandra Herrera. A mis maestros: Gonzalo Solís, Lilia Martínez, Jorge Pérez y Agustín Guarneros.

A toda la sección de Bioelectrónica, y muy en especial para Paty Peña, Ma. Luisa Lorán, Georgina Olmos, David Gamino, Gabriel Vega, Daniel Novelo, Nestor Bustos, Gonzalo Domínguez, Sandra Arias, Michele Pla, Alejandro Márquez, Gabriel Vázquez, Jose Luis Teja, Felipe García, Khaled, Anabel Sánchez y el Ing. Eladio Cardiel.

A mis viejos amigos y antiguos compañeros.

ÍNDICE

RECONOCIMIENTOS	2
DEDICATORIAS	3
ÍNDICE	4
ÍNDICE DE FIGURAS	7
ABREVIATURAS	9
RESUMEN	10
ABSTRACT	11
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	12
1. INTRODUCCIÓN	13
CAPÍTULO 2. OBJETIVOS	17
2.1 OBJETIVO GENERAL	18
2.2 OBJETIVOS PARTICULARES	18
CAPÍTULO 3. JUSTIFICACIÓN	19
3. JUSTIFICACIÓN	20
CAPÍTULO 4. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	21
4.1 ANTECEDENTES	22
4.1.1 <i>Prótesis Pasivas</i>	22
4.1.2 <i>Prótesis Activas</i>	23
4.1.3 <i>Prototipos desarrollados en México</i>	23
4.1.4 <i>Prototipos desarrollados en el Extranjero</i>	23
4.2 ESTADO DEL ARTE	24
4.3 ANATOMÍA DE LA MANO	28
4.3.1 <i>Huesos del carpo, metacarpianos y falanges [45]</i>	28
4.3.2 <i>Músculos Intrínsecos de la Mano</i>	29
4.4 BIOMECÁNICA DE LA MANO	30
4.4.1 <i>Amplitud de movimiento del carpo</i>	32
4.4.2 <i>Articulaciones metacarpo-falángicas</i>	32
4.4.3 <i>Articulaciones Interfalángicas</i>	33
4.4.4 <i>Movimiento del dedo I</i>	35
4.4.5 <i>Clasificación y tipos de prensa de la mano [49]</i>	37
4.4.6 <i>Sujeción de objetos</i>	41
4.4.7 <i>Lesiones y niveles de amputación</i>	41
4.4.8 <i>Herramientas matemáticas para manipuladores robóticos</i>	44
4.6 METODOLOGÍA DEL DISEÑO	51
4.6.1 <i>Procesos de diseño</i>	51

4.6.2 Método de Diseño.....	52
4.6.3 Clarificar Objetivos.....	53
4.6.4 Establecimiento de funciones	55
4.6.5 Requerimientos.....	56
4.6.6 Características de los componentes.....	58
4.6.7 Generación de alternativas.....	59
4.6.8 Evaluación de alternativas.....	61
4.6.9 El método del elemento finito.....	61
4.6.10 Teoría de Von Mises [70]	61
CAPÍTULO 5. DESCRIPCIÓN DE LA PROPUESTA	64
5.1 DESCRIPCIÓN DE LA PROPUESTA	65
CAPÍTULO 6. PROPUESTA DE DISEÑO DE LA MANO ARTIFICIAL.....	67
6. PROPUESTA DE DISEÑO DE LA MANO ARTIFICIAL	68
6.1 RECEPCIÓN DE LA SEÑAL.....	68
6.2 ACTUADORES.....	70
6.2.1 Servomotor Dynamixel RX-28.....	71
6.2.2 Motor a pasos: Pololu Bipolar de 200 pasos.....	72
6.2.3 Motorreductores.....	73
6.3 SISTEMA DE CONTROL.....	75
6.3.1 Controlador Central - Controlador Robotis CM-700	75
6.3.2 Controlador Baby Orangutan B-328	77
6.3.3 Controlador de motores a pasos Pololu A4988.....	78
6.4 ELEMENTOS DE TRANSMISIÓN	81
6.5 SUMINISTRO DE ENERGÍA.....	82
6.6 MATERIAL DE SOPORTE	85
6.7 DISEÑO CONCEPTUAL	85
CAPÍTULO 7. DESARROLLO EXPERIMENTAL DE LA PRÓTESIS DE MANO.....	88
7.1 DISEÑO MECÁNICO DE MANO	89
7.1.2 Mecanismo del Prototipo Propuesto	89
7.2 PROPUESTA DE DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO DE MANO ARTIFICIAL.....	90
7.2.1 Diseño de los Dedos y su Mecanismo de Activación.	91
7.2.2 Diseño de los dedos II-V y su mecanismo de activación.....	92
7.2.3 Diseño del dedo I y su mecanismo de activación.	94
7.2.4 Diseño de la palma de la mano.....	97
7.2.5 Ensamblaje de los dedos a la palma	98
7.3 CARACTERÍSTICAS DEL PROTOTIPO DE MANO	102
7.3.1 Características mecánicas.....	102
7.3.2 Características Eléctricas	102
7.4 MOVIMIENTOS Y FUNCIONES DEL PROTOTIPO DE MANO BIOLAREMUS 1	104
7.5 ANÁLISIS DE ESFUERZOS MECÁNICOS POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	107
7.5.1 Uso de COMSOL™ Multifísica®.....	108
7.5.2 Mallado.....	112
7.5.3 Resultados.....	113

CAPÍTULO 8. DISCUSIÓN.....	115
8. DISCUSIÓN	116
8.1 SOBRE EL MÉTODO DE OBTENCIÓN DE UN DISEÑO CONCEPTUAL	116
8.2 SOBRE LOS ACTUADORES, EL SISTEMA DE CONTROL Y EL SUMINISTRO ELÉCTRICO.....	116
8.3 SOBRE LA CREACIÓN DE UN DEDO DE UN GRADO DE LIBERTAD	117
8.4 SOBRE LA CREACIÓN DE UN DEDO DE DOS GRADOS DE LIBERTAD	117
8.5 SOBRE LOS MOVIMIENTOS DEL PROTOTIPO.....	118
8.6 SOBRE EL ANÁLISIS POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	118
CAPÍTULO 9. CONCLUSIONES	119
9. CONCLUSIONES	120
9.1 PROPUESTA DE PROTOTIPO DE MANO ARTIFICIAL PARA SU USO COMO PRÓTESIS.....	120
9.2 TRABAJO FUTURO	123
PUBLICACIONES	124
MUSCLE-ELECTRODE INTERFACE SIMULATION.....	124
LOW COST KNEE BIONIC PROSTHESIS BASED ON POLYCENTRIC MECHANISMS.....	127
MODULAR POLYCENTRIC PROSTHESIS DESIGN FOR HIP DISARTICULATION	133
BIBLIOGRAFÍA	134
ANEXOS	142

Índice de Figuras

FIG. 1 HUESOS DE LA MANO	28
FIG. 2 MÚSCULOS DE LA MANO [46]	30
FIG. 3 ARTICULACIONES DE LA MANO	31
FIG. 4 RANGO DE MOVILIDAD DEL CARPO. FLEXIÓN Y EXTENSIÓN (IZQUIERDA). DESVIACIÓN RADIAL Y CUBITAL (DERECHO) [46].....	32
FIG. 5 ARTICULACIÓN METACARPOFALÁNGICA (MCF) [46]	33
FIG. 6 FLEXIÓN DE LAS ARTICULACIONES IFP [46]	34
FIG. 7 ARTICULACIONES IFP EN: A) FLEXIÓN Y B) EXTENSIÓN [46]	34
FIG. 8 A) ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN PALMAR DEL DEDO I Y B) ADUCCIÓN Y ABDUCCIÓN TRANSPALMAR DEL DEDO I [48].	35
FIG. 9 EJES DE MOVIMIENTO DEL DEDO I (VISTA PALMAR)	36
FIG. 10 PRENSIÓN TERMINAL DE LOS DEDOS [49]	38
FIG. 11 PRENSIÓN SUBTERMINAL DE LOS DEDOS [49]	38
FIG. 12 PRENSIÓN SUBTÉRMINO LATERAL DE LOS DEDOS [49].....	39
FIG. 13 PRENSIÓN DÍGITO-PALMAR INCOMPLETA [49]	39
FIG. 14 PRENSIÓN DÍGITO-PALMAR INCOMPLETA [49]	40
FIG. 15 DESARTICULACIONES Y AMPUTACIONES DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR [56]	42
FIG. 16 AMPUTACION PARCIAL DE MANO A) RADIAL, B) CUBITAL, C) CUBITAL DE 3 DEDOS, D) CENTRAL, E) DISTAL Y F) AMPUTACIÓN DE DEDOS II-V [57]	42
FIG. 17 SISTEMA TRES EN LÍNEA CON VII NIVELES DE LESIÓN	43
FIG. 18 MODELO METODOLÓGICO DE <i>MICHAEL FRENCH</i> [66]	52
FIG. 19 MÉTODO DE DISEÑO [64]	53
FIG. 20 <i>ÁRBOL DE OBJETIVOS</i> DE LA MANO	54
FIG. 21 <i>CAJA NEGRA</i> PARA ESTABLECER FUNCIONES.....	55
FIG. 22 DIAGRAMA DE FUNCIONES DEL PROTOTIPO DE MANO	55
FIG. 23 METODOLOGÍA SIMPLIFICADA DE <i>BLITZ QFD</i> PARA EL DESARROLLO DEL PROTOTIPO [69]	57
FIG. 24 FUNCIONES SECUNDARIAS	60
FIG. 25 <i>DIAGRAMA MORFOLÓGICO</i> DE SOLUCIONES	60
FIG. 26 CRITERIO DE FLUENCIA BASADO EN ENERGÍA MÁXIMO DE DISTORSIÓN (TEORÍA DE FALLA DE VON MISES).....	62
FIG. 27 PROCESO DE CONVERSIÓN DE SEÑAL ANALÓGICA A DIGITAL.....	69
FIG. 28 PROCESO DE CONVERSIÓN A/D (<i>GRÁFICO</i>).....	70
FIG. 29 SERVOMOTOR ROBOTIS DYNAMIXEL RX-28 [75]	72
FIG. 30 MOTOR A PASOS POLOLU 20X30 [77].....	73
FIG. 31 MICROMOTORREDUCTOR POLOLU 150:1 [78]	74
FIG. 32 CONTROLADOR CM-700 [79].....	76
FIG. 33 DESCRIPCIÓN DE CONTROLADOR CM-700 [79].....	77
FIG. 34 CONTROLADOR BABY ORANGUTAN 328 B [80].....	78
FIG. 35 CONTROLADOR POLOLU A4988 [81]	79
FIG. 36 EL SISTEMA DE CONTROL GENERAL CONSTA DE: 1 CONTROLADOR CENTRAL CM-700 PARA EL SISTEMA Y EL SERVOMOTOR, 1 CONTROLADOR BABY ORANGUTAN B328 PARA 2 MOTORES DE C.D. CON REDUCTORES, 2 CONTROLADORES A4988 PARA 2 MOTORES A PASOS.	80
FIG. 37 MECANISMO TBM CON UN SOLO GRADO DE LIBERTAD	81
FIG. 38 MECANISMO PROPUESTO POR <i>JUNG</i> [36].....	82
FIG. 39 BATERÍA LITIO POLONIO (LiPo) 3.7 V@2000 MAH	84
FIG. 40 DIAGRAMA ELÉCTRICO DEL CARGADOR DE LA BATERÍA LIPO [85].....	84

FIG. 41 ELEVADOR DE VOLTAJE DE 4 V A 25 V.....	85
FIG. 42 ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO.....	86
FIG. 43 DISEÑO CONCEPTUAL DEL PROTOTIPO DE MANO ROBÓTICA.....	87
FIG. 44 MECANISMO DE ENLACE RÍGIDO.....	91
FIG. 45 DIAGRAMA DE LOS ESLABONES DEL DEDO (DESENSAMBLADO)	93
FIG. 46 DIAGRAMA DE LOS ESLABONES DEL DEDO (ENSAMBLADO) <i>CORTE MEDIO</i>	93
FIG. 47 TRAYECTORIA DEL MECANISMO PROPUESTO	94
FIG. 48 COMPOSICIÓN DEL DEDO I	95
FIG. 49 ROTACIÓN PALMAR DEL DEDO I (ADUCCIÓN-ABDUCCIÓN)	96
FIG. 50 PARTES DE LA PALMA DE LA MANO.....	97
FIG. 51 VISTA SUPERIOR DE LA PALMA.....	98
FIG. 52 ENSAMBLE DEL DEDO AL SOPORTE PALMAR.....	99
FIG. 53 TENSIÓN DE MECANISMO DEL DEDO PARA FLEXIÓN Y EXTENSIÓN.....	100
FIG. 54 RECORRIDO DEL MECANISMO DE FLEXO-EXTENSIÓN DEL DEDO	101
FIG. 55 PROTOTIPO DE MANO ENSAMBLADO EN <i>VISTAS SUPERIOR</i> E <i>INFERIOR</i>	103
FIG. 56 PROTOTIPO DE MANO ENSAMBLADO EN <i>VISTAS LATERALES IZQUIERDA</i> Y <i>DERECHA</i>	103
FIG. 57 PRENSA BIDIGITAL ENTRE LOS DEDOS I Y II DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1.....	104
FIG. 58 PRENSA BIDIGITAL ENTRE LOS DEDOS I Y III DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1.....	104
FIG. 59 PRENSA BIDIGITAL ENTRE LOS DEDOS I Y IV DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1	105
FIG. 60 PRENSA BIDIGITAL ENTRE LOS DEDOS I Y V DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1	105
FIG. 61 PRENSA TRIDIGITAL ENTRE LOS DEDOS I, II Y III DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1.....	106
FIG. 62 PRENSA PALMAR COMPLETA CON LOS CINCO DEDOS DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1.....	106
FIG. 63 MOVIMIENTO DE INDICACIÓN CON EL DEDO II DEL PROTOTIPO BIOLAREMUS 1.....	107
FIG. 64 MECANISMO CON MATERIALES ASIGNADOS POR PIEZAS.....	109
FIG. 65 MECANISMO FLEXIONADO Y EXTENDIDO	110
FIG. 66 DEFINICIÓN DEL SISTEMA EN TENSIÓN MECÁNICA.....	110
FIG. 67 DEFINICIÓN DE COMPRESIÓN EN DIRECCIÓN INTERNA	111
FIG. 68 DEFINICIÓN DE COMPRESIÓN LATERAL	111
FIG. 69 MALLADO DE MECANISMO EXTENDIDO.....	112
FIG. 70 MALLADO DE MECANISMO FLEXIONADO	112
FIG. 71 RESULTADO DE TENSIÓN INTERNA EN MECANISMO.....	113
FIG. 72 RESULTADO DEL MECANISMO A COMPRESIÓN Y REACCIÓN.....	113
FIG. 73 RESULTADO DE COMPRESIÓN LATERAL SOBRE EL MECANISMO	114
FIG. 74 DEDO CON CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS EN LOS MECANISMO INTERNA.....	114

ABREVIATURAS

C.A.	Corriente alterna	s	Segundos
C.D.	Corriente directa	USB	<i>Universal Serial Bus</i>
cm	Centímetro	V	<i>Volts</i>
g	gramos	v. et l.	<i>Verbatim et literatim</i>
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>	CMC	Carpo-Metacarpiana
INEGI	Instituto Nacional de Estadística y Geografía	MCF	Metacarpo-Falángica
Kb	<i>Kilo bits</i>	cm ²	Centímetro cuadrado
KB	<i>Kilo bytes</i>	CAD	<i>Computer Aided Design</i>
Kg	Kilogramo	CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
LAREMUS	Laboratorio de Radiación Electromagnética y Ultrasónica	CMC	Carpo-Metacarpiana
LiPo	Litio Polonio	MCF	Metacarpo-Falángica
m	Metros	2D	2 Dimensiones
mA	mili Amperes	3D	3 Dimensiones
mAh	Mili amperes hora	£	Libras esterlinas
Mbps	Mega <i>bits</i> por segundo		
mm	Milímetros		
N	Newton		
Pa	Pascales		
PID	<i>Proportional Integral Derivate</i>		
RAM	<i>Random Access Memory</i>		
RDM	Rango De Movimiento		
RPM	Revoluciones por minuto		
RPS	Revoluciones por segundo		

RESUMEN

En México la distribución porcentual de la población, según su condición de discapacidad en el año 2000, muestra que el 2.3% de la población sufre algún tipo de discapacidad (2'300,000 personas), de los cuales el 46.6% son de tipo motriz (1'071,800 personas) [1]. En el año 2008 los egresos hospitalarios en las instituciones públicas del sector salud y servicios estatales por amputaciones de miembro superior e inferior fueron un total de 6,639 personas del sexo masculino y 3,681 personas del sexo femenino [2]. La pérdida de alguna extremidad, específicamente de miembro superior, es un suceso que repercute en la realización de las actividades cotidianas de quien la padece, e inclusive de sus familiares. Con el uso de una prótesis, una persona recobra la capacidad para realizar algunas de las funciones que había perdido, además de proporcionar un elemento estético.

Esta tesis tiene el objetivo primordial de proponer un prototipo de mano artificial de 5 grados de libertad con características antropomórficas y dimensiones antropométricas para realizar movimientos de prensión. Será una prótesis de tipo modular que se acoplará a distintos tipos de prótesis y conectores estándar [3]. Este trabajo se hace con base en el estudio anatómico y biomecánico de las características y funciones de la mano, a fin de realizar los movimientos de prensión que realizan los dedos. Para esto, se propone el desarrollo metodológico con la cual se determinarán las funciones primarias y secundarias del prototipo. Además, con esta metodología se definieron las características mecánicas, eléctricas y electrónicas de los componentes que activarán los movimientos de la mano, generándose alternativas de diseño a partir de la creación de un esquema general que se constituye de cinco etapas: Sensado, Control, Actuadores, Mecanismos y Alimentación. También de esta metodología se obtuvo un diseño conceptual para el desarrollo de un sistema óptimo.

Como resultado de esta metodología se tiene un prototipo de mano con 5 dedos, numerados del I al V, con mecanismos rígidos para la realización de los movimientos de flexión-extensión de los dedos y, también para el movimiento de la prominencia tenar, es posible realizar la oposición del dedo I con los dedos II, III, IV y V.

Con este prototipo de mano esperamos contribuir a paliar las necesidades de prótesis de mano del país, por ser un diseño nacional, esperamos que su costo sea accesible de la población de México.

Palabras clave: *mano antropomórfica, mecanismo rígido, prótesis modular, metodología de diseño, mano multi-articulada.*

ABSTRACT

In Mexico the percentage distribution of the population by disability status in 2000, shows that 2.3% of the population suffers some form of disability (2'300,000 people), of which 46.6% are motor type (1'071,800 people) [1]. In 2008 hospital discharges in the public health sector and government services by amputation of upper and lower limbs were a total of 6.639 people 3.681 male and female persons [2]. The loss of a limb, upper limb specifically, is an event that affects the performance of daily activities of sufferers, and even their families. By using prosthesis, a person regains the ability to perform some of the functions that were lost as well as providing an aesthetic element.

This thesis has the primary objective to propose a prototype of an artificial hand with 5 degrees of freedom, anthropomorphic and anthropometric dimensions when moving the handles. It will be a modular prosthesis that will attach to different types of prostheses and connectors [3]. This work is based on the anatomical and biomechanical features and functions of the hand to perform grasping movements performed by the fingers. For this methodological development is proposed with which to determine the primary and secondary functions of the prototype. Furthermore, this methodology defined the mechanical, electrical and electronic components that activate the hand movements, generating design alternatives from the creation of an overall scheme that is constituted of five stages: Sensing, Control, Actuators, Mechanisms and Food. This methodology also was a conceptual design for the development of an optimal system.

As a result of this methodology we obtained a prototype hand with 5 fingers, numbered I to V, with rigid mechanisms for achieving the flexion-extension movements of the fingers and also for the movement of the thenar prominence for opposition I finger fingers II, III, IV and V.

With this prototype we hope to help alleviate the needs of prosthetic hand in the country, being a national design, we hope that its cost will be accessible to the Mexico's population.

Keywords: anthropomorphic hand, rigid mechanism, modular prosthesis, design methodology, multi-articulated hand.

Capítulo 1. Introducción

1. Introducción

De acuerdo a estudios realizados por el Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI), en el año 2000 en nuestro país, de un 100% de población censada el 31% padece algún tipo de discapacidad, el 8.1% presenta dificultades para moverse, el 1.2% presenta falta de piernas o brazos [4]. La población actual de acuerdo al censo de población y vivienda del 2010 es de 112'336,538 habitantes, de los cuales 5'739,270 son personas con discapacidad severa [5], del total de habitantes sigue preservándose el porcentaje de discapacitados por falta de algún miembro del cuerpo relativo al 2001, esta cifra es cercana a los 1'348,038 habitantes.

La falta de una o ambas extremidades torácicas del cuerpo humano es consecuencia derivada de un traumatismo, males congénitos, enfermedades degenerativas e insuficiencias arteriales, siendo la *diabetes mellitus* la causa principal en México [6]; originando así daños colaterales que se reflejan en la vida personal y laboral del individuo que la padece. Actualmente existen diversas opciones que permiten recuperar la forma práctica y la función del o de los miembros faltantes mediante el uso prótesis.

La incidencia de amputaciones torácicas es un problema que se presenta en personas en edad productiva. Existen proyectos de investigación, tanto institucionales como particulares en los cuales se desarrollan nuevos modelos de prótesis. A nivel mundial existen varios modelos de prótesis que se ofrecen diversas características, como versatilidad, rapidez y complejidad; siendo estas de procedencia extranjera. Importantes contribuciones se han hecho en el desarrollo de manos inteligentes como la mano Utah/MIT [7] y el brazo *Luke Arm* [8]. La mayoría de estas han sido desarrolladas para la operación espacial, manipulando objetos pesados. [9]

Por otra parte, el desarrollo de manos antropomórficas y peso ligero se han realizado, ejemplos como la Mano Southampton [10] [11], la mano *Toronto/Bloorview-MacMillan* (TBM) [12], la Mano UB de Italia [13] [14] y la mano Otto Bock, que son las principales manos protésicas usadas. Sin embargo, entre el 30% y el 50% de las personas que usan prótesis de mano han mostrado rechazo al uso continuo de sus prótesis debido a factores como el peso, el limitado e inestable agarre causada por los pocos Grados de Libertad (GDL), los movimientos no naturales e incluso la apariencia de la misma.

Los diversos tipos de prótesis se clasifican como pasivas y funcionales. Las pasivas son aquellas que reemplazan la o las extremidades en color, forma y

aparición debido a que son estructuras recubiertas de materiales que asemejan las características de una mano real pero no realizan ningún movimiento, éstas son llamadas prótesis estéticas. Las prótesis funcionales son aquellas que mediante determinados movimientos o señales mioeléctricas realizan una acción mecánica de prensión y apertura de un sistema eléctrico, mecánico o mixto; así pueden ser divididas en prótesis mecánicas, eléctricas o híbridas.

Las personas que han usado prótesis de tipo pinza experimentan el manejo de las mismas y sienten la funcionalidad limitada, ya que sólo permite la sujeción de objetos limitados en forma y tamaño. En general, las personas con amputación requieren recobrar la mayor funcionalidad del miembro perdido a través de prótesis con mayor versatilidad en sus movimientos, algunas prótesis comerciales que realizan amplia variedad de movimientos son la *i-Limb®* y *Michelangelo®*, sin embargo, sus costos son de £30,000 aproximadamente y las ofrecidas por *ProBionics®* son de 5,000 a 10,000 dólares, haciendo la adquisición difícil para la mayor parte de la población que padece la discapacidad motriz.

El presente trabajo propone una prótesis de 15 uniones, con 1 grado de libertad para cada uno de los dedos II al V y 2 grados de libertad para el dedo I; de modo que sujete objetos en cuasi cualquier forma limitado al tamaño de la mano, así mismo, esperamos que su precio, una vez en el mercado, esté por debajo de las prótesis actualmente disponibles. Esta propuesta podrá aplicarse a hombres y mujeres, de entre 18 y 65 años de edad que hayan perdido su extremidad superior por amputación quirúrgica y congénita. La versatilidad del diseño podrá adaptarse a personas de distintas tallas salvaguardando la funcionalidad de la prótesis.

Esta propuesta de prótesis electromecánica de muñeca, está reflejada en esta tesis de Maestría en Ciencias, la cual está dividida en 8 capítulos: El capítulo 1 corresponde a la introducción. En el capítulo 2 se exponen los objetivos de este trabajo, los compromisos plasmados se enfocan en la obtención de una propuesta de un prototipo de mano antropomórfica para ser usada como prótesis. El capítulo 3 describe la justificación en términos de desarrollo sustentable. El capítulo 4 detalla los antecedentes, el marco teórico y el estado del arte. El capítulo 5 describe la descripción de la propuesta de la mano artificial. El capítulo 6 describe el diseño y desarrollo físico de la propuesta de diseño. El capítulo 7 narra el desarrollo experimental de la prótesis de mano. El capítulo 8 contiene la discusión de los resultados. Y el capítulo 9, presenta las conclusiones de esta tesis.

En el capítulo 4 se detallan los antecedentes, el estado del arte y el marco teórico del trabajo. Este se divide en 3 secciones, la primera es la revisión de los diversos trabajos hechos en relación a prótesis de mano hasta antes del año 2000, en especial de los trabajos hechos en México y el mundo en términos de sistemas electrónicos, mecánicos e híbridos. La segunda sección establece el estado del arte, en el que se detallan los avances tecnológicos y de investigación relacionados con los prototipos desarrollados en los últimos 12 años en el mundo. La tercera y última sección presenta los detalles básicos para el desarrollo de la prótesis relacionados con; la anatomía de la mano, su funcionamiento, características biomecánicas, herramientas de análisis matemático y la metodología de diseño en ingeniería. Se abordó la descripción anatómica-funcional de la mano en su estructura ósea, articulaciones, ligamentos, tendones y músculos. Asimismo las bases teóricas de los rangos de movimientos, formas de sujeción, lesiones y niveles de amputación. También fueron tratados las trayectorias y movimientos de cada uno de los dedos, así como el mecanismo flexor-extensor y el de aducción-abducción, al igual que los tipos de agarre que tiene la mano humana. Para el análisis de la mano desde el punto de vista matemático, se describe la cinemática directa con su descripción matemática. La metodología de diseño de sistemas en ingeniería se describe, así como sus elementos que refieren al proceso de solución a una propuesta, ésta incluye su análisis, evaluación, rediseño y desarrollo.

El capítulo 6 describe la propuesta de diseño de la mano artificial actuada y multi-articulada. Se proponen los sistemas que serán empleados para el funcionamiento del prototipo, éstos son para la recepción de la señal, el sistema de control, los elementos de transmisión, los actuadores, el suministro de energía, el material de soporte y el diseño conceptual del sistema general.

En el capítulo 7 se redacta el desarrollo mecánico de la mano tales como los mecanismos usados, las características de los elementos del prototipo como los dedos y la palma; así mismo, se describe el análisis por el método de elementos finitos de la resistencia mecánica del prototipo. Para el diseño mecánico, se describe un prototipo de 15 uniones móviles de múltiples grados de libertad integrados en 5 dedos- Los dedos II-V sólo tendrán un grado de libertad y el dedo I tendrá 2 grados de libertad. Los dedos realizarán la flexión y extensión; el dedo I realizará también la aducción y abducción. Los dos primeros movimientos serán actuados por dos motores de C.D. con reductores para los dedos III y IV-V, 2 motores a pasos que actuarán en los dedos I y II. Para el dedo I, se incorpora un servomotor que actuará para la realización de la aducción y abducción de éste. El sistema realizará cinco tipos de prensas: 1) Prensión terminal, 2) Prensión subterminal, 3) Prensión subtérmino-lateral, 4)

Prensa cilíndrica y 5) Prensa dígito palmar incompleta. Se hizo el análisis por el método de elementos finitos de la resistencia mecánica del prototipo, se describe éste a fin de analizar dos efectos mecánicos que actúan sobre el mecanismo, estos son la tensión y la presión mecánicas. Estos dos efectos se tienen en tres formas distintas, el primero es para cuando el mecanismo de la mano es tensado por los sistemas propios de la mano con una tensión máxima de 37 Kg/cm^2 , el segundo es cuando los dedos son presionados por un objeto externo a manera de contracción con una fuerza de hasta 5000 N , y un tercer caso, se presenta cuando el mecanismo es golpeado lateralmente por una fuerza externa a él. El análisis se realiza sobre el mecanismo del prototipo con las características físicas de los materiales con la que será construida: aluminio 6063-T6, Nylamid SL®, Bronce B144 y acero inoxidable 304.

En el capítulo 8 se hace una discusión de los resultados obtenidos en los capítulos 6 y 7. En el capítulo 9 se presenta una descripción comparativa de los resultados obtenidos y su relación con los objetivos planteados, proponiendo en su parte final los trabajos futuros que sería continuación de esta tesis.

Capítulo 2. Objetivos

2.1 Objetivo General

Propuesta de un prototipo de mano artificial de 5 grados de libertad, su aplicación práctica será la prensión de objetos menores a 2 Kg.

El prototipo propuesto se compondrá de seis elementos principalmente: cinco dedos y una palma. Los dedos II-V tendrán 3 grados de libertad en conjunto: uno para el dedo II, uno para el dedo III y uno para los dedos IV y V. El dedo I tendrá 2 grados de libertad. Cada dedo o grupo de dedos tendrán movimientos independientes de los demás. La independencia de movimientos permitirá la prensión de objetos de formas distintas. El peso deseado del prototipo deberá ser menor a 1 Kg.

2.2 Objetivos Particulares

- Proponer una metodología de diseño para la determinación de funciones primarias y secundarias del prototipo.
- Diseñar un prototipo de 15 uniones con mecanismos independientes que realice la función de los 5 dedos de la mano.
- Proponer los sistemas mecánicos, eléctricos y electrónicos que integrarán al sistema para la ejecución de las trayectorias y movimientos de los dedos.
- Proponer el modelo prototipo de la mano en sistema CAD, determinando los materiales en las que será construida por un sistema CAM.
- Aplicar un análisis de esfuerzos por el método de elementos finitos en modo estático para la determinación del desempeño mecánico de los componentes mecánicos de los dedos.

Capítulo 3. Justificación

3. JUSTIFICACIÓN

En México, un 2.3% de la población tiene un tipo de discapacidad motriz, de las cuales el 46.6% son de tipo motriz. Los hospitales, hasta el año 2008, han reportado egresos hospitalarios en las instituciones públicas de salud un número de 6,639 personas del sexo masculino y 3,681 personas del sexo femenino. La falta de una o ambas extremidades torácicas del cuerpo humano es consecuencia derivada de traumatismo, males congénitos, enfermedades degenerativas e insuficiencias arteriales, siendo la *diabetes mellitus* la causa principal de amputaciones en México.

La mayor parte de la población que sufre algún tipo de amputación se consideran personas en edad productiva, este padecimiento afecta directamente a su vida cotidiana, desde lo personal hasta lo social. Las personas que han usado algún tipo de prótesis de tipo pinza experimentan el manejo de las mismas y declaran una funcionalidad limitada, ya que sólo permite la sujeción de objetos en delimitada forma y tamaño. En general las personas con amputación requieren recobrar la mayor funcionalidad del miembro perdido a través de una prótesis de mayor versatilidad en sus movimientos.

Recobrar las funciones que desempeñaba una mano es el objetivo primordial de la mayoría de los proyectos de investigación avanzados en el mundo, en los que se busca obtener la función de los dedos de forma independiente, así como la precisión de sujeción y la versatilidad de agarre para sostener objetos de distintas formas y tamaños. Actualmente existen diversas opciones que permiten recuperar la forma práctica y la función del o de los miembros faltantes mediante el uso de prótesis, sin embargo, la mayor parte de la población, en México y en el mundo, no tiene acceso a este tipo de prótesis, debido a sus costos que son de aproximadamente £30,000.

El trabajo desarrollado en esta tesis presenta el desarrollo de un prototipo de prótesis de mano para su uso como prótesis para personas con amputación de miembro superior a cualquier nivel, pues se presenta como un diseño modular adaptable a cualquier sistema protésico. Presentará una apariencia antropomórfica, así como proporciones establecidas con base en valores antropométricos. Su intervalo de movilidad estará definido por los mecanismos y actuadores del sistema. Análogamente, se conseguirán velocidades y esfuerzos cercanos a los que se proponen para prótesis del mismo tipo. El prototipo cumplirá con 5 puntos básicos: sencillez de funcionamiento mecánico, versatilidad de movimientos de sujeción, funcionalidad de uso protésico, bajo peso y un precio por debajo del 10% de las prótesis comerciales.

Capítulo 4. Antecedentes y Estado del Arte

4.1 Antecedentes

El uso de sistemas protésicos torácicos se comenzó a utilizar desde aproximadamente el año 300 a.C. habiéndose encontrado un ejemplar en una tumba de Capua (Italia) atribuida a los etruscos. En el año 1509 el caballero alemán *Götz Von Berlichingen* usaba una prótesis llamada *mano de hierro Götz*, pesaba 1.4 Kg y tenía articulaciones en los dedos que permitían empuñar una espada o lanza; la posición de los dedos era determinado por un sistema de diez ruedas mecánicas. Es un artilugio conservado en el museo de *Nürnberg* y aún funciona.

En el siglo XVI, un médico militar francés de nombre *Ambroise Paré*, desarrolló un brazo artificial móvil al nivel del codo, llamado "*Le petit Loraine*", el mecanismo era relativamente sencillo tomando en cuenta la época, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando, además de que constaba de una palanca por medio de la cual el brazo realizaba la flexión o extensión a nivel del codo [15].

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

En la actualidad, las prótesis de miembros superiores pueden ser clasificadas en pasivas y activas [16]. Las primeras son las conocidas también como estéticas, las cuales tienen como principal objetivo restablecer la apariencia cosmética del miembro perdido, aunque carecen de movimiento [17].

4.1.1 Prótesis Pasivas

Las prótesis cosméticas también llamadas prótesis pasivas, son usadas por pacientes que consideran que la apariencia es lo más significativo a la ausencia del miembro. *Ottobock™* ofrece este tipo de prótesis estableciendo estándares cosméticos que los usuarios desean, así pues se restaura la apariencia de la mano [3].

Las prótesis cosméticas actuales ofrecen ventajas y desventajas relacionadas con la durabilidad, grado de realismo y precio, producidas comúnmente en silicona o polivinilo clorado; presentan detalles generales como bellos, tono de piel, venas e inclusive tatuajes. Consisten básicamente en una mano interna rígida o mecánica y un guante cosmético.

4.1.2 Prótesis Activas

Las prótesis activas se clasifican en mecánicas, eléctricas, neumáticas, hidráulicas e híbridas [16]. Siendo estas dos últimas las que ofrecen una mejor solución en cuanto a la versatilidad y alta precisión en la ejecución de movimientos, aunque con mayor costo. Las prótesis electromecánicas que utilizan el sensado de la señal mioeléctrica en retroalimentación para implementar un control PID, surgen en Rusia en los años '60, utilizando un control con base en la obtención y procesamiento de señales eléctricas pequeñas producidas cuando un músculo se contrae o flexiona [18]. Estas prótesis son el sustituto de mayor nivel de rehabilitación, obteniendo un mejor desempeño en fuerza y velocidad de acción. A medida del incremento en el avance tecnológico, se fueron creando prototipos de mano y de brazo robóticos con una biomimética mayor. A continuación se hace mención de los trabajos e investigaciones más relevantes referentes a estos prototipos desarrollados.

4.1.3 Prototipos desarrollados en México

Algunos de los trabajos en México acerca de prótesis con sensado de señal mioeléctrica para su control que han desarrolladas en México por parte del CINVESTAV-IPN son por Rubén Santiago Godoy (1998), Roberto Muñoz Guerrero (1999), Enrique Valaguez Velázquez (1999), Apolo Zeus Escudero (2002), Roberto Muñoz Guerrero (2003), Moisés León Ponce (2003), Gilberto Días Ayil (2004), la mayoría de las cuales emplea un reconocimiento de 4 niveles de contracción, algunos por medio de una red *perceptron* multicapa mientras que otros por medición del valor RMS de la señal, para asignar movimientos de la prótesis. Todos estos trabajos representan variantes de una prótesis transhumeral. En la Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional (UPIITA-IPN) existen trabajos como el de Vicente Murillo Chávez y José de Jesús Colín (2003). Que involucran el procesamiento de los niveles de contracción para codificar una señal que será la instrucción al brazo robot. En los trabajos descritos se rigen por el principio de umbral de activación [19].

4.1.4 Prototipos desarrollados en el Extranjero

En los modelos desarrollados en el extranjero están los modelos comerciales *UTA-MIT* [7], *UB Hand* [20] [21] [22], *Utah Arm* [23] *Boston Elbow* [24], los cuales también monitorean la señal mioeléctrica para usarla en el control. Las prótesis para amputación inferior al codo presentan 2 grados de libertad: pronación-supinación de la muñeca; apertura y cierre de la mano mientras que las transhumerales presentan 3 grados de libertad. La diferencia de estos diseños respecto de los trabajos previos mencionados es su respuesta

proporcional a la energía de la señal mioeléctrica por la acción de contracción de los músculos, lo cual les da una cierta neutralidad de movimiento.

En 1984 *Jacobson, Wood y Biggers* desarrollaron el prototipo de mano robótica UTA-MIT con tres dedos y un pulgar, cada uno con cuatro grados de libertad [7]. Contaba con un sistema de cilindros neumáticos para proporcionar movimientos precisos de las articulaciones, así como trayectorias adecuadas para la manipulación de los objetos.

El prototipo de mano robótica *UB Hand* fue desarrollado en la Universidad de *Bologna*, Italia; desde 1985 se han realizado estudios sobre este dispositivo; de hecho, existen cuatro variaciones de este modelo [21]. Los resultados de una primera parte de esta actividad han sido la implementación y estudios experimentales del prototipo *UB Hand I*. La segunda fase de este proyecto dio como resultado el prototipo *UB Hand II*, el dispositivo de control está basado en plataformas de hardware multiprocesador y multicapa [20]. La *UB Hand III* integra un sistema de multi-sensado de retroalimentación con múltiples modalidades de operación elegibles [22]. La fase actual está dirigida al desarrollo de posturas sinérgicas a la mano natural, emulando el sistema natural de control y sensado, la *UB Hand IV* es un prototipo de movimientos muy finos y un agarre adaptativo, todos los prototipos tienen un sistema coordinado en tiempo real [21].

4. 2 Estado del Arte

En Marzo de 2001, *Dechev, Cleghorn y Naumann* presentaron un prototipo llamado *Mano Toronto/Bloorview-McMillan* con características de una mano experimental con dedos múltiples para un niño de entre 7 y 11 años de edad, dicho sistema es capaz de presentar funciones de agarre pasivo donde los dedos tienen movimiento de forma independiente. El mecanismo de los dedos es un sistema de enlaces rígidos con movimiento definido y emula la curva natural de los dedos la realizar la flexión y extensión; comprende seis eslabones que tienen la forma y proporción antropométrica de la mano, los dedos II-V tienen el mismo tamaño y el dedo I es un arreglo de 4 eslabones [12]. De igual forma, el mismo año *Schulz, Pylatiuk y Bretthauer* implementaron una mano artificial ultraligera [25] con 13 grados de libertad, impulsados por pequeños actuadores neumáticos, acoplado a una estructura muy compacta permitiendo así, un diseño que pudiera ser utilizado como prótesis de mano.

En el 2002 *Mouri*, y colaboradores presentaron el diseño *GIFU HAND III* [26], que cuenta con cuatro dedos y un pulgar. Todas las articulaciones son actuadas por servomotores colocados dentro de la palma y los dedos. El dedo pulgar

tiene cuatro articulaciones con tres grados de libertad y está equipada con sensores de fuerza de seis grados, colocados en la yema de los dedos y un arreglo matricial de sensores táctiles con 624 puntos de detección en la superficie de la palma. Para el mismo año, en el mes de mayo, *Massa* presentó el diseño preliminar de una prótesis de mano basada en mecanismos sub-actuados. En esta investigación se describe el modelo dinámico que en su momento, representaría una herramienta útil para simular el sistema [13], proponiendo estrategias adecuadas de control para el funcionamiento de la mano robótica. Simultáneamente, *Lotti* y colaboradores describieron el diseño de una mano antropomorfa con dedos articulados adaptables a diversas estructuras [27]. Es un dispositivo realizado con enlaces rígidos en bisagras elásticas, este diseño permitió facilidad para generar trayectorias de los dedos.

Para el 2004, *Geng, Huang, Zhang y Zhao* desarrollaron una mano robótica en cuyo diseño se consta de 5 dedos y 14 articulaciones conducidas por dos motores [28], utilizando una configuración física sencilla, siendo suficiente para sostener artículos de bajo peso y de pequeñas dimensiones. En Abril del mismo año dan a conocer el diseño de un sub-robot humanoide con la capacidad de adaptar la forma física de la mano al de algunos objetos [29], de tal forma que el sistema puede obtener más grados de libertad con menos actuadores y con menos dispositivos de control. De igual forma, *yang, Peña, Abtel, Patrick y Lindkvist* presentaron el diseño y análisis de una prótesis de mano con dedos multi-articulados fue presentada ese año, cuatro de los dedos II-V tenía 2 articulaciones y el dedo I tenía 3. El movimiento rotatorio se transforma a un comportamiento similar al tendón, lo que permite la ubicación de los actuadores lejos del brazo [30]; este diseño presenta una alternativa de bajo costo, permitiendo el accionamiento y control de los dedos con varios grados de libertad.

Para el 2005, *Ueda, Ishida, Kondo y Ogasawara* presentaron la mano NAIST [31], la cual incluía sensores táctiles en la punta de los dedos. Además de un control de fuerza de agarre por margen de deslizamiento y un control para 3 motores.

En el 2006, *Sánchez, Loaiza y Cortes* realizaron el diseño y construyeron un prototipo de pinza y rotador para aplicarlo como prótesis mioeléctrica [32]. Este dispositivo es capaz de sustituir las funciones de pronación y supinación de forma óptima, siendo evaluada en un paciente con amputación de antebrazo a nivel proximal de codo. Igualmente, *Cho, Rosenmarin y Asada* dieron a conocer el diseño de una mano robótica con datos precargados de los movimientos más utilizados en la vida diaria [33]. Los datos se interpretan como ángulos y

posteriormente se transforman en datos para que los 12 actuadores que posee, se desplacen y generen trayectorias.

Para el 2007, *Dragulescu y Ungureanu* dieron a conocer el proceso de modelado para la estructura de un dispositivo que combina mecanismos y sensores. Este trabajo cumple la finalidad de demostrar los desarrollos matemáticos para generar ciertos movimientos y posteriormente ser el preámbulo para crear un sustituto funcional ajustable [34]. Así mismo, *Avilés, Simanca y Niño* desarrollaron un prototipo de dedo robótico antropomórfico, con un mecanismo adaptado a 3 articulaciones y un grado de libertad; este sistema consta de un conjunto de palancas donde la entrada es un tornillo sinfín para la conversión de movimiento rotacional en línea [35]. Este diseño ofrece una alternativa a bajo costo, además de permitir el control de una mano artificial con la menor cantidad posible de grados de libertad.

Al año 2008, *Jung, Kang y Moon* dieron a conocer la implementación de una mano robótica que realiza la flexión de los dedos mediante un cable que funge como tendón, mientras que la extensión se realiza por un mecanismo compuesto por un resorte; este dispositivo posee 6 grados de libertad y un peso de 400 g [36].

En 2009, *Jung, y colaboradores* presentan el desarrollo de una mano robótica con 5 dedos y un sistema hidráulico colocado dentro de la palma. Todas las partes de los dedos del prototipo están integrados en una sola unidad [37]; cuenta con 14 articulaciones y mismo número de grados de libertad. La fuerza de agarre es controlada variando el ciclo de trabajo suministrado por un microcontrolador PWM. El mismo año, *Casamichin y Muñoz* presentaron el modelado, diseño y control de un brazo robot antropométrico [38], con el objetivo de comprobar movimientos básicos humanos integrando diversas herramientas computacionales, este mecanismo posee 15 grados de libertad.

En el 2010, *Wang* y colaboradores presentaron otro prototipo con palma convexa, diseño enfocado a mejorar la estabilidad mientras se sujeta un objeto [39]; cuenta con sensores de posición en cada dedo, destacando la destreza en comparación con otras prótesis comerciales. En el mismo año, se presentaron los resultados de su investigación que tenía como objetivo desarrollar una mano robótica ligera, de bajo costo, con cinco dedos y un alto nivel de realismo; las articulaciones de los dedos son alimentadas por cadenas de transmisión [40]; el tamaño del prototipo es similar al de una mano adulta.

Actualmente existe una gran variedad de modelos en prótesis mioeléctricas para diversos niveles de amputación, donde el tipo de control más usado es el

proporcional, sin embargo, sus costos son altos. A continuación se mencionan las patentes con mayor relevancia en cuanto a su funcionamiento y nivel de antropomorfismo.

La prótesis con sensado de señal mioeléctrica para el control y totalmente articulada *Bebionic* fue presentada oficialmente en el *Congreso Mundial de la Sociedad de Prótesis y Órtesis*. Contiene microprocesadores que monitorean constantemente la posición de los dedos, de manera que las secuencias de agarre sean siempre acertadas [41]. Ha sido diseñada con un ensamblaje robusto que le proporciona gran resistencia al impacto y los dedos contienen resortes que le permiten moverse de forma natural cuando se doblan pasivamente. El modelo *i-Limb* de *TouchBionic* [42], tiene como mayor novedad la programación mediante conexión *bluetooth*, gracias a un programa de cómputo específico que puede usarse en una computadora personal y permite configurar la potencia de agarre dependiendo de la actividad.

La prótesis *Michelangelo* de *Otto-Bock*, imita con gran similitud a la mano humana en aspecto físico, rapidez y movimientos [43]. La prótesis cuenta con un esqueleto de acero y aluminio que sustituye a huesos y articulaciones, y de un relleno blando en el lugar de los músculos y tendones de una mano real; se conecta a la musculatura de la extremidad mediante dos electrodos aunque se están realizando pruebas con seis, lo que permitiría aún mayores posibilidades de movimiento. La prótesis *Myo Hand* tiene una fuerza de agarre de 100 N y puede sujetar velozmente y con precisión. Los objetos se fijan mediante señales musculares, ya que el sistema electrónico de la prótesis no reajusta automáticamente la fuerza de agarre.

La compañía *Motion Control*, fabricante de prótesis mioeléctricas establecidas en Estados Unidos, presenta un brazo para amputación superior al codo denominado *UTAH ARM* [44] donde la mano y la muñeca tienen costo adicional; el brazo se puede mover a velocidad variable. Utiliza 2 microprocesadores para que exista un control simultáneo del codo y la mano.

Además de las prótesis antes mencionadas, el fabricante americano ofrece otra prótesis mioeléctrica denominada *PROCONTROL*, la cual manipula solamente la mano o la muñeca según sea el caso, posee dispositivos terminales intercambiables que pueden ser pinzas o manos según la necesidad del paciente.

4.3 Anatomía de la mano

4.3.1 Huesos del carpo, metacarpianos y falanges [45]

El carpo es la porción proximal de la mano y está conformado por ocho huesos unidos uno con otro por ligamentos. Las articulaciones entre éstos huesos se denominan articulaciones intercarpianas. Los huesos del carpo están dispuestos en dos hileras transversas de cuatro huesos cada una; sus nombres corresponden a la forma del hueso, los de la hilera proximal, de las caras externa a interna, son el escafoides, el semilunar, piramidal y pisiforme; los correspondientes a la hilera distal son el trapecio, trapezoide, hueso grande y ganchoso. El espacio cóncavo que forman el pisiforme y el hueso ganchoso (en el lado cubital), así como el escafoides y el trapecio (en el lado radial), aunados al retináculo flexor (fascia profunda) forma el túnel carpiano. A este lo cruzan los tendones de los flexores largos de los dedos y el dedo I, así como el nervio mediano.

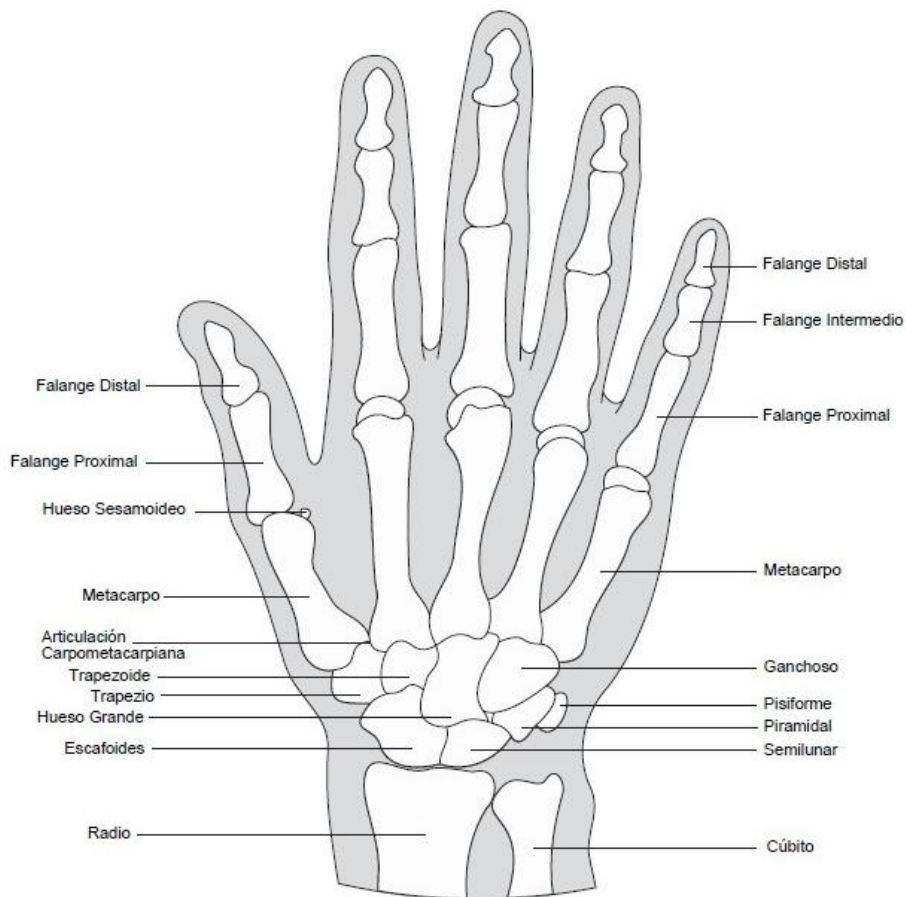


Fig. 1 Huesos de la Mano

El metacarpo es la región intermedia de esta extremidad y está constituido por cinco huesos, llamados metacarpianos. Cada uno de ellos comprende de una base proximal, diáfisis intermedia y cabeza distal. Los metacarpianos se numeran del I al V, empezando con el dedo I. Las bases se articulan con la hilera distal de huesos del carpo en las articulaciones carpo-metacarpianas, mientras que las cabezas lo están con las falanges proximales en las articulaciones metacarpo-falángicas.

Las falanges de los dedos constituyen la porción distal de la mano. Hay 14 falanges en los cinco dedos de cada mano y, al igual que los metacarpianos, se enumeran del I al V a partir del dedo I. Cada hueso del dedo recibe el nombre de falange, esta consta de base proximal, diáfisis intermedia y cabeza distal. El dedo I tiene dos falanges y los dedos II al V tienen tres falanges. La primera fila de falanges, llamadas proximales, se juntan con los metacarpos en la parte proximal y con las falanges medias en la parte de la cabeza distal, estas forman la segunda fila de falanges. A su vez éstas últimas se unen a la última fila llamadas falanges distales. El dedo I no tiene falange media. Las articulaciones entre falanges se denominan interfalángicas.

4.3.2 Músculos Intrínsecos de la Mano

Los músculos intrínsecos del metacarpo generan los movimientos finos, al mismo tiempo que los movimientos complejos y precisos de los dedos distintivos de la mano humana. Reciben este nombre porque tienen su origen y sus inserciones dentro de la mano. Los músculos intrínsecos de la mano se dividen en tres grupos: 1) tenares, 2) hipo-tenares e 3) intermedios.

Los cuatro músculos tenares actúan en el dedo I y forman la eminencia tenar, que es el contorno redondo del borde radial (externo) del metacarpo. Estos músculos son el abductor corto del dedo I, oponente del dedo I, flexor corto del dedo I y aductor del dedo I. Los tres músculos hipo-tenares actúan en el dedo V y forman la eminencia hipo-tenar, contorno redondo del cubital (interno) del metacarpo. Estos músculos son abductor del dedo V, flexor corto del dedo V y oponente del dedo V.

Los doce músculos intermedios, o de la porción media del metacarpo, actúan en los dedos segundo al quinto y son los siguientes: lumbricales, interóseos palmares e interóseos dorsales de la mano. Ambos conjuntos de músculos interóseos se localizan entre los metacarpianos y son importantes en la abducción, aducción, flexión y extensión de los dedos II-V.

Los músculos intrínsecos de la mano reciben fibras nerviosas derivadas del plexo braquial. En particular el abductor corto del dedo I y el oponente del dedo

I tienen inervación del nervio mediano; el aductor del dedo I, aductor del dedo V, flexor corto del dedo V, oponente del dedo V, interóseos dorsales de la mano e interóseos palmares del nervio cubital; el flexor corto del dedo I y lumbricales están inervados por el nervio mediano y nervio cubital.

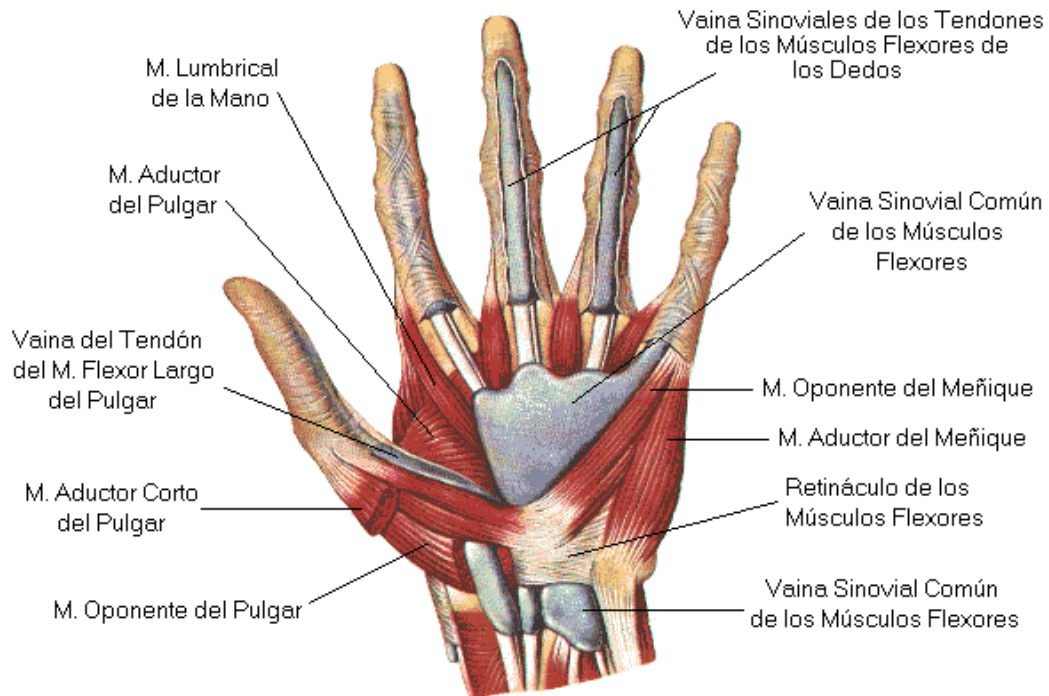


Fig. 2 Músculos de la Mano [46]

4. 4 Biomecánica de la Mano

La mano se encuentra conformada por 27 huesos en total, formando diferentes articulaciones entre ellos, estas son las Carpometacarpiana (CMC), Metacarpofalángica (MCF), Articulación Proximal Interfalángica (PIF) y Articulación Distal Interfalángica (DIF).

Cada una de estas cuenta con características distinta, lo que les permite realizar los siguientes movimientos [45]:

- *Flexión-Extensión:* En la flexión disminuye el ángulo entre los huesos articulares, mientras que en la extensión aumenta con frecuencia para devolver una parte corporal a la posición anatómica después de que se flexiona.
- *Hiperextensión:* Es el movimiento en el cual la extensión prosigue más allá de la posición anatómica.

- *Abducción-Aducción:* Abducción es el movimiento por el cual el hueso se aleja de su línea media, mientras que la aducción lo aproxima a dicha línea. El movimiento por el cual regresa una parte corporal a su posición anatómica es la aducción.
- *Circunducción:* Es el movimiento de un extremo distal de una parte del cuerpo en círculo. Se trata de una secuencia continua: flexión, abducción, extensión y aducción.
- *Oposición:* Movimiento del dedo a través de la palma para tocar los pulpejos de los dedos de la misma mano.

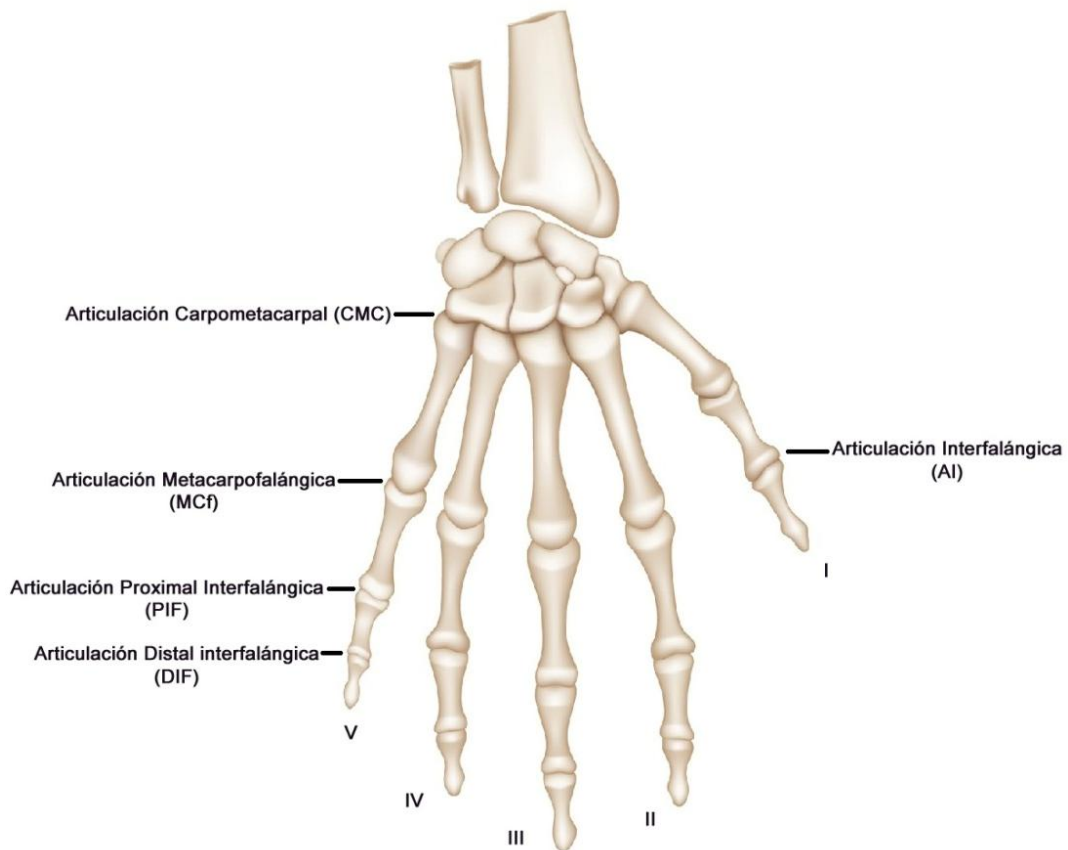


Fig. 3 Articulaciones de la Mano

La articulación cubitoradiocarpiana es la que existe entre el antebrazo y los huesos del carpo. El trapecio y el trapecoide se articulan con el escafoides, el hueso grande con el semilunar, y el hueso ganchoso se articula con el piramidal. Ningún hueso del carpo se articula con el cúbito.

La amplitud de movilidad se considera a partir del ángulo máximo de flexión y extensión, así como de la articulación en donde se lleve a cabo el movimiento.

4.4.1 Amplitud de movimiento del carpo

La amplitud del movimiento del carpo es de 70° para la extensión y no rebasa los 90° para la flexión, tanto la flexión como extensión son activas. También posee una desviación cubital la cual oscila entre los 30° y 40° (aducción) y otra radial que difícilmente sobrepasa los 20° (abducción) [47].

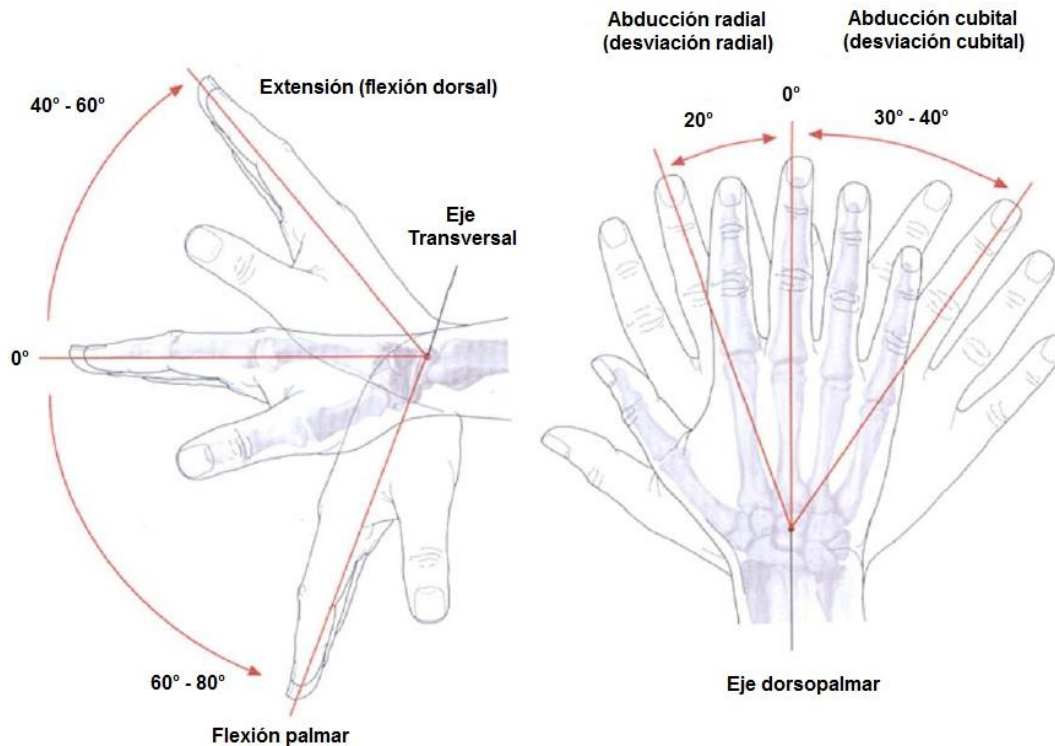


Fig. 4 Rango de movilidad del carpo. Flexión y Extensión (izquierda). Desviación radial y cubital (derecho) [46]

4.4.2 Articulaciones metacarpo-falángicas

Los metacarpianos se articulan con el borde irregular de la fila distal del carpo. El movimiento de los metacarpianos es complejo y varía de forma individual en cada uno de ellos. El dedo I rota sobre su base describiendo una circunducción, y los metacarpianos se mueven sobre sus bases individuales. Los movimientos dependen de la articulación y de la musculatura, logrando distintos movimientos dependiendo de la función para la que se necesiten, así como de la retroalimentación sensitiva.

Las articulaciones metacarpo-falángicas (MCF) son de tipo condíleo, y permiten por tanto movimientos activos de flexión-extensión, palmar y dorsal, abducción y aducción y pequeños movimientos de rotación axial.

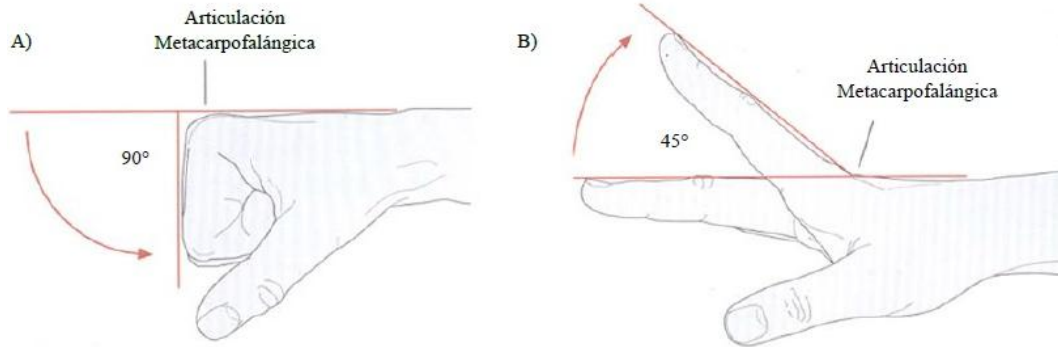


Fig. 5 Articulación Metacarpofalángica (MCF) [46]

La flexión activa llega a ser de 90° en el dedo II y aumenta de manera progresiva hasta el dedo V cuando se flexionan todos los dedos a la vez. La extensión activa puede alcanzar de 30° a 40° según variaciones individuales fisiológicas.

4.4.3 Articulaciones Interfalángicas

La mano cuenta con catorce falanges. El dedo I posee dos falanges mientras que los dedos II-V tienen tres. Las articulaciones interfalángicas (IF), articulaciones de bisagra, permiten flexión y extensión. Debido a la laxitud ligamentosa y capsular, es posible la hiper-extensión empleando una fuerza pasiva.

La flexión activa de las articulaciones interfalángicas proximales (IFP) puede ser de hasta 100°, aumentando desde el segundo al quinto dedo, hasta llegar a 135° en el dedo V. La flexión activa de las articulaciones interfalángicas distales (IFD) es poco menos de 90°, pero como en las anteriores, va aumentando desde el dedo II hasta conseguir 90° en el dedo V.

La extensión activa de las articulaciones interfalángicas es nula, aunque en las articulaciones distales puede haber un mínimo movimiento de aproximadamente 5°, siempre sometido a variaciones individuales. La extensión pasiva es nula en las articulaciones IFP, pero puede llegar a 30° en las IFD.

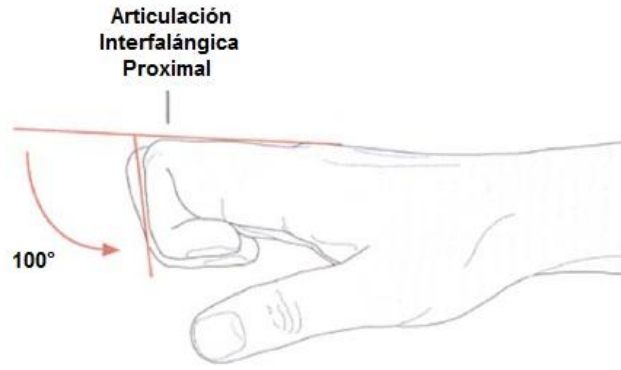


Fig. 6 Flexión de las articulaciones IFP [46]

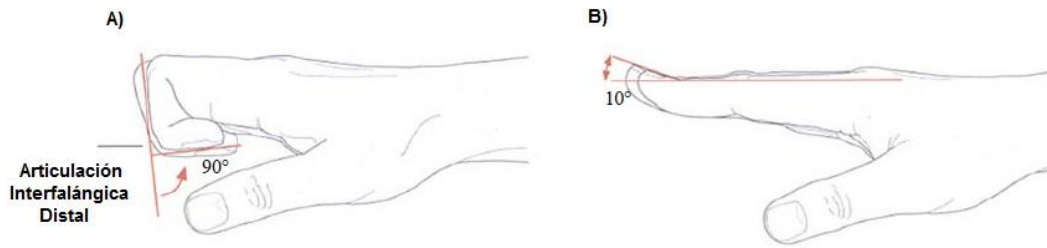


Fig. 7 Articulaciones IFP en: A) Flexión y B) Extensión [46]

4.4.4 Movimiento del dedo I

4.4.4.1 Articulación metacarpo-falángica del dedo I

Es una articulación del tipo condíleo, permite en teoría dos tipos de movimientos, pero realmente realiza los movimientos de rotación axial tanto activos como pasivos, lo que le confiere una gran importancia biomecánica, puesto que estos movimientos no son habituales en las articulaciones de este tipo. Lo que diferencia la articulación metacarpo-falángica del dedo I es la presencia de dos huesos sesamoideos en el espesor de la placa palmar, donde se insertan los ligamentos metacarpo-glenoideos.

La flexión y extensión del dedo I es más fácil identificar cuando se intenta tocar la base del dedo V, con este movimiento se observa la flexión activa de las articulaciones MCF e IF del dedo I.

La flexión y extensión de la articulación MCF del dedo I presenta un arco de movilidad de aproximadamente 50° entre este dedo y el dedo II. Mientras que la articulación IF de 90° y -20° con respecto a la línea axial del dedo I. [45]

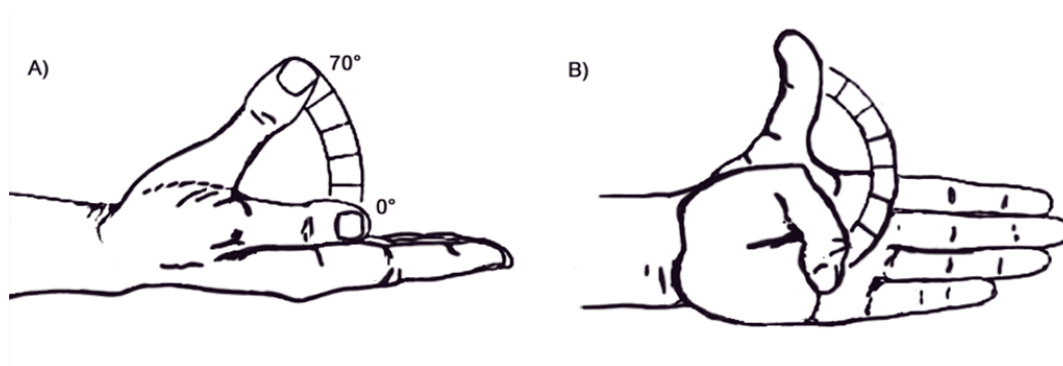


Fig. 8 A) Abducción y aducción palmar del Dedo I y B) Aducción y abducción transpalmar del Dedo I [48].

La superficie articular del trapecio con forma de silla de montar [46], esta permite el movimiento en 2 ejes principales: un eje de aducción-abducción, y un eje de flexo-extensión. El eje de aducción-abducción tiene un ángulo aproximado de 35° respecto al plano de la palma de la mano (Fig. 9).

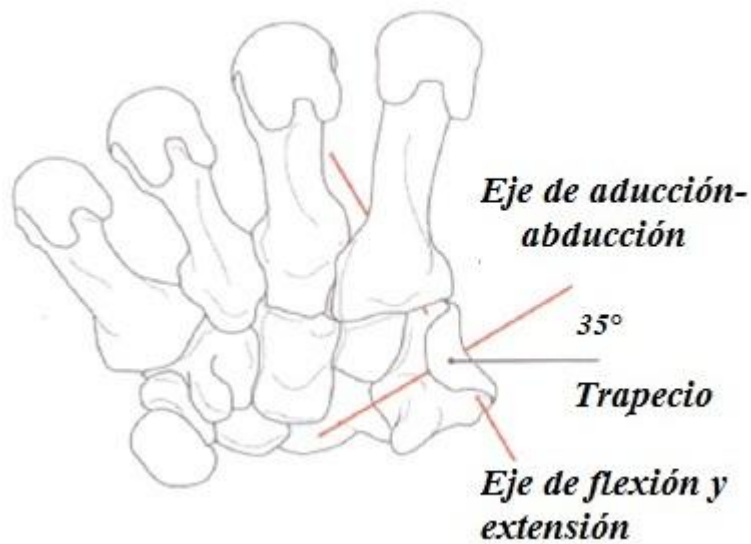


Fig. 9 Ejes de movimiento del Dedo I (vista palmar)

Tabla 1 Resumen de Rangos de Movilidad (RDM) en las articulaciones de la mano

Articulación		RDM	
Carpo	Flexión	0° - 75°	
	Extensión	0° - 70°	
	Radial	0° - 20°	
	Cubital	0° - 35°	
Dedo I	Carpometacarpiana	Aducción Palmar	0°
		Abducción Radial	0° - 45°
		Aducción Radial	0°
		Abducción Radial	0° - 60°
	Interfalángica	Hiperextensión	0° - 15°
		Flexión	0° - 80°
Metacarpofalángica	Hiperextensión	0° -10°	
	Flexión	0° - 55°	
Articulación DIF de los dedos		Extensión	0°
		Flexión	0° - 80°
Articulación PIF de los dedos		Extensión	0°
		Flexión	0° -100°
Articulación MCF de los dedos		Hiperextensión	0° - 45°
		Flexión	0° - 90°

4.4.5 Clasificación y tipos de prensa de la mano [49]

4.4.5.1 Movimientos de oposición del dedo I

La función primordial de la mano es la prensión o sujeción. Esta se realiza al oponer el dedo I con los demás dedos formando una pinza a partir del dedo II hasta el dedo V, lo cual se logra mediante los movimientos coordinados de los músculos de la eminencia tenar y a la desviación cubital de los dedos en flexión, lo que facilita el direccionamiento de sus ejes hacia el pulpejo del dedo I.

El dedo I es el más importante de la mano, debido a su movilidad y su fuerza, pero sobre todo por su capacidad de oponerse a la palma de la mano y cada uno de los dedos restantes. Una retracción de la primera comisura que coloque al primer metacarpiano en retroposición, incluso conservando la movilidad de las falanges, convierten al dedo I en un dedo corto.

4.4.5.2 Tipos de prensa

Existen varias modalidades de prensión en una mano íntegra con los dedos, las cuales son: 1) Prensión terminal, 2) Prensión subterminal, 3) Prensión subtérmino-lateral, 4) Prensa cilíndrica o dígito palmar completa y 5) Prensión dígito-palmar incompleta.

4.4.5.2.1 Prensión terminal de los dedos

Se realiza por la oposición del dedo I con la punta de los demás dedos, sobre todo con el dedo II o en su defecto el dedo III. Esta es una pina de precisión que se utiliza para asir objetos pequeños, como un cabello o un alfiler, y requiere que todos los elementos de la mano estén en perfecto estado de funcionalidad, desde articulaciones hasta los ligamentos o tendones. En este caso actúan el flexor largo del dedo II que fija la tercera falange en flexión, y el flexor largo propio del dedo I.



Fig. 10 Prensión terminal de los dedos [49]

4.4.5.2.2 Prensión subterminal de los dedos

Se lleva a cabo por la oposición del dedo I con cualquiera de los demás dedos, a través de la cara palmar del pulpejo. Es también una pinza de precisión que sirve para mantener objetos de mediano tamaño como puede ser un lápiz, un pincel, monedas, etcétera. Es importante en este caso que la sensibilidad de los pulpejos esté conservada.



Fig. 11 Prensión subterminal de los dedos [49]

4.4.5.2.3 Prensión subtérmino-lateral de los dedos

Se realiza entre la cara palmar del pulpejo del dedo I y la cara lateral radial del dedo II. Se utiliza de manera habitual, para sostener una llave, en la acción de abrir una puerta. Esta acción se lleva a cabo por el primer interóseo dorsal del dedo II, que fija la posición del dedo además del flexor corto propio del dedo I, el primer interóseo palmar y, sobre todo, el aductor del dedo I.



Fig. 12 Prensión subtérmino lateral de los dedos [49]

4.4.5.2.4 Prensa cilíndrica o dígito palmar completa

Se realiza con todos los dedos de la mano en oposición hacia la palma. En este modo se emplea la fuerza por excelencia, capaz de asir o levantar los objetos pesados, con la ayuda, en ocasiones, de la posición del carpo. Su eficacia está condicionada, aparte del peso, por el volumen de los objetos, ya que su fuerza es tanto mayor cuanto más pueda acercarse el dedo I al resto de los demás dedos. Esta prensión es llevada a cabo por los flexores superficiales y profundos de los dedos, así como los interóseos, que completan entre todos la flexión de la segunda y tercera falanges, sumando su acción a todos los músculos de la eminencia tenar, sobre todo el aductor, y al flexor largo propio del dedo I que flexiona con fuerza la tercera falange.



Fig. 13 Prensión dígito-palmar incompleta [49]

4.4.5.2.5 *Prensión dígito-palmar incompleta*

En esta prensión participan los dedos II, III, IV y V en oposición a la palma de la mano, es una modalidad de fuerza, pero no es tan firme como la anterior, ya que los objetos más pesados pueden escapar en dirección del carpo. Se emplea para manejar objetos de tamaño reducido como una palanca, accionar un volante, sujetar una escoba, etcétera. Al igual que en la modalidad anterior se activan los flexores superficiales, los flexores profundos de los dedos y los interóseos.



Fig. 14 Prensión dígito-palmar incompleta [49]

4.4.5.3 *Medidas antropométricas de la mano*

En conjunto con los rangos de movilidad (RDM), se requiere de valores antropométricos para realizar el análisis estático o dinámico de la mano. La Tabla 2 muestra los valores porcentuales de los distintos elementos que conforman la mano, es decir, el porcentaje que representa la longitud de un elemento en específico con respecto a la longitud total de la mano [50].

Tabla 2 Relación porcentual de las falanges respecto del tamaño de la mano

Falange	Proximal (%)	Media (%)	Distal (%)
Dedo I	17.1	-	12.1
Dedo II	21.8	14.1	8.6
Dedo III	24.5	15.8	9.8
Dedo IV	22.2	15.3	9.7
Dedo V	17.2	10.8	8.6

4.4.6 Sujeción de objetos

La mano como dispositivo terminal es un elemento increíblemente funcional que permite realizar movimientos tanto finos y de precisión como de fuerza [51]. Tiene la capacidad de adaptarse a diversas geometrías. Existe una amplia variedad de formas para realizar la sujeción de un objeto, la cual está en función directa de la geometría del objeto [52]. Estas formas son obtenidas mediante el cambio de la cinemática de la mano. Para ello es necesario considerar componentes de fuerza y momento para así sostener un objeto establemente.

Los movimientos de sujeción que posee la mano son aquellos en las que se agarra un objeto el cual puede mantenerse entero o de forma parcia dentro del contorno de la mano [53]. También son utilizados en una variedad de actividades involucrando geometrías de múltiples tamaños y formas donde la prensión depende de la movilidad de las articulaciones CMC y MCF. Así mismo, la estabilidad de los arcos longitudinales y la relación precisa existente entre la longitud, movilidad y posición de los componentes de cada dedo. Una clasificación general de movimientos para la sujeción de objetos establece 6 principales [54]: Puntual, Lateral, Palmar, Gancho, Cilíndrico y Esférico. El agarre puntual es para la sujeción de geometrías pequeñas y finas, se utilizan las puntas del dedo I y el dedo II. La sujeción palmar se usa para sostener objetos con geometrías variables de mayor longitud. El agarre lateral es para la sujeción de objetos delgados y planos donde ésta se realiza con la parte interna del dedo I y la parte lateral del dedo II. La sujeción de gancho se aplica regularmente al levantar o jalar objetos en los que se involucran cuatro o cinco dedos de la mano. La sujeción cilíndrica se emplea para hacer un agarre prensil de objetos con geometrías continuas como barras. Por último, la sujeción esférica se emplea para la sujeción de objetos con una circunferencia definida.

4.4.7 Lesiones y niveles de amputación

La pérdida de un miembro es el resultado de una lesión compleja con pérdida de tejido, músculo y hueso, perdiendo la funcionalidad en diferentes niveles [55]. Una amputación es conocida como un procedimiento quirúrgico el cual consiste en la separación parcial o total de una extremidad en forma perpendicular al eje longitudinal que posee el miembro afectado. En general, las amputaciones de la extremidad superior se pueden clasificar en desarticulaciones (hombro, codo y muñeca) y amputaciones parciales (transhumeral, transradial y parcial de mano)

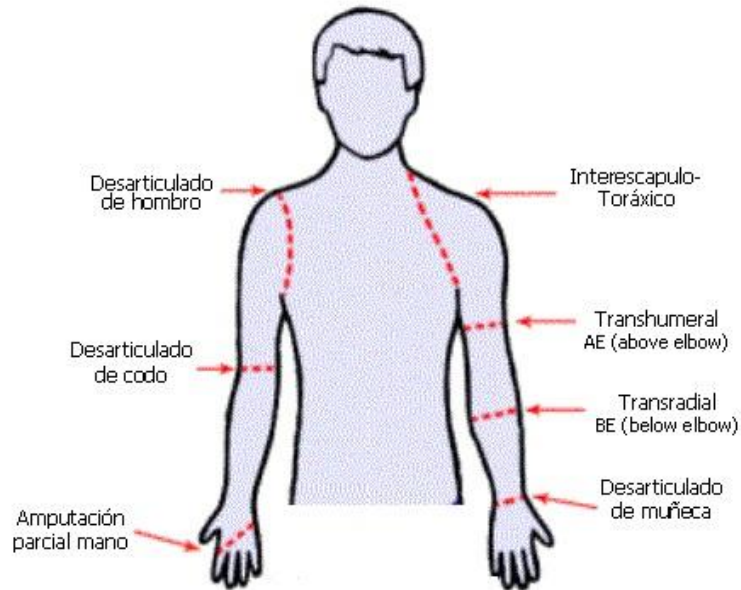


Fig. 15 Desarticulaciones y amputaciones de la extremidad superior [56]

Para clasificar las amputaciones parciales en la mano, según *Pulvertaft* [57] engloba las mutilaciones en 4 partes: Radial, Cubital, Central y Distal (Fig. 16). Además de estas se encuentra una amputación de 4 dedos, quedando únicamente el dedo I. Cuando la separación es realizada directamente en una sección articular, esta es conocida como procedimiento de desarticulación.

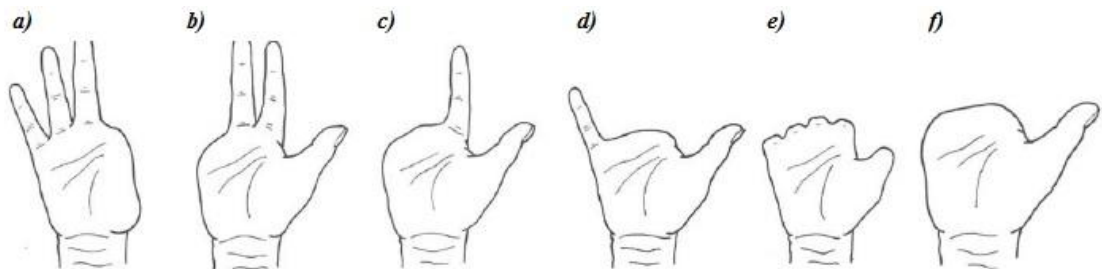


Fig. 16 Amputación parcial de mano a) Radial, b) Cubital, c) Cubital de 3 dedos, d) Central, e) Distal y f) Amputación de dedos II-V [57]

Las amputaciones y desarticulaciones son ocasionadas por lesiones traumáticas y no traumáticas. Las lesiones traumáticas son, por lo general, accidentes de múltiples géneros, los cuales llegan a deformar parcial o por completo la extremidad afectada. Las lesiones no traumáticas son generalmente enfermedades disvasculares como *diabetes mellitus* o enfermedad vascular periférica, enfermedades infecciosas como *gangrena*

gaseosa y *osteomielitis crónica*, enfermedades neoplásicas como tumores óseos y malformaciones congénitas, entre otras [4].

Como una mano mutilada pudo haber sufrido distintos tipos de lesiones, una clasificación que muestra el grado y la localización precisa de la lesión de tejido o hueso es el sistema *tres en línea* [55] que presenta VII niveles de lesión (Fig. 17).




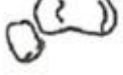



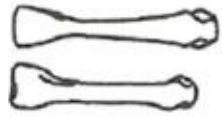
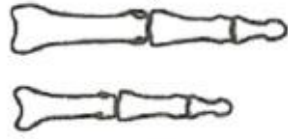
<i>Proximal</i>	<i>Central</i>	<i>Distal</i>	
7 	4 	1 	<i>Radial</i>
8 	5 	2 	<i>Central</i>
9 	6 	3 	<i>Cubital</i>

Fig. 17 Sistema tres en línea con VII niveles de lesión

El sistema tres en raya de la mano se subdivide en 9 zonas con columnas denominadas radial, central y cubital e hileras proximal, central y distal (Tabla) Sistema que permite una evaluación precisa y exacta de la lesión en la extremidad y asimismo se puede determinar la clasificación adecuada de lesión, estado y zona afectada. Las amputaciones de la extremidad superior tienen mayor frecuencia en hombres [58], el miembro dominante es el más afectado con 74% de los casos aproximadamente y las causas que ocasionan una amputación son las lesiones traumáticas y tumorales.

Tabla 3 Sistema de clasificación *Tres en línea*

Tipo de lesión	Descripción de la lesión
I Mutilación dorsal	Afectan la piel dorsal, tendones extensores y huesos. Se preserva la superficie táctil y la vascularización está intacta.
II Mutilación palmar	Afectan la piel palmar, tendones flexores y huesos. Con frecuencia dañan las arterias cubital y radial, los arcos palmares y las arterias digitales comunes.
III Mutilación cubital	Pérdida de falanges, metacarpianos y carpianos, además de interferencia con los mecanismo de prensión y fuerza.
IV Mutilación Radial	Pérdida del dedo I y de los mecanismo de oposición, así como destrucción de la columna radial
V Amputación transversa	Pérdida de la mano o bien de los dedos a distintos niveles con la pérdida funcional correspondiente.
VI Lesión por denudación de la mano	Pérdida circunferencial de piel inervada y superficie táctil de la mano.
VII Lesión combinada	Es una combinación de los tipos I a VI así como otros daños que no se ajustan a definiciones en los tipos de lesión.

Por lo antes mencionado, es importante resaltar la complejidad de la estructura músculo-esquelética de la mano, la configuración de cada uno de los dedos proporcionan en conjunto la sujeción de objetos.

Es posible determinar un relación entre las posiciones, velocidades y fuerzas aplicando el conocimiento cinemático para así usar un mecanismo que manipule diverso objetos de forma estable.

4.4.8 Herramientas matemáticas para manipuladores robóticos

Es importante realizar un análisis mecánico de la mano, considerando estudios dinámicos y cinemáticos del mecanismo tomando en cuenta que la mano es capaz de sujetar y manipular objetos, lo cual funcionalmente es complejo imitar, ya que la mano tiene más de 20 grados de libertad, además de que la estructura y los movimientos son complejos también. La mecánica es la rama que se encarga del estudio de los movimientos, tiempo y fueras, dividida en estática y dinámica.

Para el desarrollo de un sistema mecánico se debe comprender su cinemática, la cual se conoce como el estudio del movimiento independientemente de las fuerzas que lo producen. Es decir, es el estudio de la posición, desplazamiento, rotación, velocidad y aceleración del sistema. La cinemática de un mecanismo puede describir la relación existente entre el movimiento de sus articulaciones y el movimiento que resulte de los cuerpos rígidos que integran a un manipulador [59]. El estudio de la cinemática plantea dos problemas a resolver: Cinemática Directa e Inversa [60].

La Cinemática Directa consiste en determinar la posición y orientación del efector final del manipulador, derivada de un cambio en la configuración del sistema de eslabones que conforman la cadena cinemática del manipulador, mientras que la Cinemática Inversa se ocupa de definir los valores de las posiciones articulares, para que la configuración del manipulador robótico resulte en una orientación y posición deseadas del efector final, dentro de su espacio de trabajo.

La dinámica del sistema trata con la formulación de las ecuaciones de movimiento de la mano. Las ecuaciones dinámicas de movimiento de un manipulador son un conjunto de expresiones matemáticas que describen la conducta del manipulador, tales ecuaciones son útiles para la simulación del sistema.

4.4.8.1 Cinemática

Para resolver un problema cinemático directo se utiliza algebra lineal y vectorial para desarrollar un método que describa la localización de un sistema referente a un punto fijo [61]. Lo anterior se reduce a encontrar una matriz de transformación la cual puede relacionar un sistema de coordenadas con otro que fungirá como sistema de referencia. Este sistema puede ser representado por una matriz de rotación que opera sobre un vector de posición en un espacio tridimensional y transforme sus coordenadas móviles $OUVW$ a un sistema de coordenadas de referencia $OXYZ$.

Dado lo anterior, un punto P en el espacio se representa suponiendo que está en reposo con respecto a ambos sistemas de coordenadas, esto es:

$$P_{uvw} = (P_u, P_v, P_w)^T \quad y \quad P_{xyz} = (P_x, P_y, P_z)^T \quad (1)$$

Donde P_{uvw} y P_{xyz} representan el mismo punto en el espacio pero con respecto a diferentes sistemas de coordenadas. Para encontrar la matriz de transformación R con respecto al sistema de coordenadas $OXYZ$ después de que el sistema $OUVW$ ha sido girado se emplea la ecuación (2).

$$P_{xyz} = RP_{uvw} \quad (2)$$

Debido a que ambos sistemas son ortonormales y coinciden en su orientación, los vectores unitarios i_x e i_u son vectores paralelos donde por definición, el producto punto entre ellos es 1, mientras que i_u es normal a j_y y k_z , cuyo producto punto es cero que en su forma matricial se expresa como se muestra en la ecuación (3).

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_x \cdot i_u & i_x \cdot j_v & i_x \cdot k_w \\ j_y \cdot i_u & j_y \cdot j_v & j_y \cdot k_w \\ k_z \cdot i_u & k_z \cdot j_v & k_z \cdot k_w \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_u \\ P_v \\ P_w \end{bmatrix} \quad (3)$$

Por lo tanto, la matriz de R está dada por:

$$R = \begin{bmatrix} i_x \cdot i_u & i_x \cdot j_v & i_x \cdot k_w \\ j_y \cdot i_u & j_y \cdot j_v & j_y \cdot k_w \\ k_z \cdot i_u & k_z \cdot j_v & k_z \cdot k_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = I^3 \quad (4)$$

Donde I^3 es la matriz identidad 3 x 3. Por otra parte, cuando uno de los sistemas de coordenadas, en este caso el sistema móvil $OUVW$, es rotado en cualquiera de los ejes del sistema de coordenadas fijo $OXYZ$, la matriz de rotación que represente la orientación está definida por los vectores i_u que es paralelo a i_x y tienen el mismo sentido, por lo que siendo sistemas ortonormales, i_u no tiene proyección en los vectores unitarios j_y y k_z ; en tanto que j_v y k_w siguen siendo normales a i_x , pero ambos tienen proyección en j_y y k_z .

Por lo tanto, para determinar la matriz de rotación R de cada eje se establece como se muestra en la ecuación (5).

$$R_{x,\alpha} = \begin{bmatrix} i_x \cdot i_u & i_x \cdot j_v & i_x \cdot k_w \\ j_y \cdot i_u & j_y \cdot j_v & j_y \cdot k_w \\ k_z \cdot i_u & k_z \cdot j_v & k_z \cdot k_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (5)$$

De igual forma, las matrices de rotación para el eje OY con ángulo φ y respecto al eje OZ con el ángulo θ , se obtiene respectivamente las ecuaciones (6) y (7).

$$R_{y,\varphi} = \begin{bmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$R_{z,\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Siendo $R_{x,\alpha}$, $R_{y,\varphi}$ y $R_{z,\theta}$ matrices de rotación básicas y que se pueden multiplicar entre sí para representar una secuencia de rotación finita respecto al eje principal de coordenadas. Con una matriz de rotación no es posible realizar la traslación y el escalamiento del sistema, por lo que se introduce un cuarto componente al vector de posición $P = (P_x, P_y, P_z)^T$ en un espacio tridimensional que lo transforma en $P = (wP_x, wP_y, wP_z, w)^T$.

La componente de las coordenadas homogéneas w se puede ver como un factor de escala de unidad, es decir $w = 1$. En aplicaciones de robótica este factor siempre tendrá valor de 1. La matriz de transformación homogénea es una matriz de 4×4 y se puede considerar que se integra por 4 submatrices tal y como se visualiza en la ecuación (8).

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 3} \\ f_{1 \times 3} & 1 \times 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Matriz de rotación} & \text{Vector de posición} \\ \text{Transformación de perspectiva} & \text{Escalamiento} \end{bmatrix} \quad (8)$$

Puesto que si un vector de posición P en un espacio tridimensional se expresa en coordenadas homogéneas $P = (P_x, P_y, P_z, 1)^T$, por lo tanto una matriz de rotación 3×3 se puede ampliar a una matriz de rotación homogénea 4×4 para operaciones de rotación pura, conocidas como matrices de *rotación homogéneas básicas*, entonces de las ecuaciones (5), (6) y (7) se obtienen las ecuaciones (9), (10) y (11) respectivamente.

$$T_{x,\alpha} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$T_{x,\alpha} = \begin{bmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$T_{z,\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

La sub-matriz del vector de posición tiene el efecto de trasladar el sistema de coordenadas $OUVW$ con ejes paralelos al sistema $OXYZ$ el cual tiene origen en (dx, dy, dz) del sistema de coordenadas de referencia:

$$T_{trans} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dx \\ 0 & 1 & 0 & dy \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Una matriz de transformación homogénea se transforma en un vector expresado en coordenadas homogéneas con respecto al sistema de coordenadas $OUVW$ en el sistema de coordenadas de referencia $OXYZ$ con $w = 1$, donde se tiene $P_{xyz} = TP_{uvw}$.

Para describir la relación de traslación y rotación entre los elementos de una cadena cinemática, *Denavit y Hartenberg (D-H)* propusieron un método matricial para establecer de forma sistemática un sistema de coordenadas ligado al cuerpo para cada elemento de una cadena articulada [61], la cual resulta en una matriz de transformación homogénea que representa cada uno de los sistemas que integran al elemento.

La representación *D-H* de un cuerpo rígido está en función de cuatro parámetros geométricos asociados a cada elemento, los cuales describen la relación espacial entre sistemas de coordenadas. Estos parámetros son:

a_i : Distancia más corta entre los ejes Z_{i-1} y Z_i .

α_i : Es el ángulo formado entre el eje Z_{i-1} y el eje Z_i alrededor del eje x_i .

d_i : Distancia desde el origen del sistema de coordenadas $i-1$ hasta la intersección de los ejes x_i y z_{i-1} , a o largo del eje Z_{i-1} .

θ_i : Ángulo de la articulación del eje x_{i-1} al eje x_i respecto al eje Z_{i-1} .

La representación de *D-H* resulta en una matriz de transformación homogénea 4 x 4 conocida como ${}^{i-1}A_i$, que describe la relación entre el sistema de coordenadas de cada eslabón con respecto al sistema de coordenadas previo, como lo indica la ecuación (13).

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

Al obtener la matriz de transformación homogénea se expresa la orientación y posición del extremo del manipulador en función de sus coordenadas articulares, con lo que se resuelve el problema por cinemática directa. El problema de cinemática inversa se resuelve para obtener los valores que deberán adoptar las coordenadas articulares del manipulador para que su extremo se oriente y posiciones de acuerdo a una localización determinada.

La cinemática inversa puede ser resuelta por diversos métodos como con matrices duales, métodos geométricos y a partir de la matriz de transformación homogénea, siendo éste último un método ideal ya que se puede resolver el sistema a partir de la cinemática directa [62].

4.4.8.2 Grados de Libertad (GDL)

El número de grados de libertad con el cual puede definirse como cada una de las coordenadas independientes necesarias para describir el estado de un sistema móvil. Normalmente, en cadenas cinemáticas abiertas, cada par eslabón-articulación tiene un solo grado de libertad, ya sea en rotación o traslación, pero no necesariamente ambas.

Por otro lado, un mecanismo plano de n eslabones posee $3(n-1)$ grados de libertad antes de conectar cualquiera de las articulaciones y sin contar el eslabón fijo.

El criterio de *Kutzbach* establece que para un mecanismo plano, la movilidad está dada por la ecuación (14), donde se tiene que:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (14)$$

Donde n es el número de eslabones, j_1 es el número de pares cinemáticos que poseen un grado de libertad y j_2 es el número de pares cinemáticos con dos grados de libertad [63]. Este criterio menciona que cuando $m > 0$, el mecanismo posee m grados de libertad. Si $m=1$, el mecanismo se puede impulsar con un solo movimiento de entrada, si $m=2$, se requieren dos movimientos separados al inicio del sistema para producir el movimiento restringido del mecanismo.

4.4.8.3 Síntesis de mecanismos

Un mecanismo se puede definir como un dispositivo capaz de transformar un movimiento en otro pero con una trayectoria planeada y está constituido por un determinado número de elementos acoplados de tal forma que cumplen una función determinada. Diseñar un mecanismo es un problema muy complejo cuya solución puede descomponerse en varias etapas independientes [63]. La metodología para obtener la síntesis de un mecanismo comprende 3 fases de diseño que son: síntesis de tipo, síntesis de número y síntesis dimensional.

La síntesis del tipo se refiere a la clase del mecanismo seleccionado (eslabones, engranes, bandas, poleas, levas, etcétera). La síntesis de número se ocupa de la cantidad de eslabones o articulaciones que se requieren para obtener un movimiento deseado. La síntesis dimensional se ocupa de la longitud de cada uno de los elementos del mecanismo.

4.6 Metodología del Diseño

La palabra método se entiende como el proceso que se sigue para alcanzar un objetivo en forma literal y etimológica. La metodología del diseño es el camino por el cual se llega a un cierto resultado en la actividad científica, inclusive cuando ese camino no ha sido trazado con anticipación de manera deliberada y reflexiva, siendo un instrumento de la actividad científica que se basa directamente en el estudio del método. Siendo rigurosos en un método se conduce a resultados precisos, que por el contrario sólo se llegaría a resultados confusos o intangibles.

El desarrollo de una metodología para la implementación de un prototipo de prótesis de mano es necesario considerar un proceso de diseño creativo e innovador, así como tener claros los objetivos deseados para establecer las funciones necesarias. Esto aunado a la especificación de los requerimientos y características del sistema a desarrollar.

4.6.1 Procesos de diseño

Los modelos referentes al proceso de diseño se pueden enmarcar en dos categorías: prescriptivos y descriptivos [64]. Los modelos prescriptivos motivan al diseñador para que adopte una forma de trabajo que generalmente termina en una metodología de diseño particular, lo cual puede generar múltiples diseños alternativos, desarrollando soluciones secundarias y seleccionando racionalmente el mejor diseño. Por otra parte, los modelos descriptivos son un proceso convencional y heurístico, que hace énfasis en la relevancia que adquiere el desarrollar un concepto de solución en las primeras etapas del proceso, ubicando así, el pensamiento del diseño enfocado hacia una solución. Un modelo descriptivo es elaborado bajo un diagrama de flujo que representa una serie de etapas con ciclos de retroalimentación donde muestran iteraciones.

La solución inicial, propuesta en el método descriptivo, es sometida posteriormente a un análisis, evaluación, rediseño y desarrollo. La metodología utilizada para este trabajo es la propuesta por *Michael French* [65], quien desarrolló un proceso detallado y concreto basado en el análisis del problema, diseño conceptual, planteamiento de esquemas y desarrollo de detalles.

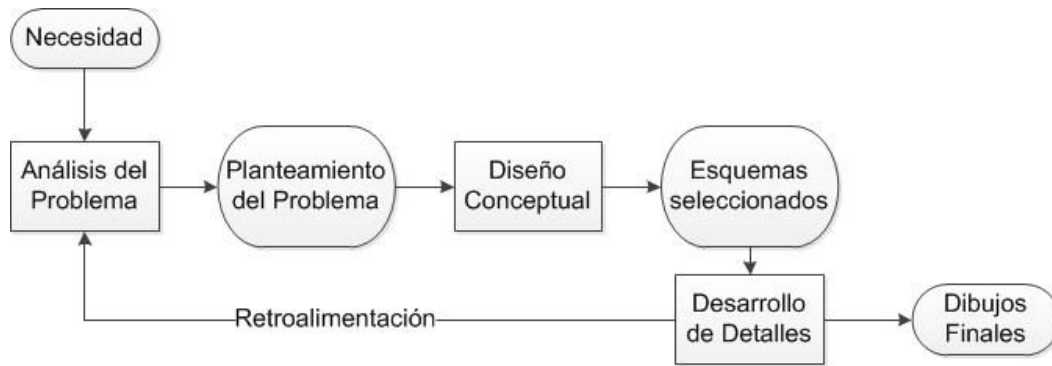


Fig. 18 Modelo metodológico de Michael French [66]

En este modelo, los círculos representan las etapas u objetivos alcanzados, mientras que los rectángulos representan actividades realizadas o por realizar. El proceso de diseño da inicio con el planteamiento del problema. En esta actividad se deben conocer las limitaciones que se imponen a la solución, estableciendo los elementos adecuados a los objetivos, restricciones y planteamientos de diseño.

El siguiente punto en el proceso es establecer el diseño conceptual, fase en la cual se toma el planteamiento del problema para generar soluciones en forma esquemática, para posteriormente trabajarla con mayor detalle.

4.6.2 Método de Diseño

Existen diversos métodos para la solución de problemas de diseño [64], tales como métodos para explorar situaciones, ideas, estructuras de problemas, evaluación y marco de referencia lógico. Los métodos con marco de referencia lógico motivan a obtener un enfoque sistemático con objetivos similares a los métodos creativos utilizando una lista de verificación, la cual contiene lo que se tiene que hacer para formalizar el proceso.

Existe una amplia gama de estos métodos, donde la mayoría tienen como base 7 pasos fundamentales que cumplen perfectamente con el proceso de diseño seleccionado [64]. Estas etapas se correlacionan una con otra además de estar directamente en armonía con el modelo del problema y solución (Fig. 19).

Este modelo integra los aspectos más relevantes del procedimiento de diseño con los aspectos estructurales del problema. El primer paso es desarrollar la clarificación de objetivos, sección en la cual se establecen de forma simple y compacta los objetivos principales y secundarios del diseño, así como la relación existente entre ellos. Posteriormente se plantea un análisis en el cual se plasman las funciones y límites que conlleva el nuevo sistema para después fijar los requerimientos físicos, así como el rendimiento en cada elemento.

Por último, se determinan las características de ingeniería que satisfagan los objetivos previamente establecidos; luego se generan alternativas en forma de diagramas morfológicos con el fin de ampliar las soluciones potenciales y así elegir la opción adecuada. Asimismo, se evalúan las alternativas comparando las propuestas con base en su rendimiento. Terminando con una mejora de detalles para aumentar el valor del modelo final [64].

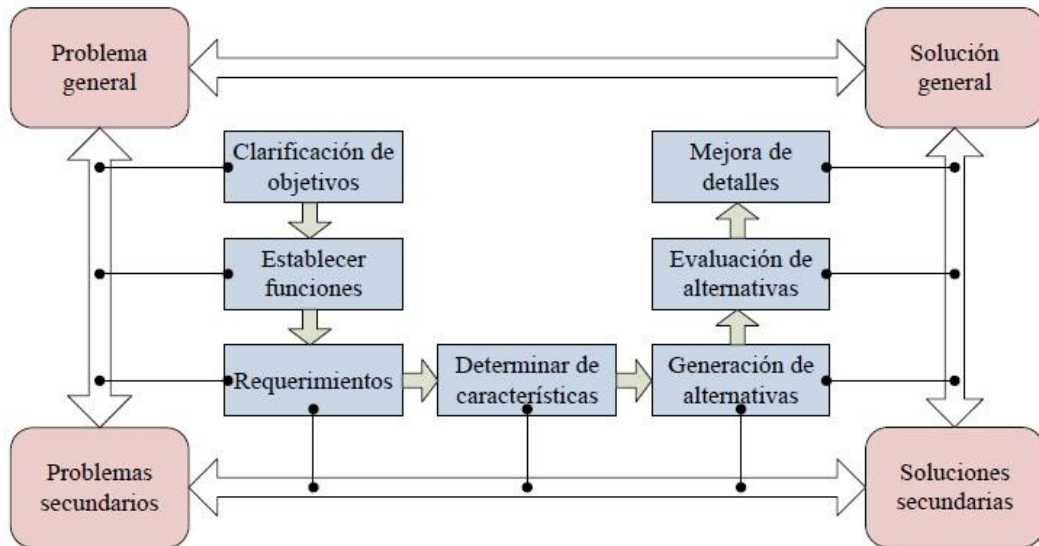


Fig. 19 Método de Diseño [64]

A continuación se describe cada una de las etapas mencionadas anteriormente, enfocadas al diseño del prototipo en cuestión.

4.6.3 Clarificar Objetivos

Un paso importante en el diseño de un sistema es tener claros los objetivos que debe cumplir el modelo, aunque es relevante mencionar que en todas las etapas del proceso se busca cumplir algún fin para satisfacer una necesidad. Sin embargo, es conveniente mencionar que estos objetivos pueden cambiar a medida que avanza el proceso de diseño.

Se utilizará un *árbol de objetivos* el cual ofrece una estructura clara, útil y confiable para desarrollar el planteamiento [64]. Este esquema muestra los objetivos principales así como los secundarios que se desprenden, siendo un arreglo temporal que cambiará a medida que avance el proceso.

El procedimiento para realizar el árbol de objetivos es simple, consiste en preparar y ordenar una lista de objetivos de mayor a menor nivel de importancia, donde los objetivos principales y secundarios se agrupan a niveles jerárquicos, trazando un diagrama que muestre las conexiones entre ellos.

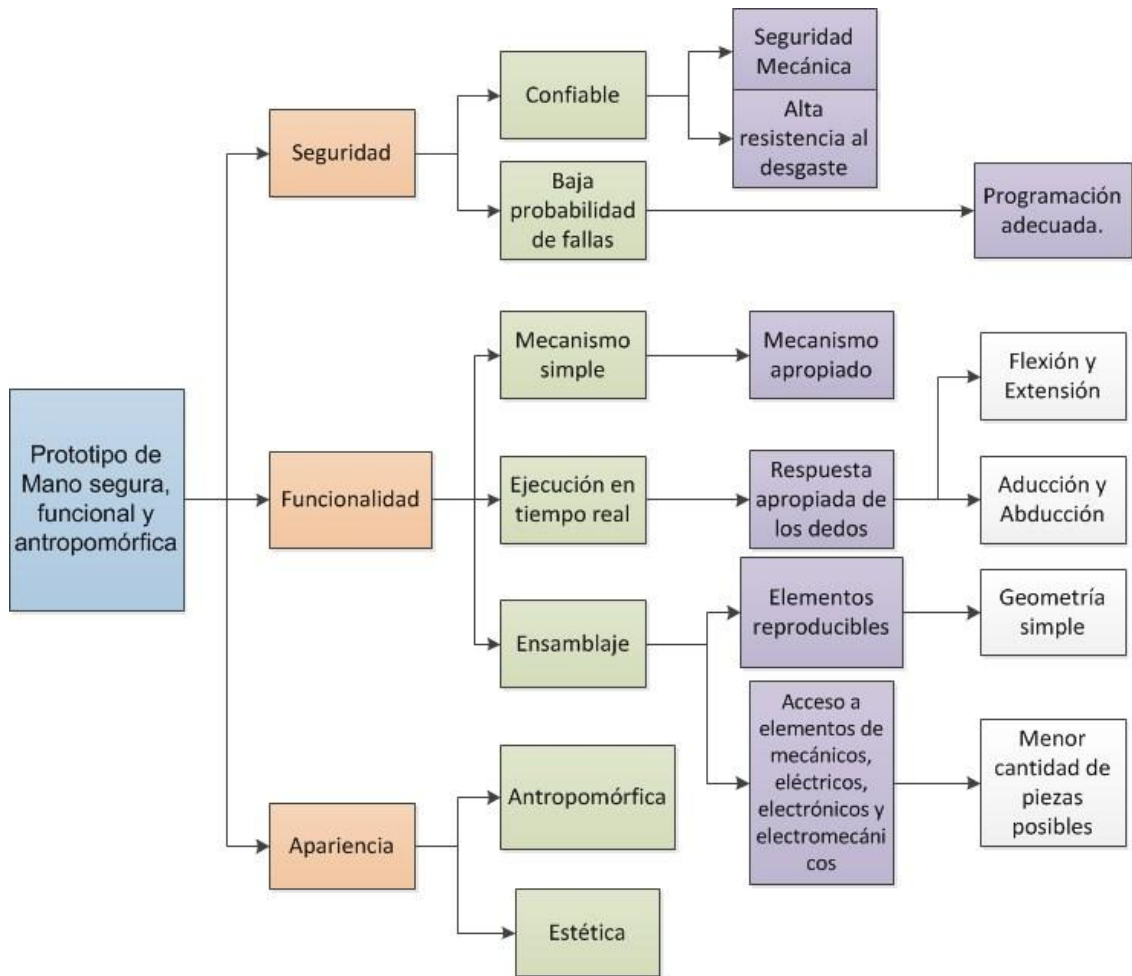


Fig. 20 *Árbol de Objetivos de la Mano*

El diagrama anterior (Fig. 20), es el preámbulo para tener una idea clara al momento de establecer las funciones que debe desempeñar el prototipo. En el *árbol de objetivos*, se evidencia el hecho de tener diversos niveles en cuanto a la jerarquía de metas, sin embargo, las que se encuentran en niveles más bajos no dejan de ser importantes, puesto que ayudan al entendimiento del siguiente objetivo en el árbol.

Es indispensable contar con un medio para implantar los objetivos especificados con anterioridad, y esto puede hacerse mediante el establecimiento de funciones. El análisis de este método propone un medio para identificar las actividades esenciales que el sistema a diseñar debe desempeñar para satisfacer los objetivos planteados en el diagrama del árbol, independientemente de los dispositivos que se vayan a utilizar.

4.6.4 Establecimiento de funciones

Esta etapa da inicio con el planteamiento de un enfoque dirigido hacia los objetivos que se deben lograr y no en cómo se harán, visualizando el prototipo a diseñar como una *caja negra*. Esta analogía plantea que la *caja negra* contiene la función requerida para transformar entradas en la salida deseada.

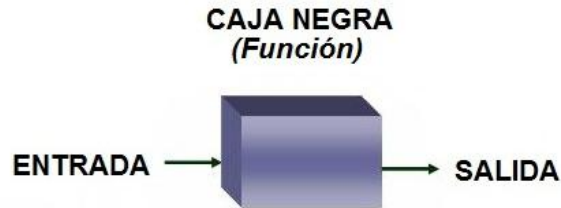


Fig. 21 *Caja negra* para establecer funciones

Para el diseño de la mano, la función general del sistema es la *sujeción de objetos*. Posteriormente se debe descomponer en múltiples funciones secundarias, que son indispensables para el objetivo; estas deben abarcar todas las actividades a realizarse en la *caja negra* (Fig. 21). Este proceso se puede representar en un diagrama a bloques mostrando las interacciones entre las funciones secundarias. El diagrama de bloques también debe contener los límites funcionales que definen al diseño.

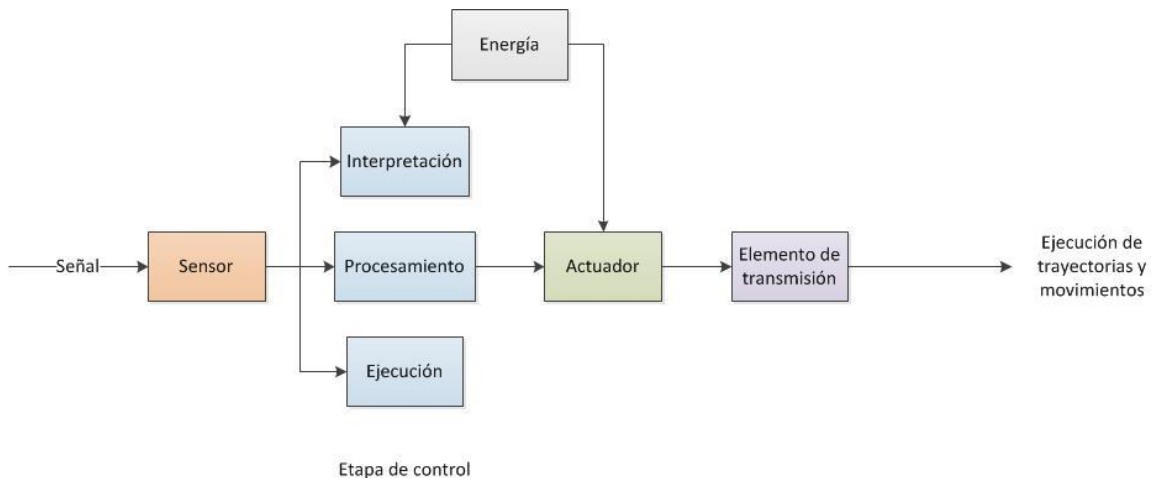


Fig. 22 Diagrama de funciones del prototipo de mano

La primera función secundaria es la recepción de la señal para después llegar a la etapa de control del sistema, la cual se encarga de interpretar y procesar la señal para inmediatamente ejecutar el código adecuado para que el actuador desarrolle su función de forma adecuada, utilizando un acoplamiento para adaptarse al sistema y así ejecutar la trayectoria apropiada.

Al fijarse los límites en la función principal, la especificación de los componentes principales así como la variedad de soluciones para la propuesta de diseño. En

consecuencia, se reducen las variantes para definir de forma estrecha los requerimientos con que deben contar los componentes del sistema y así, identificar la dirección e ideas que se deben seguir para evitar soluciones inapropiadas, que deberán modificarse cuando se encuentren fuera de los límites.

4.6.5 Requerimientos

La finalidad de especificar los requisitos es conseguir un parámetro claro para obtener las especificaciones y componentes de la propuesta del diseño. En este punto, se toman en cuenta las alternativas, tipos y características de los elementos necesarios. Asimismo, se definen las características de rendimiento requerido de modo independiente para así obtener soluciones particulares, esto conlleva una elección entre alternativas, tipos o características de un dispositivo.

Los análisis de las características de múltiples diseños anteriores de prototipos de mano descritos en los antecedentes y el estado del arte son incluidos en este estudio, dando como resultado la elaboración de una tabla con las especificaciones y características adecuadas para el funcionamiento óptimo de la prótesis de mano (Tabla 4).

Un método compacto para lograr la correspondencia entre los requisitos solicitados con las características ingenieriles del sistema es el método *Blitz QFD (QFD Relámpago)*, forma simplificada de la metodología *QFD (Quality Function Deployment)*. La metodología *QFD* es un sistema que se ocupa esencialmente de traducir los requerimientos en características de ingeniería, apoyándose en etapas anteriores de la metodología de diseño [66].

Tabla 4 Especificaciones requeridas o deseadas del prototipo de mano

	Especificaciones	Requerida	Deseada
Características Generales	5 Dedos	X	
	15 articulaciones		X
	Prensión terminal de dedos, prensión subterminal de los dedos, prensión sub-terminal lateral de los dedos, prensa cilíndrica y prensión dígito-palmar incompleta.	X	
Dimensiones	Longitud máxima de la mano: 200 mm		X
	Ancho máximo de la mano: 140 mm		X
	Longitud de dedos:		X
Peso	Peso neto máximo del modelo 750 g		X
	Capacidad de carga 2 Kg		X

Características del mecanismo	Trayectoria de los dedos	X	
	3 articulaciones en los 5 dedos	X	
	Síntesis del mecanismo	X	
Actuadores	Torque: 37 Kg-cm		X
	Velocidad: 200 rpm		X
	Compatible con las dimensiones de la mano		X
Sistema de control	Resolución	X	
	Autonomía	X	
	Interpretación y procesamiento de señales	X	
Acoplamiento	Elementos rígidos y estables	X	
Fuente de Poder	Capacidad de corriente para los actuadores y el sistema de control	X	
Estructuras	Resistente a impacto, fricción y ligero	X	
Mantenimiento	Mínimo		X
	Acceso a elementos		X
Seguridad		X	
Estética		X	

El objetivo primordial es la mejora continua de la calidad, su planificación en el proceso de diseño y el eslabonamiento en la etapa siguiente; partiendo de los requerimientos y expectativas [67]. Esto permite llegar fácilmente al diseño conceptual con un planteamiento idóneo donde los errores son perceptibles y se corrigen inmediatamente para transformar el modelo en un sistema concreto plasmado en planos de diseño, cálculos y especificaciones [68].

La metodología simplificada Blitz QFD es una herramienta práctica y sintetizada que no requiere de software ni herramientas específicas para ofrecer resultados favorables [69]. Consta de 7 pasos que se adaptan a la metodología aplicada para el prototipo de prótesis de mano.

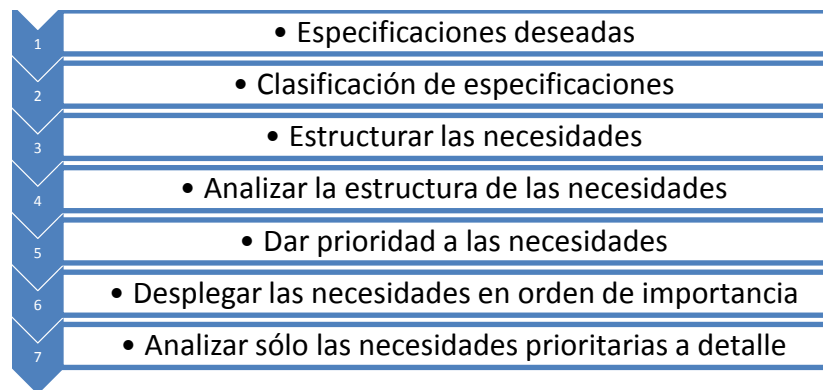


Fig. 23 Metodología simplificada de *Blitz QFD* para el desarrollo del prototipo [69]

Los 3 primeros pasos de la metodología mostrada en la Fig. 23 ya han sido desarrollados para este trabajo, sin embargo, falta desarrollar el análisis de la estructura de las necesidades, así como asignar prioridades y estudiarlas a detalle. Estos pasos se desarrollan en la sección siguiente.

4.6.6 Características de los componentes

Establecer las características de los componentes es construir las metas que se deben alcanzar con las características ingenieriles del sistema, con el objetivo de satisfacer los requerimientos mencionados en la Tabla 4.

Los requerimientos obligatorios se consideran de alta importancia, por tanto deben ser cumplidos al finalizar la metodología, mientras que los deseables deben ser flexibles en cuanto a su cumplimiento, por lo que se ponderarán cada uno de ellos.

Teniendo las especificaciones del equipo, es conveniente determinar la importancia relativa entre las especificaciones deseadas con base en su naturaleza, tomando mayor importancia aquellos que se sean indispensables para la operación del prototipo.

Esta ponderación se efectúa para ordenar los requerimientos deseables por orden de importancia. Dentro de esta ponderación se hace una comparación para establecer una relación significativa que arroja como resultado el orden de importancia que tiene cada requerimiento deseable (Tabla 5).

Tabla 5 Ponderación de requerimientos deseables

	Requerimientos	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	Σ	%
D1	Dimensiones del prototipo	---	-	-	-	-	-	+	-	1	3.5
D2	Forma antropométrica	+	---	-	+	+	+	+	+	6	21.4
D3	Capacidad de Carga	+	+	---	-	+	+	-	-	4	14.3
D4	Materiales disponibles	+	-	+	---	+	+	+	+	6	21.4
D5	Elementos de construcción adecuados	+	-	-	-	---	+	-	+	3	10.7
D6	Mínimo ruido	-	-	-	-	-	---	-	-	0	0
D7	Mantenimiento	+	+	+	-	+	+	---	-	5	17.8
D8	Diseño óptimo	+	-	-	-	-	+	+	---	3	10.7
										28	100

Esta evaluación consiste en la designación, a través de signos positivos (+) o negativos (-), de la importancia o relevancia de un requerimiento sobre otro, es decir, si un requerimiento tiene mayor relevancia que otro se coloca un signo positivo, de lo contrario se asigna un signo negativo.

Hecha la tabla de ponderaciones, se acomodan en forma de decremento con los porcentajes obtenidos y la sumatoria de dichos porcentajes (Tabla 6).

Tabla 6 Requerimientos deseables en orden de prioridad

Prioridad		Requerimientos	Σ	%
1	D2	Forma antropométrica	6	21.4
2	D4	Materiales disponibles	6	21.4
3	D7	Mantenimiento	5	17.8
4	D3	Capacidad de Carga	4	14.3
5	D5	Elementos de construcción adecuados	3	10.7
6	D8	Diseño óptimo	3	10.7
7	D1	Dimensiones del prototipo	1	3.5
8	D6	Mínimo ruido	0	0

Definidos los requerimientos deseables en orden de prioridad, se traducen a términos mensurables de ingeniería, para llevarlos a un nivel cuantificable relacionado directamente con una unidad de medición referida a la actividad que está implícita. Aquellos que no pueden ser asociados a una unidad de medición, se expresan con un significado explícito.

Posteriormente los términos mensurables se llevan a metras de diseño. Ahora se evaluarán medidas reales o físicas para establecer cuáles son los criterios más adecuados con base al proyecto para saber que tanto afecta un concepto con respecto a otro y así determinar cuáles son los que se deben cumplir. Es decir, el diseño del prototipo sobre la base de las necesidades y requerimientos antes mostrados.

Después de haber aplicado el método *Blitz QFD*, es conveniente generar las alternativas que satisfagan las características antes propuestas, marcándose este aspecto como esencial para el desarrollo del diseño.

4.6.7 Generación de alternativas

La generación de alternativas tiene como finalidad obtener una gama de múltiples soluciones de diseño, así como ampliar la búsqueda de nuevas

soluciones potenciales. Para esto se hará uso de un *diagrama morfológico* el cual presenta todas las variantes de los elementos, componentes y soluciones secundarias que se pueden combinar para obtener resultados positivos.

El procedimiento para obtener el *diagrama morfológico* inicia con la elaboración de una lista con las características o funciones secundarias indispensables para cumplir completamente con los requisitos para el diseño (Fig. 24).

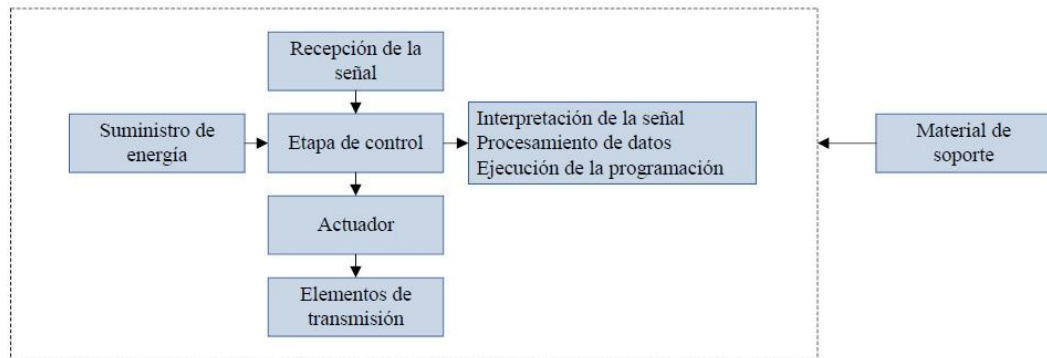


Fig. 24 Funciones secundarias

Posteriormente se elabora un diagrama que contiene las soluciones secundarias más importantes (Fig. 25). Este diagrama representa el espacio total conformado por las combinaciones posibles por las soluciones secundarias del sistema.

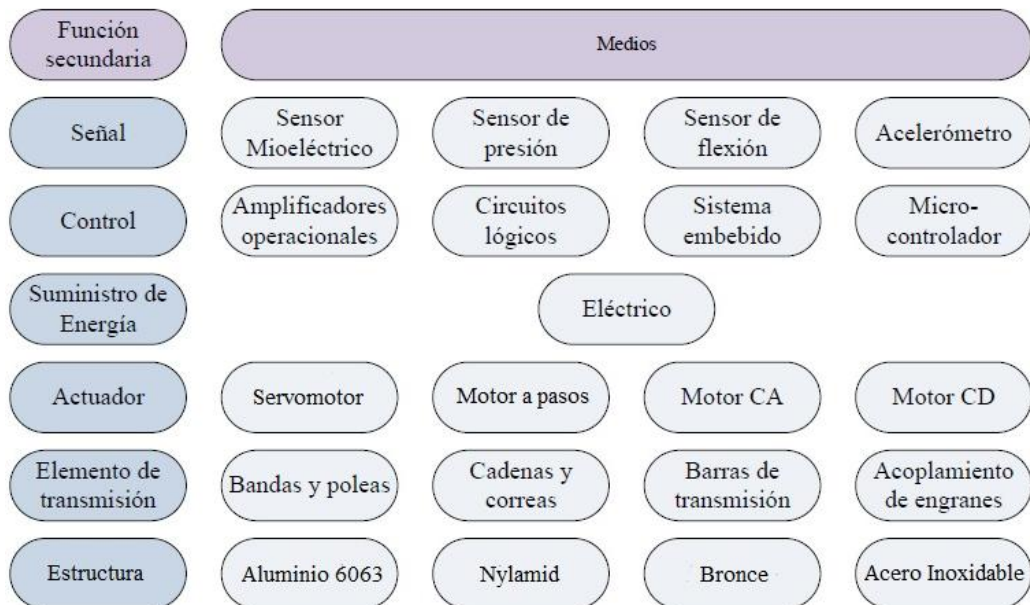


Fig. 25 Diagrama morfológico de soluciones

El diagrama anterior arroja un total de 1024 combinaciones que pueden resultar del uso de los conceptos mencionados en la Fig. 25. Sin embargo, el número de combinaciones es demasiado elevado, por ello es recomendable usar filtros que ayuden a descartar opciones que no van de acuerdo al proyecto. Estos filtros son utilizados en la evaluación de alternativas.

4.6.8 Evaluación de alternativas

La evaluación de alternativas tiene como finalidad, simplificar el número de soluciones para cumplir satisfactoriamente con las funciones secundarias del diseño. La elección del medio que resolverá la función puede representarse en diferentes contextos. Básicamente es elegir una solución entre las disponibles, a efecto de resolver el problema.

4.6.9 El método del elemento finito

El método del elemento finito (MEF) es una técnica que resuelve numéricamente problemas que son modelados por ecuaciones diferenciales parciales que gobiernan los fenómenos físicos y que son a la vez, de interés en el área de ingeniería; esto se debe a que existen situaciones en donde la obtención de una solución analítica resulta cuasi imposible debido al grado de complejidad que implica la representación matemática de la frontera, o en ocasiones, le describir problemas que incluyen materiales anisotrópicos y/o no homogéneos, en los cuales las ecuaciones incluyen términos no lineales que dificultan la obtención de la solución [70].

Por lo tanto, se prefiere el empleo de algún método numérico con el cual pueda llegar a una solución siguiendo un planteamiento, que si bien no es exacto, si es lo suficientemente aproximado como para resolver los problemas clásicos de ingeniería.

El potencial práctico del MEF para modelar estructuras complejas y su aplicación a estructuras con comportamientos no lineales, son aún tediosas, con un costo elevado y propenso a errores. Estas limitaciones se han ido solucionando gradualmente debido a las investigaciones que se han realizado en la biomecánica, así como con los nuevos adelantos en cuando a desarrollo de programas y equipos de cómputo.

4.6.10 Teoría de Von Mises [70]

La teoría de falla de Von Mises es la que predice el comportamiento de los materiales cuyo criterio se base en los conceptos de energía; es decir, la energía elástica total se divide en dos partes: una asociada a cambios volumétricos del material y otra que causa distorsiones por corte. Igualando la energía de distorsión o deformación por esfuerzo cortante en el punto de

fluencia de una probeta normalizada ensayada a tensión simple con la energía correspondiente a esfuerzo combinado, se establece el criterio de falla para esfuerzos de esta última clase.

La condición de falla para un material idealmente plástico se obtiene en un estado de esfuerzos, en función de los esfuerzos principales como:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 = 2\sigma_{yp}^2 \quad (15)$$

Para el esfuerzo bidimensional $\sigma_3 = 0$, la ecuación (15) queda en forma paramétrica:

$$\left(\frac{\sigma_1}{\sigma_{yp}}\right)^2 - \left(\frac{\sigma_1\sigma_2}{\sigma_{yp}\sigma_{yp}}\right) + \left(\frac{\sigma_2}{\sigma_{yp}}\right)^2 = 1 \quad (16)$$

La ecuación (14) corresponde a una elipse, como se muestra en la Fig. 26. Cualquier combinación de esfuerzos que se presente dentro de la elipse indica que el material se comporta elásticamente. Los puntos en la propia elipse indican que el material está fluyendo. En algunos casos, al retirar la carga, el material se comporta elásticamente. De manera alterna, cualquier combinación de esfuerzos que quede fuera de la elipse corresponderá a un estado donde se presenta la falla.

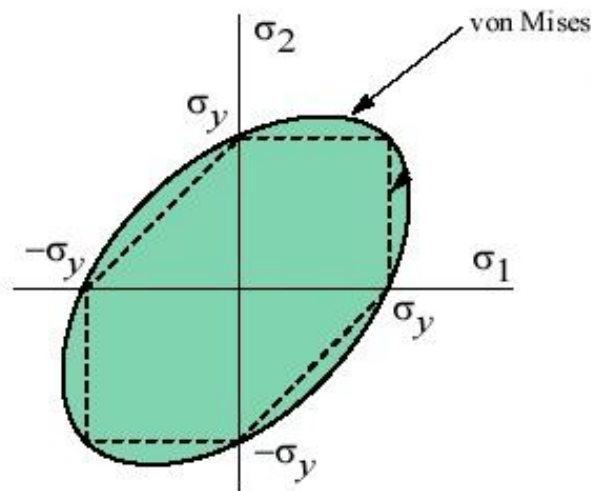


Fig. 26 Criterio de fluencia basado en energía máximo de distorsión (Teoría de falla de Von Mises)¹

Esta teoría no predice cambios en la respuesta del material cuando se añaden esfuerzos hidrostáticos de tensión o compresión. Esto se deduce del hecho de

¹ M. en C. Manuel Faraón Carbajal Romero. "Biomecánica de una Prótesis no Convencional para Cadera". Tesis de Maestría. Pág. 104

que, como la ecuación 5.3 sólo comprende diferencias de esfuerzos, el sumar un esfuerzo constante a cada una, no altera la condición de fluencia. Por esta razón, en el espacio tridimensional de esfuerzos la superficie de fluencia viene a ser un cilindro con un eje que tiene los tres cosenos directores iguales a $\frac{1}{\sqrt{3}}$. La elipse que se muestra en la Fig. 26 resulta de la intersección de este cilindro en el plano σ_1, σ_2 .

Capítulo 5. Descripción de la Propuesta

5.1 Descripción de la Propuesta

Con los fundamentos teóricos, los antecedentes y el estado del arte respectivos a este trabajo, a continuación se describe la propuesta de prótesis así como el procedimiento que se seguirá en el diseño de cada una de sus partes.

1. Se describirá una metodología de diseño basada en los modelos existentes para ingeniería del diseño, así como las etapas y los procedimientos aptos para la obtención de un modelo específico para su implementación como prototipo.
2. Se diseñará el sistema mecánico de 15 uniones multi-articuladas para los cinco dedos de la mano mediante el uso de software tipo CAD. Cada dedo tendrá un grado de libertad, a excepción del dedo I que tendrá dos grados de libertad. El mecanismo deberá realizar las funciones de flexo-extensión para los cinco dedos, y para el dedo I deberá realizar la abducción-aducción palmar. El diseño será antropomórfico y antropométrico, deberá también tener los espacios necesarios para contener los elementos electromecánicos y electrónicos que operarán las trayectorias y movimientos de la mano para sujeción de objetos.
3. Se realizarán análisis de esfuerzos por el método de elementos finitos a través de software, en los cuales serán analizadas las fuerzas mecánicas a las que será sometida la prótesis durante su funcionamiento y uso; así mismo se determinarán las características mecánicas de los materiales a emplear y su apropiado uso en la construcción física del prototipo.

El sistema protésico de mano se compondrá de tres sistemas:

1. Sistema mecánico: mecanismos, estructura y carcasa.
2. Sistema electrónico: control primario y secundario, encargados de operar y regular los movimientos de las articulaciones.
3. Sistema eléctrico: suministro de energía

El prototipo de mano se conforma de estos tres sistemas para su operación en conjunto. Éste contendrá el sistema de actuación electromecánica de prensión de los dedos, los mecanismos de flexo-extensión y abducción-aducción de los dedos, así mismo contendrá dos sistemas de control, uno central y un secundario; éste último estará compuesto por cuatro sistemas de control individual. Se propondrá la constitución física de la prótesis con materiales resistentes al desgaste, corrosión y oxidación, como aluminio 6063-T6, Nylamid™ SL®, bronce B144 y acero inoxidable 304. El prototipo tendrá un

peso aproximado de 750 g; cumplirá la antropometría en de la mano en sus partes dentro de un intervalo de medidas de: 200 mm de largo, 150 mm de ancho y 50 mm de alto. Igualmente, será un modelo antropomórfico con cinco dedos y una palma operados independientemente para tener 5 grados de libertad.

Capítulo 6. Propuesta de diseño de la mano artificial

6. Propuesta de diseño de la mano artificial

En esta propuesta general para el diseño del prototipo se describen siete partes: la recepción de la señal para controlar el sistema, los actuadores requeridos para accionar los movimientos, el sistema de control que sincronizará el funcionamiento de los actuadores, los mecanismos de transmisión que realizarán los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción, el suministro de energía para operación del control y los actuadores, los materiales de soporte que constituirá el cuerpo de la mano y, por último, el diseño conceptual del prototipo que conjunta todos los elementos, anteriormente descritos, en un solo esquema de funcionamiento.

6.1 Recepción de la señal

La variedad de los dispositivos para interpretar diferentes señales del cuerpo humano, tales como sensores mioeléctricos, de presión, de flexión, acelerómetros, etcétera. Estos componentes son esenciales para cumplir con la función principal del sistema.

La amputación de la extremidad superior es el resultado de una malformación y/o lesión severa con pérdida de tejido, músculo y hueso. La composición de la estructura músculo esquelética de la mano es compleja, destacando las características ausentes en la persona afectada, tales como actividad mioeléctrica o pérdida total o parcial de movimientos. Es indispensable contemplar la integración de diversos sensores individuales o simultáneos, esto con la finalidad de que el diseño pueda adaptarse a las distintas condiciones de malformación o amputación.

El sistema de recepción de la señal se compondrá de cinco fases: 1) detección y transformación de la señal, 2) amplificación, 3) procesamiento y simplificación de la señal, 4) conversión de analógico-digital y 5) codificación.

La fase uno tiene como objetivo la captación de la señal bio-eléctrica de los músculos y el movimiento de rotación del remanente del miembro amputado, esto se realizaría implementando electrodos y sensores de registro apropiados, dependiendo del elemento utilizado. Estas señales son inmediatamente transformadas, en los casos que sean necesarios, en señal eléctrica amplificada para su manipulación. Estas etapas son denotadas dentro del diagrama del amplificador de instrumentación, corrector de basal y filtros. Esta etapa será tomada de un trabajo desarrollado previamente en el año 2006 por *Alfredo Ramírez García* del CINVESTAV, bajo el nombre *Sistema de entrenamiento muscular con retroalimentación visual* [71].

La fase dos, la señal previamente registrada es amplificada hasta un nivel suficiente, según sea necesario para la etapa de digitalización donde la señal va a ser registrada, almacenada o proporcionada. Esta etapa representa un filtrado de la señal en pasa-bajas y pasa-altas [72].

La fase tres, que es el procesamiento y simplificación de la señal, tendrá como objetivo el extraer características que relacionen la información obtenida con la acción deseada. Esta etapa corresponde a un procesamiento digital y su codificación dentro de un microprocesador para ser aplicada a un sistema electromecánico.

Las fases cuatro y cinco tienen como objetivo la interpretación de la señal codificada para asignar funciones al sistema de control empleado, con la finalidad de accionar un sistema electromecánico constituido por motores y elementos mecánicos, principalmente esta función será realizada por un sistema embebido.

El proceso total de digitalización se compondrá de seis etapas, las cuales registrarán la señal del sensor o electrodo, rectificarán la señal, pasarán por un detector de umbral determinado, seguido de un sistema que diferencia las señales continuas y las separa en intervalos de tiempo con un mínimo definido, al final cada señal entrará a un formador de pulso que convertirá la señal de entrada a un pulso digital cuadrado, mismo que será definido como un "1" digital.

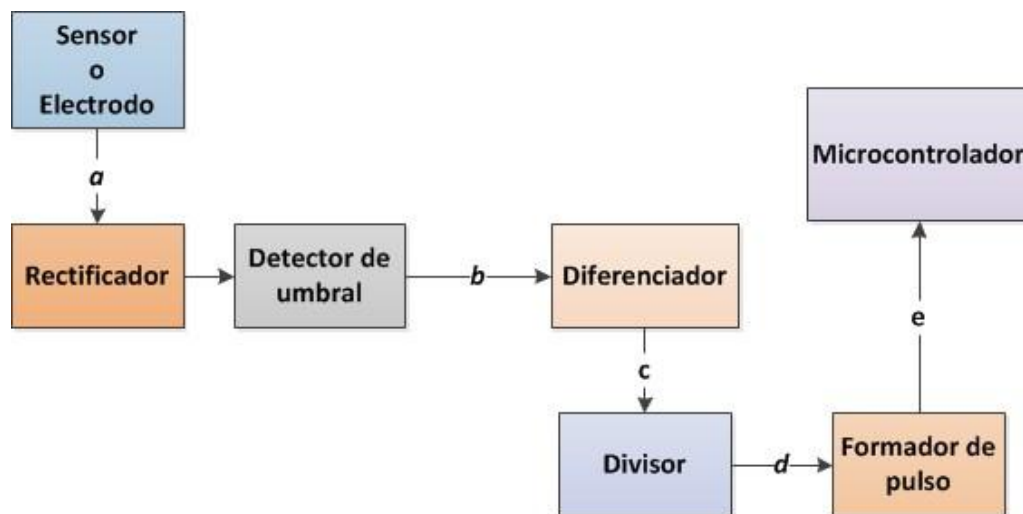


Fig. 27 Diagrama a bloques del proceso de conversión de señal analógica a digital

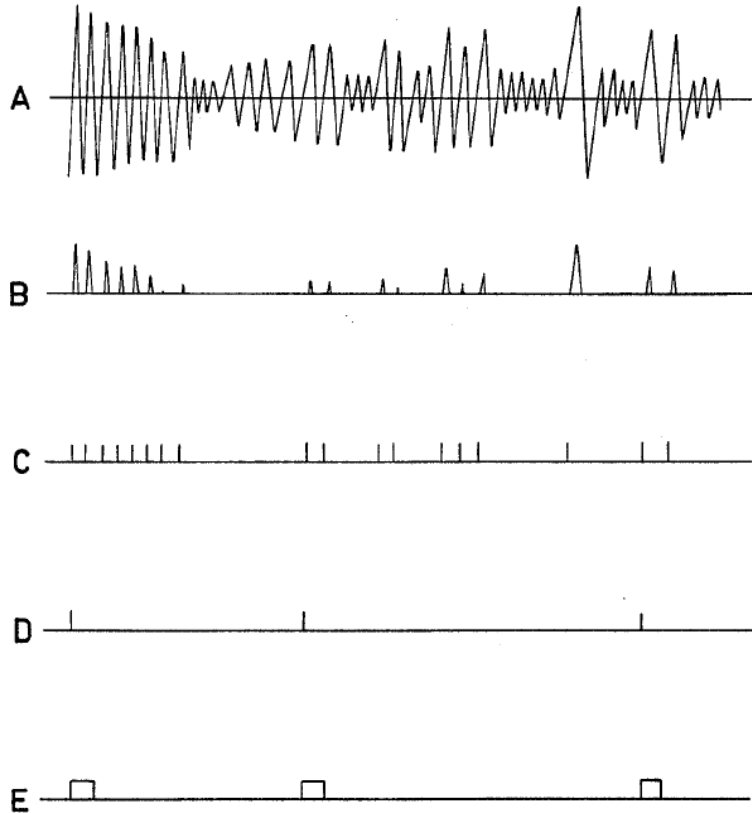


Fig. 28 Etapas del proceso de conversión de la señal analógica a digital. La forma A es una señal de tipo mioeléctrica, la B es la señal recortada, la C son pulsos de los picos de la señal, la D es una señal pulsada integrada y la E son pulsos digitales de amplitud y tiempo definido.

6.2 Actuadores

La aplicación de actuadores hidráulicos y motores de C.A. en prototipos de prótesis de mano en combinación con mecanismos de barras de transmisión ha sido nula, puesto que tanto el tamaño de estos y el poder de alimentación requerido es alto respecto de otro tipo de actuadores como los servomotores y los motores de C.D. Por tales motivos los actuadores a utilizar serán estos dos últimos, que son motores que se caracterizan por posicionarse de manera sencilla en cualquier posición dentro de su intervalo de operación [52]. Un actuador de C.D. es un dispositivo con un eje de rodamiento controlado, esto es por la característica de poder ser posicionado angularmente al enviar una señal codificada; existen variedad de estos motores, en los cuales encontramos tres de nuestro interés: 1) servomotor, 2) motor a pasos y 3) motor de C.D. con motorreductor.

6.2.1 Servomotor Dynamixel RX-28

El servomotor es un dispositivo de C.D. que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en dicha posición. Esta conformado por un motor, una caja reductora y un circuito de control [73]. También proporciona la potencia de forma proporcional a las cargas mecánicas. Un servomotor tiene un consumo de energía reducido. Por las características descritas para este tipo de motor, resulta adecuado para el movimiento de posicionamiento de la rotación palmar del dedo I (aducción y abducción). El modelo RX-28 de la marca ROBOTIS CO., LTD. de la Serie Dynamixel (Fig. 29) es un actuador inteligente² con un concepto que integra un reductor de velocidad, un controlador, función de red en un solo módulo. La serie dynamixel está construida para combinarse en estructura y funcionamiento con otros actuadores, incluso distintos a él, a través de un ensamblaje en bloque. La conectividad que tiene con otros dispositivos lo hace ser fácilmente adaptable a una cadena de comunicación controlada por medio de *un número de identificación (ID)* que será detectado en un BUS de datos que serán soportados en una red con un lenguaje de comunicación TTL, RS485 y CAN, dependiendo del modelo. Es un servomotor de alta eficiencia y de poco uso de corriente eléctrica [74].

Las especificaciones de este modelo son [75]:

- Resolución de posición y velocidad: 1024 pasos
- Resolución de movimiento: 0.3°
- Rango angular de operación: 300°
- Corriente máxima: 1200 mA
- Enlace físico de BUS: 4-Cables, multi-contacto, RS485@1mbps
- Retroalimentación: Posición, velocidad, torque, temperatura y voltaje
- Peso: 116 g
- Reducción de engranaje: 1/200
- Torque de sostén: 53 kg-cm@15 V , 64kg-cm@18V
- Velocidad: 0.198 seg/60°@15V , 0.162 seg/60°@18V

² Integra un conjunto de sensores que monitorean temperatura, torque, voltaje de alimentación, etcétera; si estos sobrepasan los límites de seguridad predefinidos de fábrica, esto proporciona una señal de retroalimentación que indica una situación de emergencia y un LED indica alguna de estas condiciones o simplemente se apaga.



Fig. 29 Servomotor ROBOTIS Dynamixel RX-28 [75]

6.2.2 Motor a pasos: Pololu Bipolar de 200 pasos

El motor a pasos es un dispositivo electromecánico que convierte una serie de impulsos eléctricos en desplazamientos angulares discretos, lo que significa que es capaz de avanzar una serie de grados (paso) dependiendo de sus entradas de control. Este motor presenta las ventajas de tener alta precisión y repetitividad en cuanto al posicionamiento. Una de sus aplicaciones principales es la de ser motores controlados digitalmente, similares a los servomotores pero más baratos. Existen distintos tipos de motores a pasos: De imán permanente, de reluctancias variables, híbridas, bipolares y unipolares. Para este trabajo sólo consideramos el uso de dos motores a pasos híbridos bipolares, estos tienen 4 cables a la salida, requieren de un controlador especial para su correcto funcionamiento, debido a que requieren un cambio de flujo de corriente a través de sus bobinas en la secuencia apropiada para realizar el movimiento [76].

El empleo de dos motores de este tipo es debido a que requerimos un actuador de precisión y rápido en los dedos I y II, pero de menor tamaño que un servomotor. Estos motores se encargarán de la flexión y extensión de los mecanismos de los dedos mencionados. Los tipos de prensión que realizan estos dos dedos se consideran como prensiones finas y de precisión; sin embargo, el espacio disponible en los dedos y en la palma se incrementaría en volumen si se añadiera otro servomotor de la serie RX de Dynamixel. Por lo que el modelo Pololu 20x30 de 200 pasos, 600 mA@3.9 V (Fig. 30) resulta tener las características deseadas, principalmente en tamaño que es de tan sólo 20 mm x 30 mm x 30 mm de volumen. Es un motor híbrido bipolar con una resolución de 1.8° de ángulo de avance (200 pasos por revolución). Cada fase requiere de 600 mA@3.9 V, permitiendo un torque de agarre de 180 g-cm. Tiene un peso de 60 g y es el más pequeño motor a pasos de la serie [77].



Fig. 30 Motor a pasos Pololu 20x30 [77]

6.2.3 Motorreductores

Los reductores o motorreductores son motores con una adaptación mecánica de tipo engrane para que adapte su velocidad inicial a una deseable para el funcionamiento de un sistema. Además de esta adaptación de velocidad, se deben contemplar otros factores como la potencia mecánica a transmitir, la potencia térmica, rendimientos mecánicos. Esta adaptación se realiza generalmente con uno o varios pares de engranes que adaptan la velocidad y potencia mecánica montados en un cuerpo compacto denominado reductor de velocidad o caja reductora. La clasificación de este tipo de motores es: sin fin-corona, engranajes y planetarios. Para este trabajo se contemplan sólo los reductores de velocidad planetarios.

Los reductores de velocidad planetarios se conforma por un arreglo de engranes que no están compuestos en pares sino de una composición distinta, y sirve para diferentes tipos de variaciones de velocidad. El sistema se compone de un engranaje principal “sol” fijado rígidamente a la sección delantera del motor, y una corona interna es impulsada por el cigüeñal. El piñón esta unido al eje de lo que quiere mover y montado en ella, y son una serie de piñones que cuando el cigüeñal gira, los piñones giran en torno al principal fijo, en compañía de la hélice en la misma dirección, pero a una velocidad reducida. Debido a que tienen más dientes en contacto que los otros tipos de reductores, son capaces de transferir y soportar más torque. Los reductores se pueden clasificar por la posición relativa del eje lento del reductor con respecto al eje rápido del mismo, las clasificaciones más usuales son: paralelos, ortogonales y coaxiales [73].

Para el funcionamiento de los dedos III, IV y V se emplearán dos motorreductores, estos sirven adecuadamente para la simple función de girar en un sentido o en otro sin la necesidad de controlar su posición, ya que los estos dedos sólo realizan el movimiento de flexión y extensión del mecanismo rígido al que estarán enlazados. Sin embargo no se pueden usar motores sin

reducción debido a que la velocidad de giro de un motor convencional está por arriba de las 1000 RPM, y el mecanismo actuaría tan rápido que resulta indeseable, por lo que se requiere sólo una velocidad de al menos 320 RPM que es de aproximadamente 5 RPS, que es deseable en la acción del mecanismo de los dedos al mover directamente un eje sinfín que desplazará el mecanismo rígido de los dedos III-V. El primer motorreductor actuará sobre el dedo III y el segundo lo hará de la misma forma sobre los dedos IV-V.

Los dedos IV-V tienen un comportamiento idéntico en cuanto al tiempo de respuesta para la flexión-extensión para los cinco tipos de presión propuestos para este trabajo, esta condición permite emplear sólo un motor para que actúe a ambos dedos al mismo tiempo.

El motorreductor a emplear es un Micromotorreductor 150:1 de engranes metálicos en bronce (Fig. 31), opera de 3 V a 9 V de C.D. a una velocidad de 200 RPM con una corriente máxima de 1600 mA y un torque máximo de 2.9 Kg-cm, tiene dimensiones de 24 mm x 10 mm x 12 mm y tiene un peso de 10 g [78].



Fig. 31 Micromotorreductor Pololu 150:1 [78]

6.3 Sistema de control

Logrado lo anterior se adapta a un dispositivo de control con el que interactúe equilibradamente, puesto que la etapa de control debe ser capaz de procesar e/o interpretar las señales arrojadas por el digitalizador; así se lograría tener un sistema que permita manipular y sincronizar múltiples actuadores de forma simultánea. Entre los actuales dispositivos de control, se encuentran los amplificadores operacionales, circuitos lógicos, microcontroladores y, más complejos aún, los sistemas embebidos, los cuales solucionan de manera parcial o total las necesidades del sistema a diseñar. Los criterios críticos en la búsqueda de estos dispositivos son las dimensiones, capacidad de procesamiento, requerimiento energético, tipo de señal, autonomía, etc.

Un sistema embebido es un dispositivo de control que tiene uno o varios microprocesadores, uno o varios microcontroladores y una o varias unidades de memoria que trabajan sincronizadas en la ejecución de comandos en tiempo real. Por lo general los sistemas embebidos se pueden programar directamente en el lenguaje ensamblador o bien, utilizando algún compilador específico. Estos dispositivos electrónicos se encuentran en diferentes dimensiones y capacidades, estableciéndose como una opción ideal para fungir como etapa de control en la prótesis de mano.

El sistema de control propuesto para este trabajo consiste en tener un microprocesador central, un controlador para cada uno de los cinco actuadores que compondrán el sistema electromecánico de la mano. El microprocesador central tendrá la función de coordinar en tiempo real y de forma síncrona cada uno de los controladores de cada motor, esto le permitirá trabajar de forma más rápida un conjunto de señales codificadas que serán enviadas al controlador respectivo, dependiendo de la señal de entrada es como serán las salidas.

El sistema hará uso de los 5 actuadores, descritos anteriormente, divididos en: 1 servomotor, 2 motores a pasos y 2 motores de C.D. con motorreductor. Cada actuador tendrá un controlador específico para él mismo, estos controladores independientes estarán conectados directamente a un controlador principal que será el responsable del funcionamiento síncrono de todo el sistema.

6.3.1 Controlador Central - Controlador Robotis CM-700

El sistema embebido que será el responsable de controlar el servomotor es el mismo controlador central del sistema del prototipo de mano, esto debido a que el servomotor tiene integrado un microcontrolador el cual opera bajo dos protocolos (TTL y RS485). El controlador robotis CM-700 es programable y tiene compatibilidad con distintos tipos de motores y sensores que pueden ser

adaptados a él. Es literalmente un CPU que se compone de un AVR ATmega2561; tiene una interfaz de comunicación serial con una PC a través de un conector LN-101 Robotis que es usado para descargar los códigos de tareas programadas; así mismo, el CM-700 puede ser programado inalámbricamente usando un módulo de comunicación ZIG-110. También se puede enlazar con otras tarjetas externas. Tiene una conexión de alimentación de 7 V a 35 V, su propio interruptor de encendido/apagado, selección de modo o tarea, conectores de 3 pines para comunicación TTL y de 4 pines para comunicación RS-485, y con periféricos para otros dispositivos. El voltaje de operación de este controlador depende de los tipos de motores que se conecten directamente a él. La versatilidad del controlador CM-700 permite su uso como controlador central del prototipo, ya que puede interconectar y sincronizar los controladores de los motores a pasos y los micromotorreductores, junto con el interno del servomotor. Su programación se realiza desde la PC por medio de el programa RoboPlus Motion de Robotis, aunque también admite una programación desde lenguaje C [79].

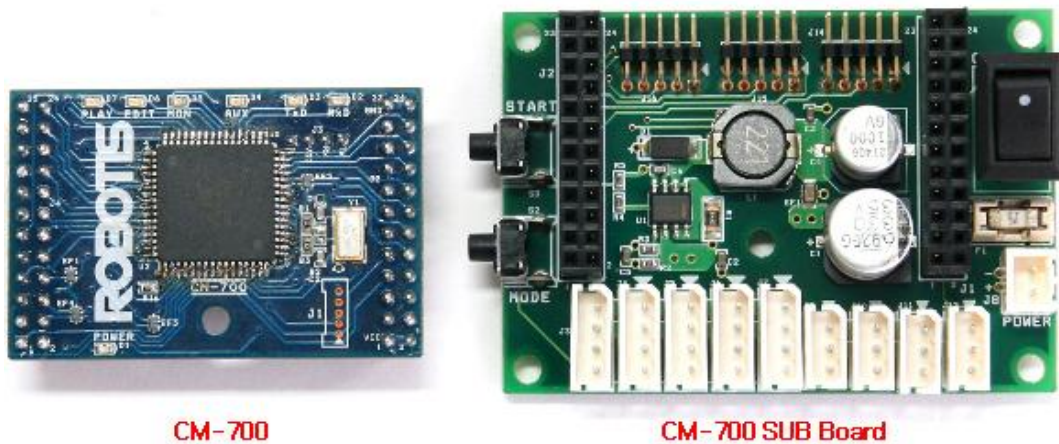


Fig. 32 Controlador CM-700 [79]

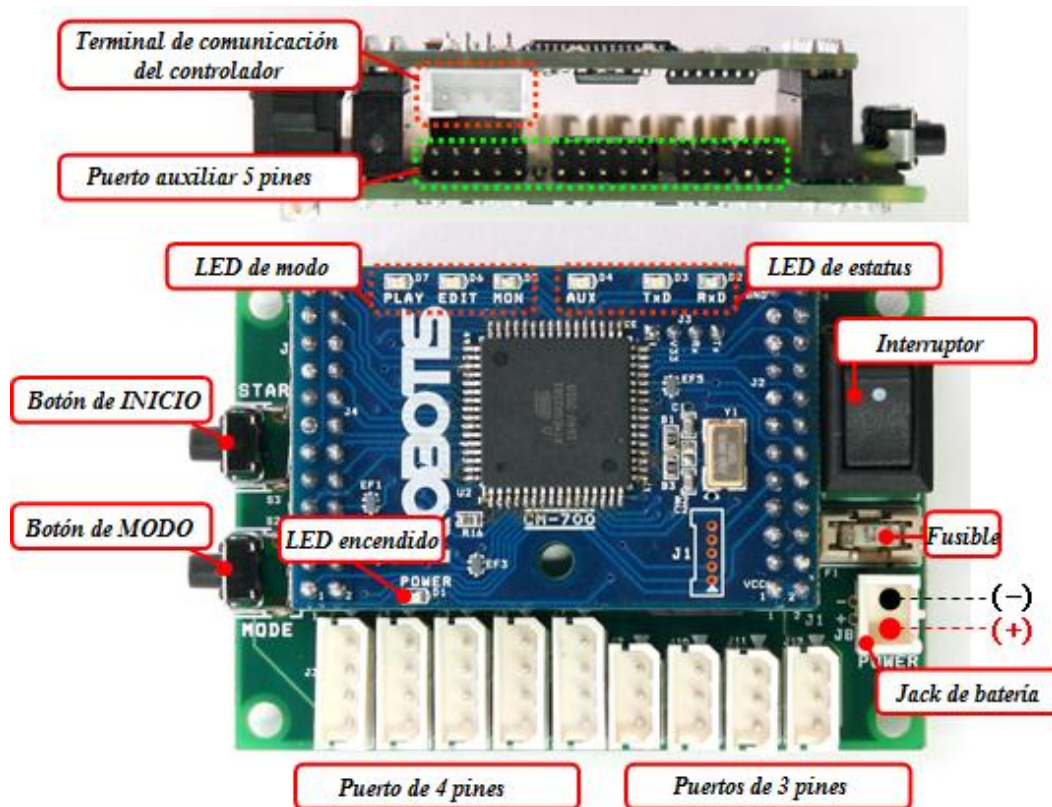


Fig. 33 Descripción de Controlador CM-700 [79]

6.3.2 Controlador *Baby Orangutan B-328*

Para el control de los dedos III, IV y V se empleará un solo controlador *Baby Orangutan*, pues sólo son dos motores de C.D. con reductores los que se emplearán, así se tiene un sistema embebido integrado y compacto que facilita la operación y control de éstos. Los motores de C.D. requieren de un controlador especial, debido a las funciones de dirección y velocidad.

El controlador *Baby Orangutan B-328* es un sistema compacto que comprende un AVR de alto desempeño y dos canales de control. Puede conectarse una batería, sensores, y motores de manera directa, tiene la característica de poder ser usado como un sistema de control auxiliar, esta es la que le permite su interconexión con un controlador central, como el descrito anteriormente, y que es la razón principal de su uso para este trabajo. El sistema integra un microcontrolador ATmega328P con 32 KB de memoria de programa y 2 KB de RAM. El voltaje de operación de este controlador es de 5 V a 13.5 V con una corriente máxima de 100 mA. La *Baby Orangutan* es un sistema completo de control de apenas 30.48 mm x 17.78 mm de dimensiones. Integra un puente H

dual para controlar directamente dos motores de C.D. El funcionamiento del sistema trabaja bajo programación en lenguaje C [80].

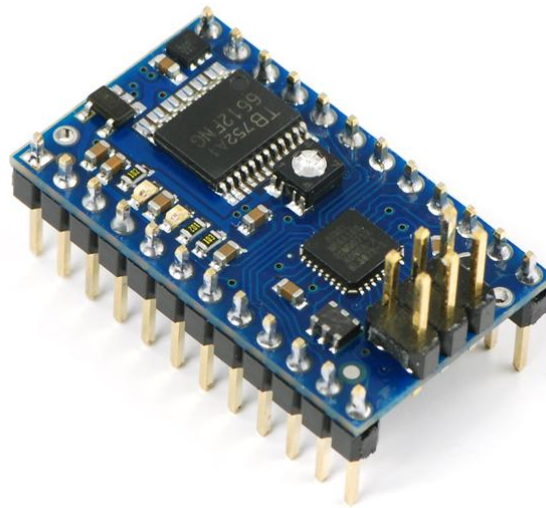


Fig. 34 Controlador Baby Orangutan 328 B [80]

6.3.3 Controlador de motores a pasos Pololu A4988

El control requerido para la operación de los motores a pasos que actuarán sobre los mecanismo de los dedos I y II debe proporcionarle al motor una resolución de movimiento fina y precisa, cada motor requiere de un control independiente, debido a que actuarán de forma separada pero coordinada, esta última función estará asignada, como ya se ha mencionado, al controlador central. Sin embargo, el controlador debe tener la característica especial, aparte del control, de ser muy compacto, debido a que el motor del dedo I se encuentra integrado al cuerpo del dedo mismo.

El controlador Pololu A4988 permite operar un motor a pasos bipolar de hasta 2 A por bobina. Tiene una interfaz de control de paso y dirección, con cinco diferentes resoluciones: paso completo, medio paso, cuarto de paso, octavo de paso y dieciseisavo de paso; así también cuenta con un ajuste de corriente a la salida que permite usar distintos niveles de voltaje de entrada. Se considera un controlador inteligente al tener autonomía en el control de decaimiento de la corriente proporcionada, así como retroalimentación de temperatura, voltaje y corriente, aunado a una protección ante corto circuito en el sistema. El controlador opera en un intervalo de voltaje de entre 3 V a 5.5 V, pero puede operar motores con voltaje de alimentación de entre 8 V a 35 V. La corriente máxima que puede alimentar al motor es de 4 A. Este puede controlar motores de 4, 6 y 8 cables si son correctamente conectados [81].

El uso de dos controladores Pololu A4988 será requerido, uno para el dedo I y otro para el dedo II. Estos serán conectados directamente al controlador central del prototipo, el cual les definirá el paso y la dirección a la que deben operar cada motor.

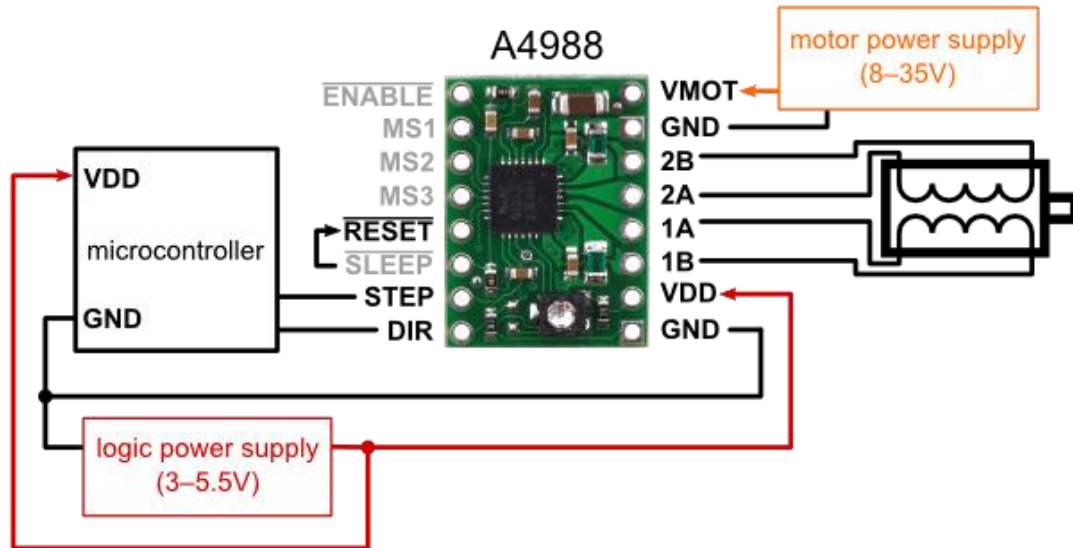


Fig. 35 Controlador Pololu A4988 [81]

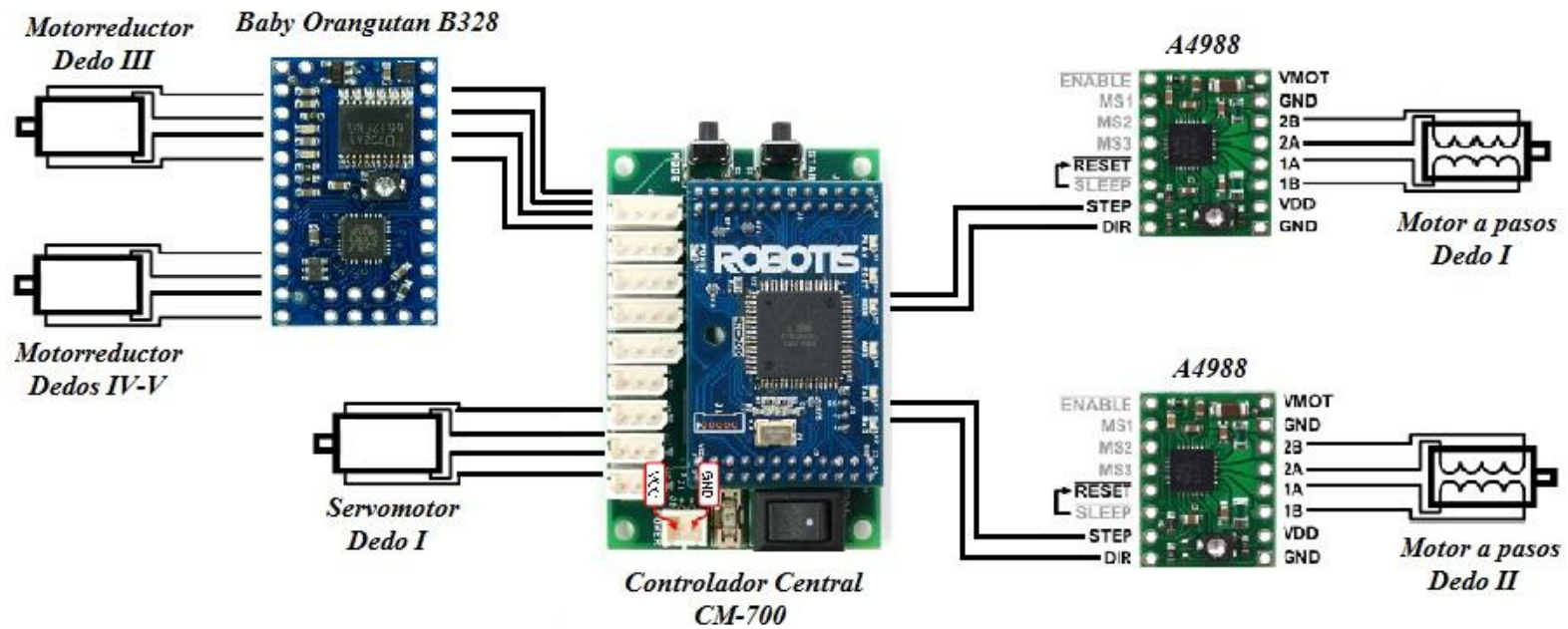


Fig. 36 El sistema de control general consta de: 1 controlador central CM-700 para el sistema y el servomotor, 1 controlador Baby Orangutan B328 para 2 motores de C.D. con reductores, 2 controladores A4988 para 2 motores a pasos.

6.4 Elementos de transmisión

La mecánica del sistema es la parte más importante del prototipo de mano, ya que sin el funcionamiento adecuado de ésta, el funcionamiento de las demás funciones secundarias en conjunto podría no ser el adecuado, aún cuando cada una de ellas funcionen de forma correcta y en óptimas condiciones.

Los elementos de transmisión son parte fundamental para transmitir potencia entre dos o más elementos [82]. La transmisión de movimientos que es realizada por elementos giratorios ocupa menos espacio que un elemento de transmisión lineal. Entre las formas más comunes de elementos de transmisión se encuentran las cadenas, correas de distribución, engranes y mecanismos de barras, siendo estos últimos la opción ideal para el modelado de un mecanismo óptimo tridimensional, esto debido a que ocupan un espacio delimitado por sus propias dimensiones y pueden ser ligeros [83].

Un mecanismo es la opción adecuada para generar una trayectoria deseada, ya que los dedos de la mano tienen una trayectoria curva de movimiento cuasi predefinida por sus elementos en la función de prensión. Existen distintos mecanismos aplicados a prototipos de manos, tal como el mecanismo Toronto BloorviewMacMillan (TBM) de *Dechev*, que propone un mecanismo de 6 eslabones sub-actuados y tiene un grado de libertad; este mecanismo cumple con la trayectoria descrita para la mano [12], realiza la flexión y extensión de los elementos del mecanismo desde la parte proximal hasta la distal.

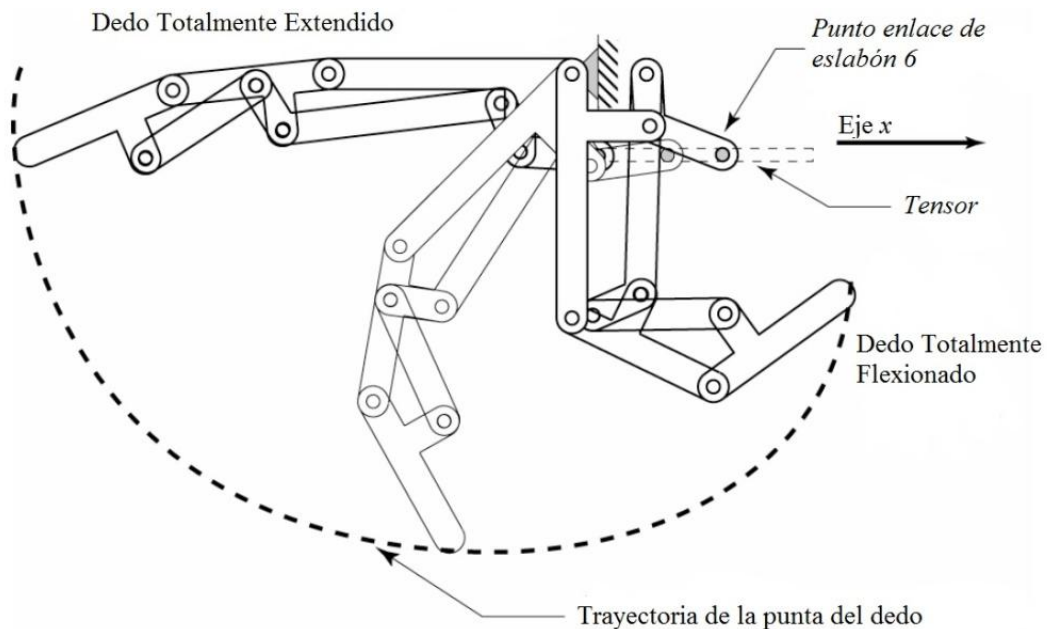


Fig. 37 Mecanismo TBM propuesto por *Dechev* con un grado de libertad, presenta la flexión y extensión describiendo la curva que traza la punta del dedo en su recorrido-

Otro mecanismo propuesto es el de *Jung* y colaboradores, que describen un mecanismo articulado con un eslabón y 3 poleas, accionado por un actuador convencional. La flexión de los dedos es un movimiento que resulta de ejercer una fuerza contraria al tirar de un cable que funge como tendón, pero la extensión de los dedos se realiza por un mecanismo elástico compuesto por un resorte de restauración [36]. Aún con esto, el mecanismo no realiza la flexión y extensión de la articulación distal, lo que dificulta en ciertos puntos el seguimiento de la trayectoria y sujeción de los objetos.

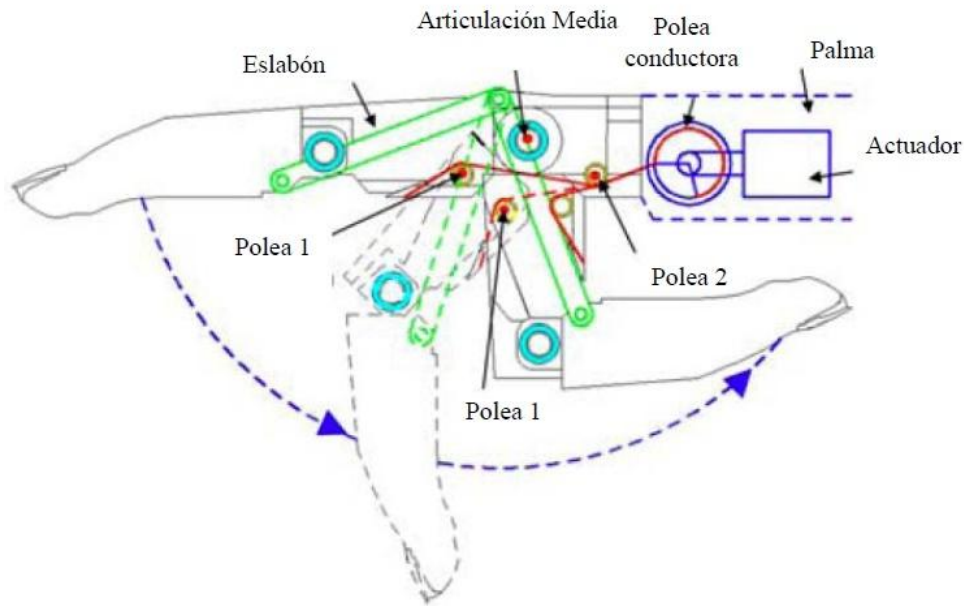


Fig. 38 Mecanismo de poleas y transmisión propuesto por *Jung* [36]

6.5 Suministro de energía

Habiendo seleccionado los sensores, dispositivo de control, actuadores y elementos de transmisión ahora corresponde la selección del suministro de energía. Las características que debe cumplir este elemento deben estar en función directa del sistema embebido. No obstante se busca integrar una fuente de alimentación portátil, esto pudiera ser una batería recargable, siempre y cuando cumpla con lo requerido por la etapa de control. Por otra parte, es conveniente también permitir que la mano robótica pueda conectarse directamente a una fuente de alimentación externa, es decir, que pueda conectarse a un sistema que sea capaz de alimentar al sistema, lo anterior con la finalidad de permitir realizar pruebas sin estar delimitando la vida útil de la batería portable.

Los sistemas electrónicos actuales tienen como alimentación una o varias pilas del tipo Ion Litio, que es una batería ligera, con elevada capacidad energética y

resistencia a la descarga, tiene como característica principal su elevado número de ciclos de regeneración, es decir, es una batería recargable.

Esta tecnología se ha situado como la más interesante en su clase en usos para ordenadores portátiles, teléfonos móviles, prótesis y otros aparatos eléctricos y electrónicos.

Tabla 7 Ventajas y Desventajas de la Batería LiPo

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Una elevada densidad de energía. 	<ul style="list-style-type: none"> • Duración media: 3 años
<ul style="list-style-type: none"> • Ligeras 	<ul style="list-style-type: none"> • Limitado número de carga: entre 300 y 1000.
<ul style="list-style-type: none"> • Capacidad de descarga rápida 	<ul style="list-style-type: none"> • Son costosas
<ul style="list-style-type: none"> • Delgadas de hasta 5 mm de espesor. 	<ul style="list-style-type: none"> • Pueden sobrecalentarse
<ul style="list-style-type: none"> • Alto voltaje por célula: 3.7 V por célula 	<ul style="list-style-type: none"> • Mal funcionamiento en frío.
<ul style="list-style-type: none"> • Descarga lineal 	
<ul style="list-style-type: none"> • Larga vida en equipos eléctricos 	
<ul style="list-style-type: none"> • Identificación de carga 	
<ul style="list-style-type: none"> • Muy baja tasa de autodescarga: 6% mensual. 	

Al considerar las ventajas y desventajas de su uso, se determina que es sin duda el tipo de batería viable para este trabajo. Las ventajas del uso de este tipo de batería sobrepasan las desventajas, así como que las condiciones de trabajo en las que será empleada la batería no la exponen a sus condiciones propias de rendimiento.

Debido a la demanda de corriente que pueda tener el sistema del prototipo, tanto por los controladores como por los actuadores, se emplearán dos baterías Ion Litio de tipo Polímero de 3.7 V con capacidad de corriente de 2000 mAh cada una. Es una batería de dimensiones: 5.8 mm x 54 mm x 54 mm, tiene un peso de 36 g. Requiere de un cargador específico para este tipo de baterías, el cual tiene un conector de 2 pines espaciados 2 mm entre ellos. La batería incluye una protección contra sobrevoltaje, sobre-corriente, y de mínimo voltaje. Tiene una autodescarga de 8% mensual, y funciona en un intervalo de temperatura de -25°C a 60°C.



Fig. 39 Batería Litio Polonio (LiPo) 3.7 V@2000 mAh

Como se mencionó, este tipo de batería requiere un cargador específico que podrá integrarse al sistema. Un cargador LiPo USB es un cargador básico que permite recargar células LiPo de 3.7 V a un rango de 500 mA ó 100 mA por hora. Está diseñado para recargar una sola célula Ion Litio o una batería Polímero Litio. Es una tarjeta que incorpora un circuito de carga, un LED de estatus, un selector de corriente de carga para 500 mA o 100 mA, una entrada USB y varios orificios para tus propios conectores. Incluye un conector tipo JST que conecta directamente a la batería. La tarjeta también incluye un par de terminales 'SYS OUT' (Salida a Sistema) que permite tener conectado el sistema sin necesidad de retirar la batería, pues esta se cargaría al mismo tiempo [84].

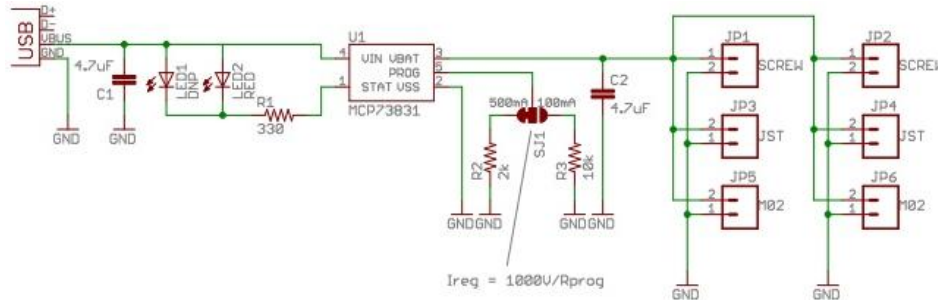


Fig. 40 Diagrama eléctrico del Cargador de la Batería LiPo [85]

El sistema tiene múltiples intervalos de voltaje en los cuales deben operar los elementos de control y los actuadores, haciendo uso de este tipo de baterías, resulta indispensable agregar un par de reguladores o elevadores de voltaje que mantengan el sistema con los potenciales requeridos para los distintos elementos.

El uso de un elevador de voltaje deberá tener la característica de ser variable en un intervalo amplio de valores, es decir, requiere que tenga una operación deseable entre 3.7 V y 25 V aproximadamente, debido a que estos son los intervalos en los que operan. Este dispositivo es un sistema de regulación de voltaje flexible con un convertidor C.D. a C.D. que puede generar voltajes mayores a los de entrada (Fig. 41). Puede tener una salida de 25 V con una entrada de 1.5 V, todo en un empaque

de 10.67 mm x 22.35 mm x 5.82 mm y un peso de 1.6 g. El ajuste de voltaje se realiza a través de un potenciómetro en un intervalo de 4 a 25 V, es indispensable que el voltaje de entrada sea menor al de salida.



Fig. 41 Elevador de Voltaje de 4 V a 25 V

6.6 Material de soporte

Los materiales utilizados en el campo de las prótesis y órtesis son variados, se utilizan resinas, polímeros, metales, fibra de carbono, acero, aluminio, bronce, etcétera.

El prototipo de mano requiere ser ligera y a la vez resistente, para ello se utilizará aluminio 6063-T6, Nylamid SL, Acero Inoxidable 304 y Bronce B144; cada parte de la prótesis tiene distintos comportamientos y es sometida a distintas fuerzas, unas mayores y otras menores, por ello es posible asignar distintos materiales a la prótesis. Los elementos de mayor movimiento y desgaste deberán ser construidos con los materiales más resistentes, de forma contraria, las piezas de menor movimiento y desgaste serán del material más blando. Todo esto podría delimitarse desde un inicio en el diseño, sin embargo, es necesaria la aplicación de un estudio de resistencia mecánica y esfuerzos con el método de elementos finitos para determinar definitivamente la composición de cada elemento mecánico del prototipo (Véase *Capítulo 6*; Sección: Análisis de esfuerzos mecánicos por el método de elementos finitos).

6.7 Diseño Conceptual

Una vez que se ha seleccionado cada componente que brinde la solución adecuada a cada una de las funciones secundarias, se produce a puntualizar lo que sería una opción general que brinde un diseño primario. Lo anterior se describe con un diagrama general del sistema (Fig. 42).

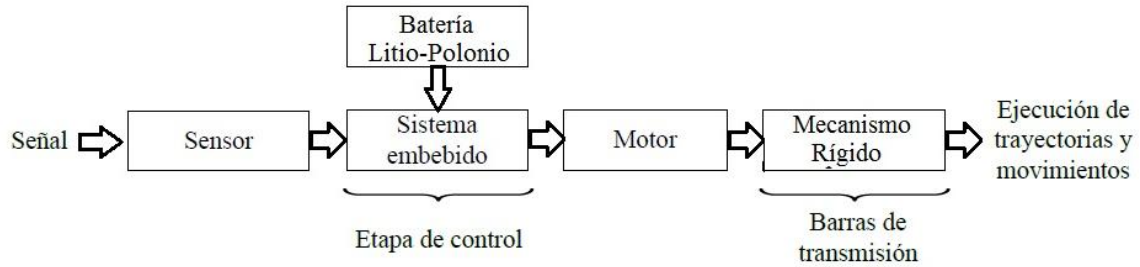


Fig. 42 Esquema General del Prototipo de Prótesis de Mano

Por otra parte, es importante representar de forma simple un esquema general mostrando los componentes principales del sistema, éste es el primer paso para obtener un diseño conceptual.

Es posible retroalimentar al diseño conceptual, comenzando a evaluar la síntesis del mecanismo rígido de transmisión por lo que el diseño final puede tener diferencias con el diseño conceptual.

Procediendo con una metodología que permita obtener dimensiones reales de una mano natural, tanto de los dedos como de los arcos que forman entre ellos para así calcular cada uno de los elementos del mecanismo y posteriormente adaptarlo a las falanges del modelo diseñado.

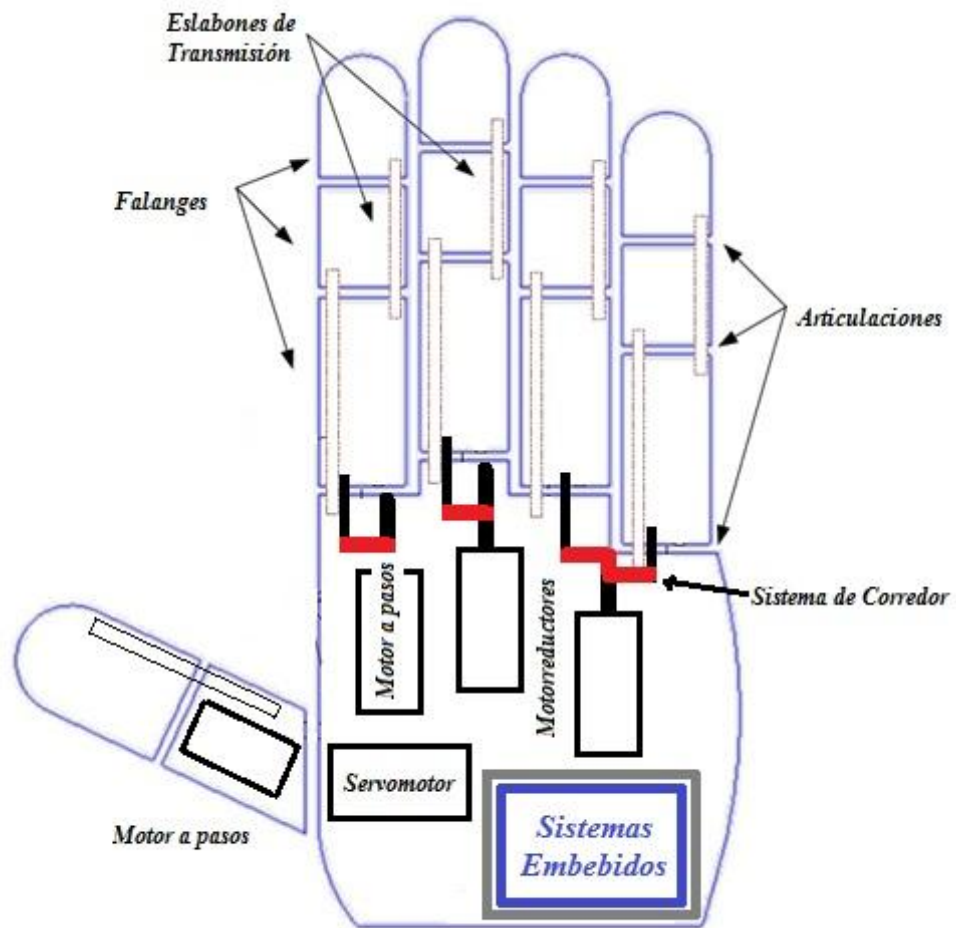


Fig. 43 Diseño Conceptual del Prototipo de Mano Robótica

Capítulo 7. Desarrollo Experimental de la prótesis de mano

7.1 Diseño Mecánico de Mano

Los desarrollos en biomecánica han aportado estudios experimentales realizados para análisis de la fisiología humana y restauración de funciones en traumatología y ortopedia [86]. El estudio de la biomecánica puede abarcar diversas etapas como la observación del sistema músculo-esquelético, teoría, modelado, experimentación y validación de resultados [87]. La simulación por computador facilita el uso de sistemas virtuales para el diseño, implementación y evaluación de dispositivos como prótesis [88].

7.1.2 Mecanismo del Prototipo Propuesto

La mano humana es capaz de sujetar y manipular objetos con formas y tamaños diferentes, esto es debido a que cuenta con 14 falanges, 5 metacarpianos, 8 carpianos, músculos y tendones que proporcionan a la estructura ósea de la mano la posibilidad de ejecutar movimientos con exactitud y fuerza de manera estable y con destreza [89].

El prototipo propuesto en esta tesis es un sistema de 5 grados de libertad, cuenta con 15 uniones móviles que son múltiples grados de libertad, pero en conjunto sólo proporcionan un grado de libertad para los dedos II-V y dos para el dedo I; y la capacidad de mover los dedos I, II, III, IV y V en: flexión y extensión y para el dedo I, también se incluye, la abducción y aducción; los dos primeros movimientos serán realizados por un sistema rígido de eslabones unidos. Estos serán actuados por 2 motores de C.D. con reductores para los dedos III y IV- V; 2 motores a pasos que actuarán en los dedos I y II. El dedo I también será operado por un servomotor que realizará la aducción y abducción. Este sistema será capaz de realizar las 5 prensiones descritas en el marco teórico.

El objetivo principal en el diseño del mecanismo de los dedos I, II, III, IV y V es que tengan la apariencia de una mano humana. El diseño de los dedos II-V consta de tres segmentos, al igual que la mano humana, llamados falanges, para el dedo I se considera un diseño de tres elementos, que en su analogía son equivalentes a las dos falanges y su metacarpo.

7.2 Propuesta de Diseño Mecánico del Prototipo de Mano Artificial

El diseño del prototipo de mano, que llamaremos BioLAREMUS 1, tiene como objetivos la obtención de un sistema con funcionalidad mecánica óptima y tener la apariencia cosmética, tomando en cuenta múltiples sugerencias de profesionales en rehabilitación [90], así como de pacientes con amputación del miembro superior, quienes cuantificaron y clasificaron sus preferencias en la mejora de las prótesis convencionales que usaron [91].

Los requerimientos de diseño seleccionados para el diseño de la mano BioLAREMUS 1 son los siguientes:

- La mano es para uso en mujeres y hombres mexicanos de entre 18 y 65 años.
- El prototipo será un modelo modular, adaptable a múltiples dispositivos protésicos existentes, cumpliendo con un conector estándar propuesto por Otto Bock® [3].
- El peso de la mano deberá ser del menor peso posible, o al menos similar al de las prótesis convencionales usadas por un grupo de pacientes de la misma edad, que es de aproximadamente 750 g.
- La mano usará una batería de Ion Litio-Polonio de 3.7 V.
- El tiempo de apertura/cerradura de 120 mm/s y la fuerza máxima de agarre de la mano será similar a los de una prótesis convencional [92], de aproximadamente 50 N.

Independientemente a estos requerimientos, la mano implementará tres características mecánicas que en conjunto tendrán la capacidad de realizar un agarre adaptativo. Primero, los dedos deben ser capaces de enrollarse mientras realizan la flexión. Segundo, los dedos II a V (II-V) deben flexionarse y extenderse de forma independiente. Tercero, el dedo I debe realizar los movimientos de aducción (rotar hacia dentro) y abducción (rotar hacia fuera), así como los de flexión y extensión.

La característica del agarre adaptativo de la mano BioLAREMUS 1 es pasiva. No hay sensores o computadores en el diseño para coordinar activamente el movimiento de las falanges de los dedos. De hecho, el mecanismo de adaptación se basa en la fuerza de contacto físico de los dedos con un objeto, para ajustar las posiciones de los dedos respecto a la otra. Esto permite un diseño simple permite ocupar un espacio pequeño y de menor peso.

7.2.1 Diseño de los Dedos y su Mecanismo de Activación.

Basándonos en el sistema propuesto por *Dechev* [93], el mecanismo de 6 eslabones será diseñado un mecanismo similar que se implementará en los cinco dedos de la mano. El mecanismo diseñado ajustó las medidas propuestas en este trabajo. Usando SolidWorks® se desarrolló el sistema de eslabones rígidos (Fig. 44), que es un sistema que comprende seis eslabones enlazados con uniones de tipo bisagra, similar al de la mano TBM.

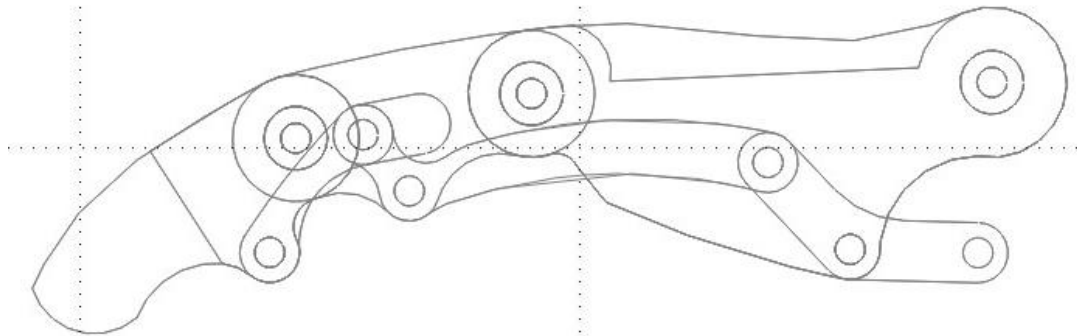


Fig. 44 Mecanismo de enlace rígido

Los dedos II-V de la mano humana tienen la misma forma y proporción relativa, exceptuando el tamaño de cada uno de sus elementos, pues acorde a la antropometría de la mano humana [49], cada dedo tiene un tamaño distinto a los demás.

7.2.1.1 Diseño de las Falanges del prototipo de mano

Las falanges proximal, media y distal, definidas para el mecanismo, corresponden a los eslabones 1, 2 y 3 respectivamente. El tamaño de las falanges definidas para una mano humana, correspondientes a un mexicano promedio de 35 años de edad, fueron tomadas como base para el diseño del prototipo (Tabla 8).

Tabla 8 Medidas de Falanges y Metacarpo de Dedos de una Mano Humana

Dedo	Falange Proximal (mm)	Falange Media (mm)	Falange Distal (mm)
I	45 (Metacarpo)	31	32
II	45	24	24
III	45	29	25
IV	43	32	23
V	31	24	19

De la tabla anterior se observa que cada uno de los dedos tiene distinta medida, así como sus componentes anatómicos. Sin embargo, los dedos I-IV tienen una similitud en tamaño, estas medidas se usaron para obtener una medida estándar promedio, esta se empleó en los mismos dedos para el diseño de la mano BioLAREMUS 1. El dedo V tiene una medida menor respecto a los dedos I-IV, para lo cual se usó esta condición sólo para efectos de proporción en tamaño, pero no son las medidas de los elementos de este prototipo. Las medidas que resultan del promedio de los tamaños de las falanges será la siguiente:

Tabla 9 Medidas de Falanges y Metacarpo (I) de Dedos de Prototipo de Mano

Dedo	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal
I-IV	44.5	29	26
V	31	24	19

Una de las características más importantes de la mano humana es el funcionamiento del dedo I respecto a los demás dedos, puesto que realiza los movimientos de aducción y abducción, y es el responsable principal de proveer los diversos tipos de movimientos propuestos para el prototipo de este trabajo. Dadas las condiciones en las que operarán los dedos II-V y el dedo I, el diseño de cada grupo es similar pero con algunas diferencias físicas. A continuación se describirán las características de estos grupos y su funcionamiento.

7.2.2 Diseño de los dedos II-V y su mecanismo de activación.

Los dedos II-V son el sistema más sencillo de operación de la mano, pues sólo realizan el movimiento de flexo-extensión y tienen un comportamiento idéntico independientemente de su tamaño. Los dedos II-IV tienen las mismas medidas entre ellos y el dedo V una fracción de 0.7 de ellos. Los cuatro dedos tendrán una estructura de 6 eslabones agrupados y con el espacio suficiente para contenerlos. Los eslabones 1, 2 y 3 corresponden análogamente a las falanges de los dedos; los eslabones 4, 5 y 6 son conectores que ayudan a definir el movimiento de las falanges (Fig. 45 y Fig. 46). Cada dedo está conformado por 22 piezas en total: 6 eslabones, 8 bujes y 8 pernos.

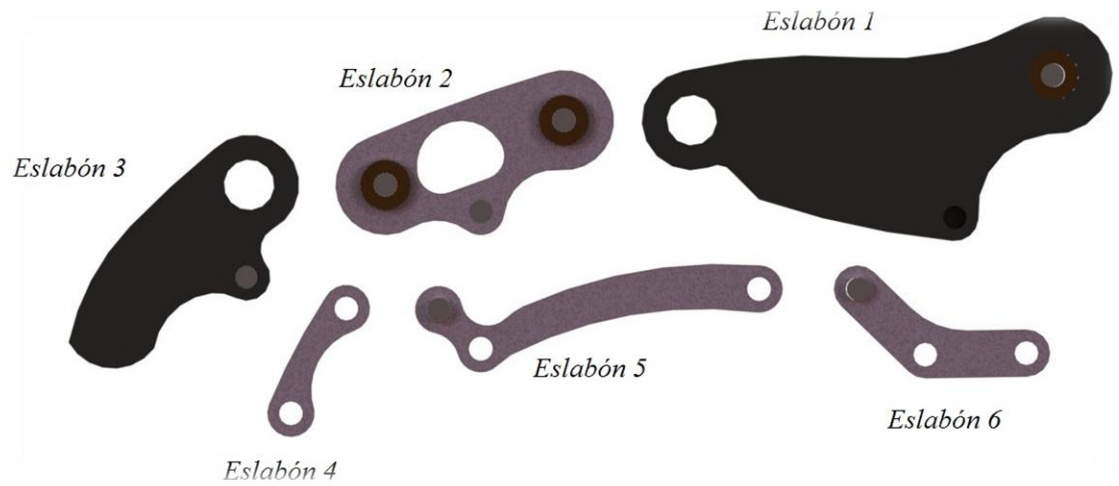


Fig. 45 Diagrama de los 6 eslabones del dedo (Desensamblado)



Fig. 46 Diagrama de los 6 eslabones del dedo (Ensamblado) Corte Medio

El dedo está conectado a la palma de la mano en una unión tipo bisagra a través del eslabón 1, el cual será el eje de rotación de cada dedo, y su alineación está definida respecto a la palma de la mano. Está actuado por la traslación y rotación del eslabón 6 en una unión de deslizamiento sobre el eje x. Este deslizamiento se da por un elemento que se sujeta al extremo derecho del eslabón 6 y se desplaza linealmente dentro de un orificio en la palma de la mano. Esto da al dedo un solo grado de libertad, permitiéndole moverse a través de un espacio específico dedicado a éste (Fig. 47).

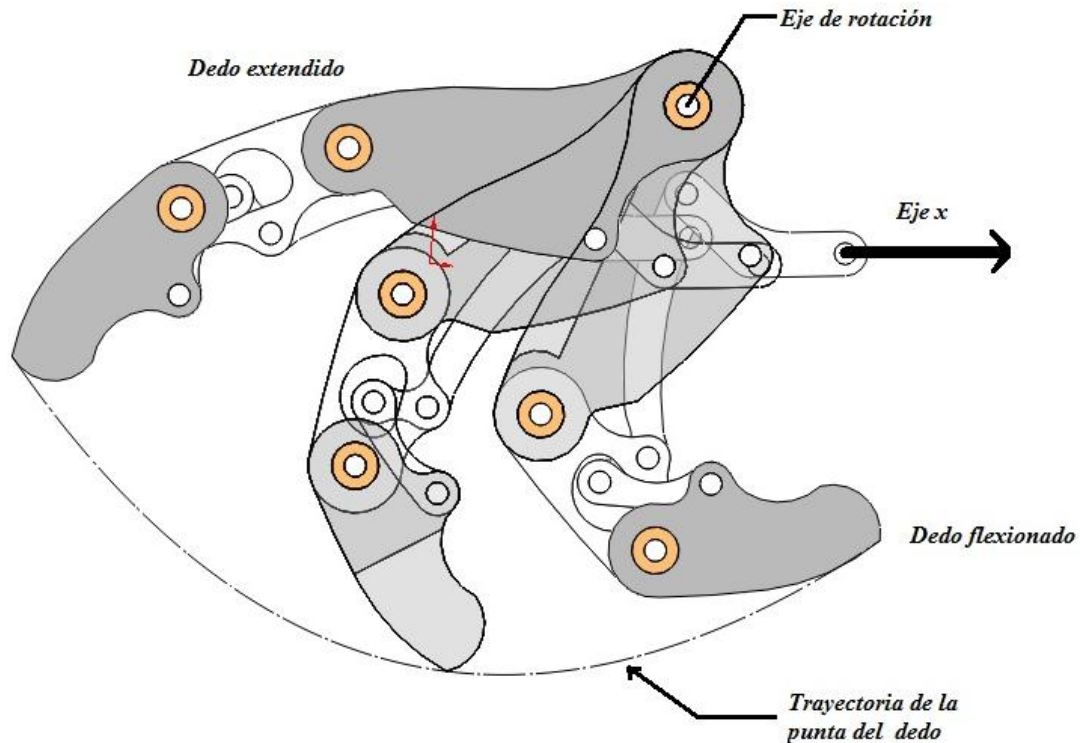


Fig. 47 Trayectoria del mecanismo propuesto

La trayectoria del dedo es mostrada en la línea punteada, la cual es una curva aproximada a la de la flexión de un dedo natural durante el agarre. La trayectoria de los dedos naturales varía respecto al tipo de elemento que vaya a sujetar [94], por tanto no hay posibilidad de imitar todas las trayectorias que se tienen en una mano humana al utilizar un solo grado de libertad para cada dedo [95]. El movimiento que realiza este tipo de dedos es útil para el agarre de objetos y tiene una apariencia distinta al de los dedos de una prótesis convencional.

7.2.3 Diseño del dedo I y su mecanismo de activación.

El dedo I es una readaptación del mecanismo de los dedos II-V, la estructura de los eslabones 1-6 es la misma. El tamaño del eslabón 1 (*falange proximal*) aumenta, esto debido a que el dedo ya no sólo contiene el mecanismo rígido que le da el movimiento, sino también contendrá el actuador que le da las funciones de flexión y extensión. Este dedo está enlazado a la palma de la mano mediante un segundo actuador del tipo *servomotor* (Fig. 48). Esto le proporciona al dedo un segundo funcionamiento, característico del dedo I, que será la aducción y abducción palmar, al que también se define como una rotación palmar (Fig. 49). Este funcionamiento se emula mediante la rotación del eje de sujeción del dedo I, que en conjunto con la flexión y extensión del dedo I, imitan los movimientos requeridos para este dedo. La colocación del dedo I tiene un ángulo de salida de 35° [34] que permite que al flexionar y extender el dedo, éste pueda tener contacto con los demás dedos.

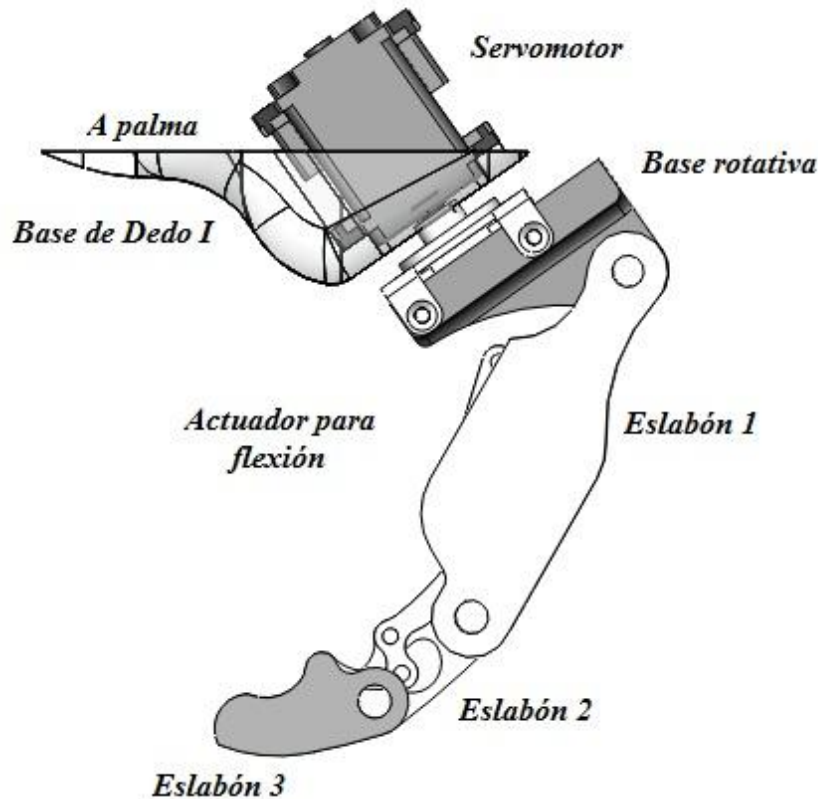


Fig. 48 Composición del Dedo I

La rotación palmar del dedo I es un movimiento de precisión, esto le permite posicionar al dedo en múltiples direcciones internas respecto a la palma, pudiendo tener contacto con los cuatro dedos de la mano, es decir, el dedo I tiene la capacidad de tocar las puntas de las falanges distales con su falange distal propia. Este movimiento no sólo depende de la aducción y abducción, sino también de una flexión y extensión que se realiza en conjunto. Ambos movimientos deben realizarse de manera independiente, ya que las prensiones que realizará la mano dependen de una combinación de dos o más movimientos de los cinco dedos. El dedo I está conformado por 28 piezas en total: 6 eslabones, 8 bujes, 8 pernos, 1 actuador, 1 servomotor, 1 anclaje palmar, 1 eje de flexo-extensión, 1 eje de rotación y 1 base de anclaje de rotación. El uso de un servomotor para el movimiento de rotación palmar permite el control preciso de la posición de rotación del dedo I.

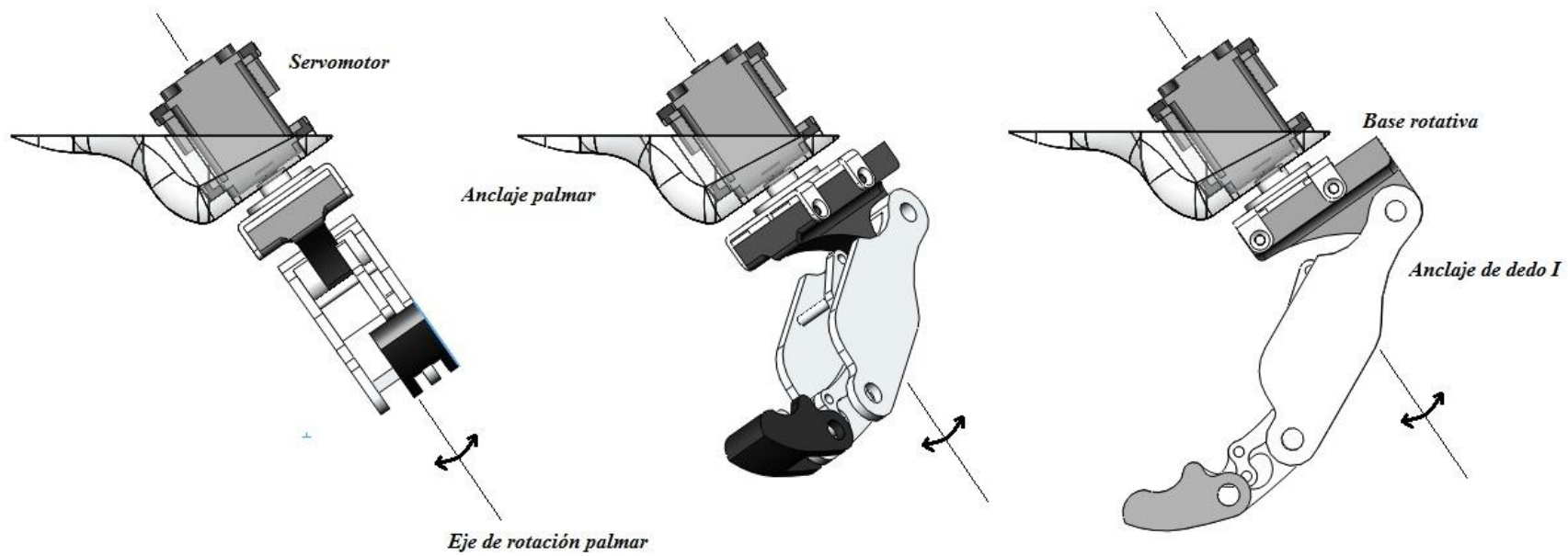


Fig. 49 Rotación palmar del dedo I (Aducción-Abducción)

7.2.4 Diseño de la palma de la mano

La palma del prototipo de mano BioLAREMUS es una caja compuesta de 4 partes (Fig. 50). Esta tiene la función de sostener los cinco dedos de la mano en distintos ángulos y posiciones, también debe contener todos los elementos mecánicos, electrónicos y electromecánicos de los que se compondrá el sistema en general y tiene la capacidad de soportar las fuerzas mecánicas a la que será sometida (Véase 7.5 Análisis de esfuerzos mecánicos por método de elementos finitos), ya sea de manera directa o indirecta. El tamaño de la palma cumple con el tamaño equivalente a los dedos de la mano que sostendrá, de manera que no pierda la característica antropomórfica.

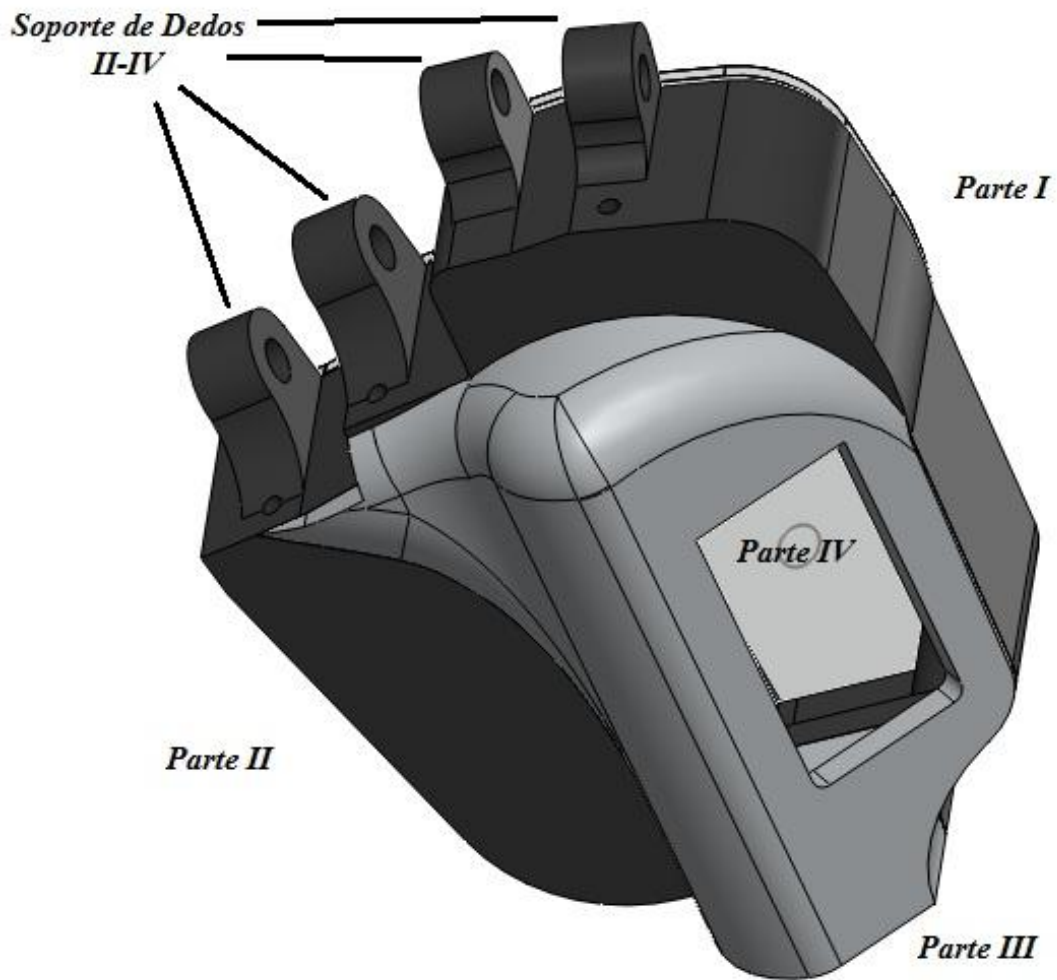


Fig. 50 Partes de la Palma de la Mano

La palma de la mano tiene 4 puntos de unión de tipo bisagra que soportarán los dedos II-V en distintos ángulos, referidos principalmente a la apertura que tienen los dedos de la mano en la posición anatómica [34]. La parte III de la palma fue referida en la descripción del dedo I como *Anclaje de palma*, su función es proporcionar el espacio y el soporte necesarios para contener el actuador (*servomotor*) que operará la posición del dedo I, ya que cuenta con una cavidad inferior que conecta al dedo I, y por la parte interna conecta a la parte I de la palma; esta última tiene un espacio determinado para la inserción del servomotor (Fig. 51).

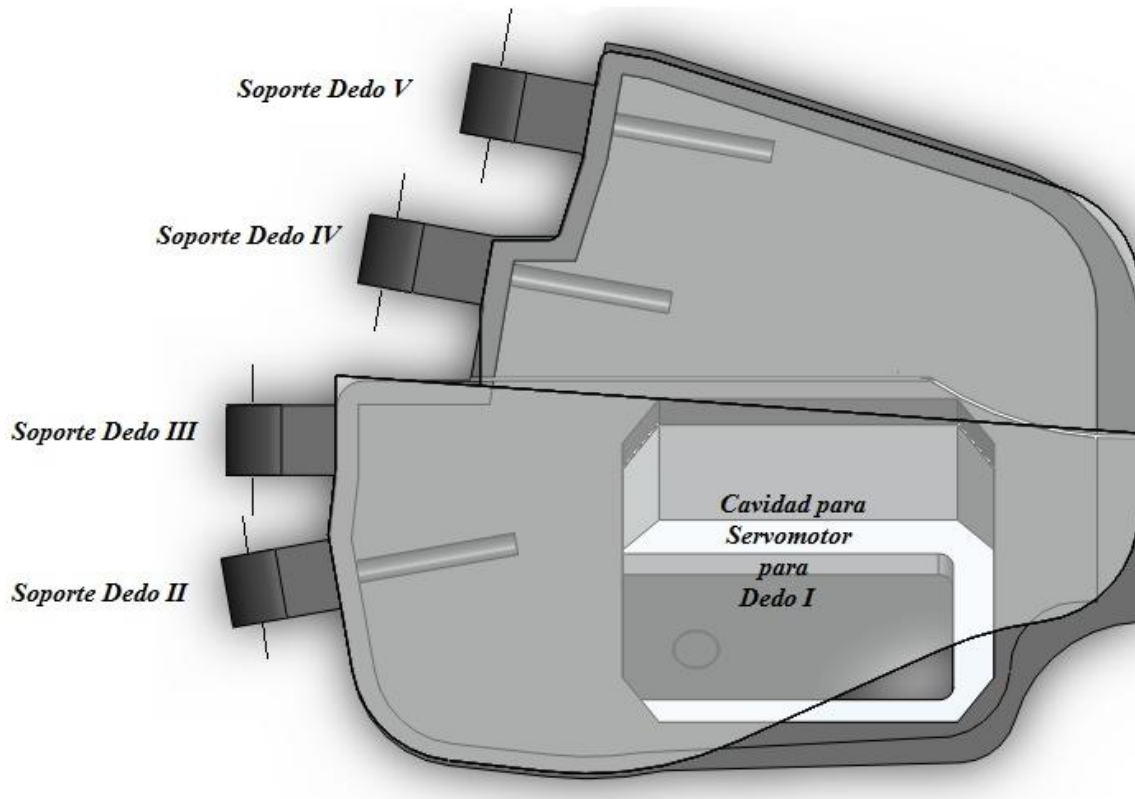


Fig. 51 Vista superior de la palma

7.2.5 Ensamblaje de los dedos a la palma

Los mecanismos y motores de los dedos I, II, III, IV y V se adaptan directamente al arreglo palmar, así como el sistema de control secundario.

El ensamblaje de los dedos II-V con la palma consiste en enlazar el eje de rotación de cada dedo a su respectivo soporte. El eslabón 6 se enlaza a un tensor sobresaliente y está debajo del soporte del dedo; este tensor se desplaza a lo largo de una ranura con un orificio de entrada para su desplazamiento sobre la superficie interna de la palma.

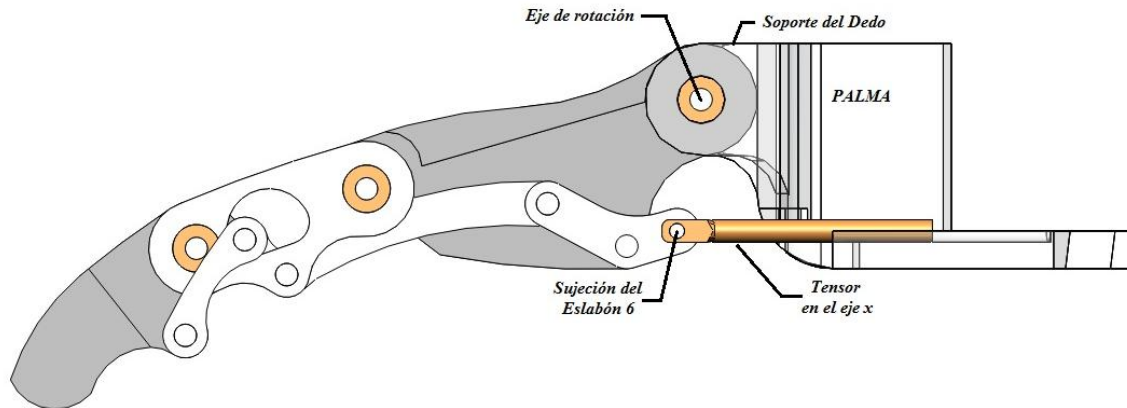


Fig. 52 Ensamble del dedo al soporte palmar

La función del tensor es jalar y empujar el eslabón 6 a lo largo del plano paralelo a la superficie interna de la palma, así el mecanismo del dedo realizará la flexión y extensión. El tensor está acoplado a un sistema mecánico compuesto de un bloque de enganche, un sinfín y un actuador, éste último es respectivo a cada dedo (Fig. 53).

El actuador de cada dedo está enlazado en su eje con un tornillo sinfín; el eslabón 6 del mecanismo del dedo está enlazado, en su extremo cercano a la palma, al tensor por una unión de tipo bisagra; el bloque de enganche tiene dos orificios paralelos, uno hueco y el otro con la rosca de contra del tornillo sinfín; el tornillo y el tensor están relacionados entre sí por el bloque de enganche, al cual está fijo el tensor. El bloque hace mover el tensor de forma lineal respecto al tornillo sinfín conforme éste último gira, al mismo tiempo que el mecanismo del dedo se flexiona o se extiende, dependiendo del sentido de giro del motor. La flexión del mecanismo se hace cuando el motor gira su eje en sentido contrario a las manecillas del reloj, así mismo la extensión se hace cuando el motor gira en sentido de las manecillas del reloj.

El desplazamiento del tensor y del bloque de enganche es de 13 mm dentro de la palma de la mano, esto permite una flexión de 27° aproximadamente de la falange proximal respecto de su eje de giro (Fig. 54).

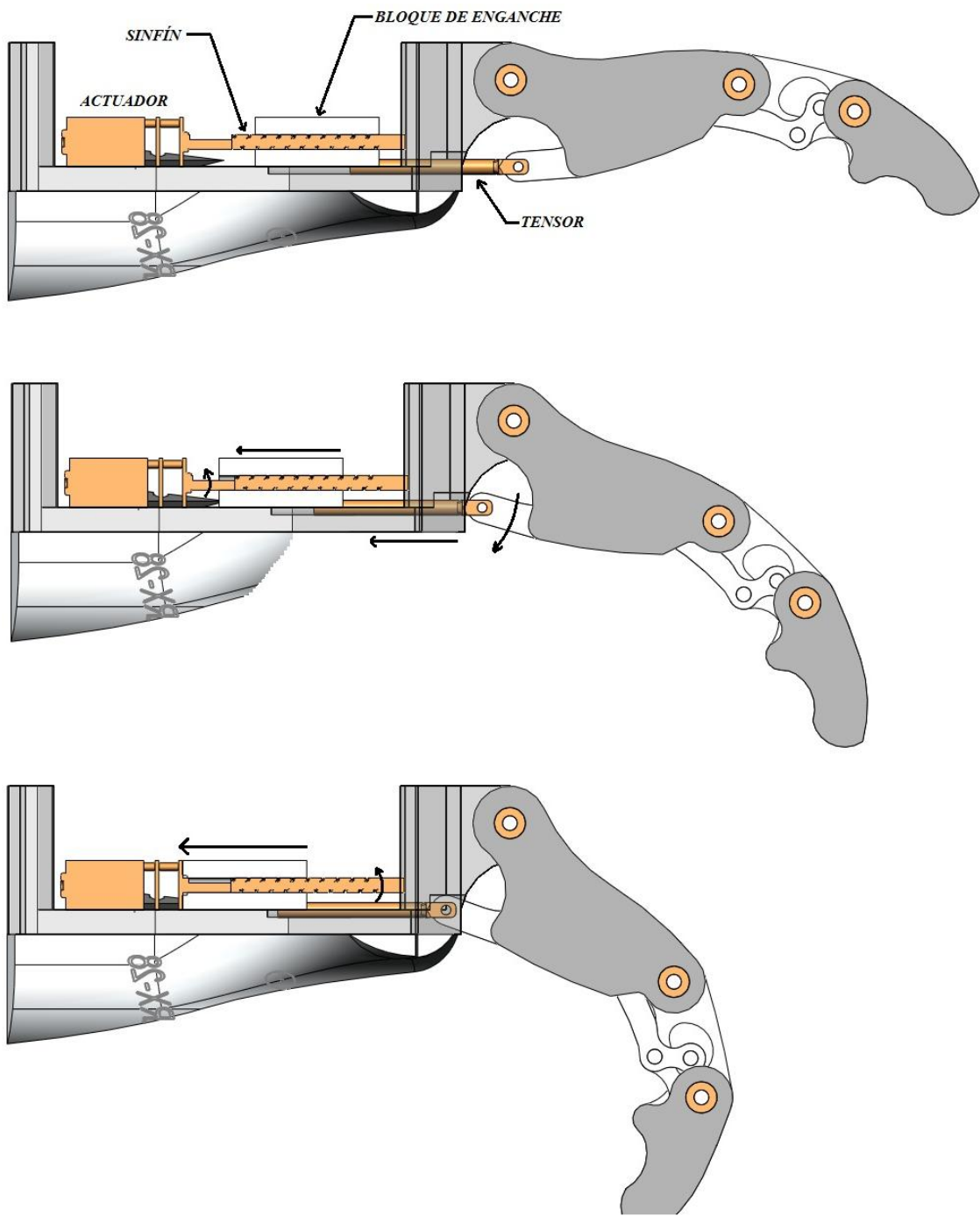


Fig. 53 Tensión de mecanismo del dedo para flexión y extensión

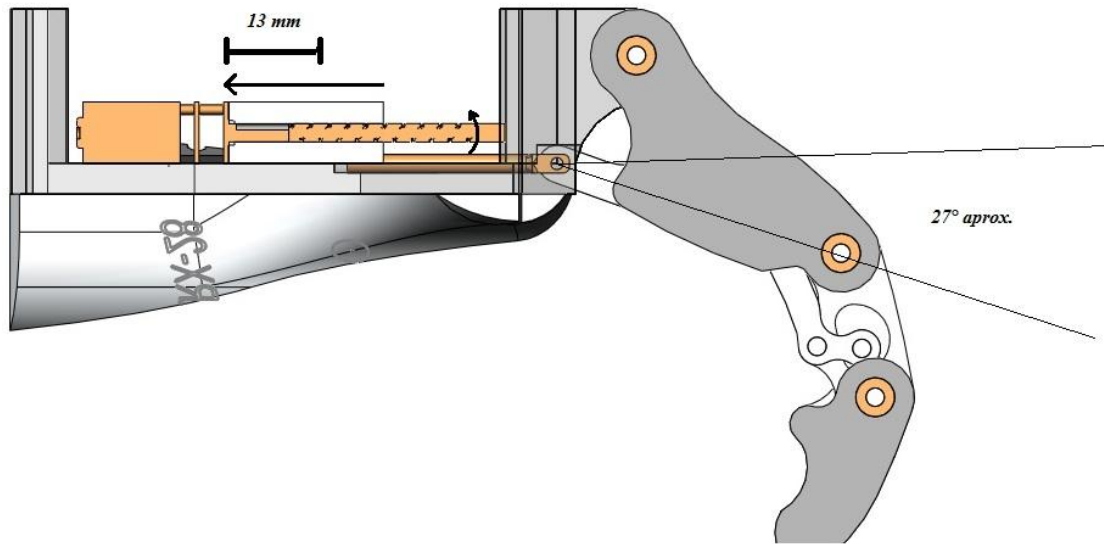


Fig. 54 Recorrido del mecanismo de flexo-extensión del dedo

Este procedimiento se aplica para los dedos II-V, para lo cual cada dedo requiere de los mismos componentes descritos: el soporte en la palma, el tensor, el tornillo sinfín, el bloque de enganche y el actuador.

El espacio en la caja de la palma es suficiente para albergar todos estos componentes, sin embargo no todas las piezas tienen el mismo acomodamiento, en especial los dedos II y III tendrán variaciones en su forma, pero no en el principio de funcionamiento; esto es debido a que en la parte I de la caja de la palma se encuentra el servomotor del dedo I.

El sistema de transmisión para los dedos II y III se adaptará al espacio disponible en la mano, después de colocar los mecanismos de operación de los dedos IV y V.

7.3 Características del prototipo de mano

El mecanismo final correspondiente a la mano se concluye con las siguientes características:

7.3.1 Características mecánicas

- Peso aproximado: 750 gr.
- Número total de partes: 143 piezas
 - 14 falanges
 - 9 de Nylamid SL
 - 5 de Aluminio 6063-T6
 - 1 metacarpo de Nylamid SL
 - 12 eslabones de transmisión
 - 45 bujes de Bronce B144
 - 40 pernos de Acero Inoxidable 304
 - 3 partes de la palma de Nylamid SL
 - 2 tapas superiores de Nylamid SL
 - 1 servomotor *Dynamixel RX-28*
 - 2 motores a pasos *Pololu 20x30*
 - 2 motores de C.D. con reductores 150:1
 - 4 tornillos sinfín de bronce B144
 - 6 ejes de desplazamiento de Acero Inoxidable
 - 1 anclaje palmar de aluminio 6063-T6
 - 1 eje de rotación de aluminio 6063-T83
 - 1 base de anclaje de rotación de aluminio 6063-T83
 - 4 tensores de bronce B144
 - 4 tarjetas de control
 - 1 *Robotis CM-700*
 - 2 *Pololu A4988*
 - 1 *Baby Orangutan*
- 5 Grados de Libertad

7.3.2 Características Eléctricas

- Alimentación: 3.7 V a 25 V
- Consumo de corriente: 1200 mAh
- Potencia: 3 W
- Batería de LiPo de 1 celda de 2000mAh
- Duración de la batería en uso continuo y corriente máxima: 3 hrs.
- Temperatura de operación: -40°C a 85°C

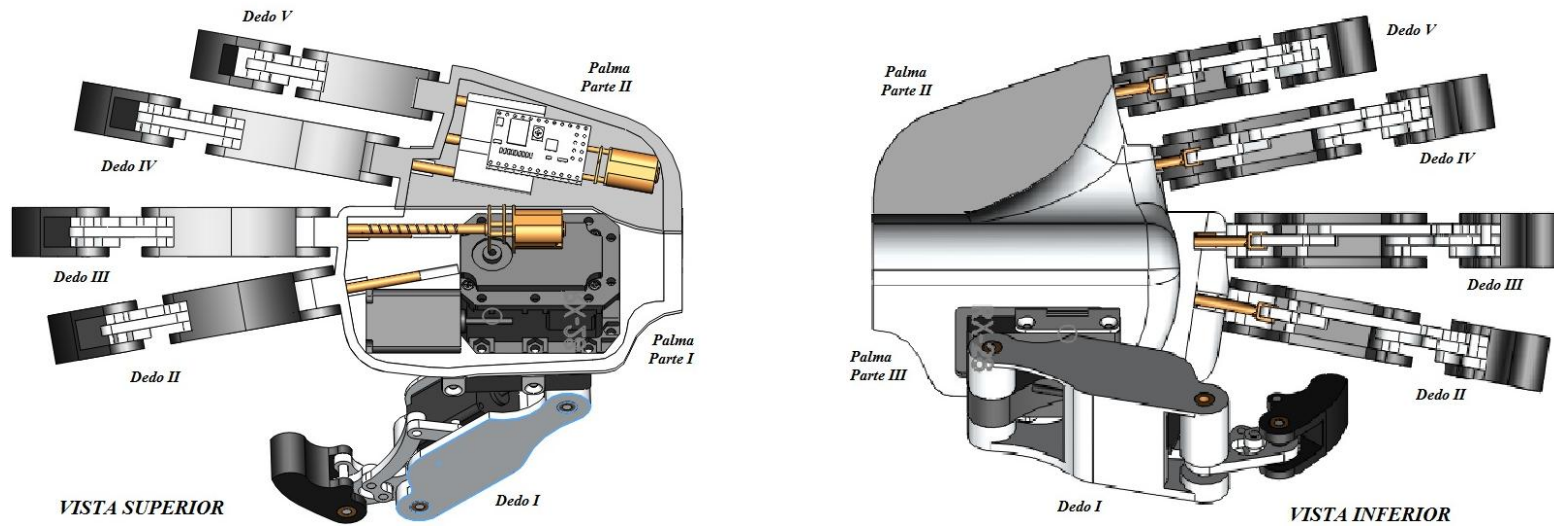


Fig. 55 Prototipo de Mano Ensamblado en Vistas Superior e Inferior

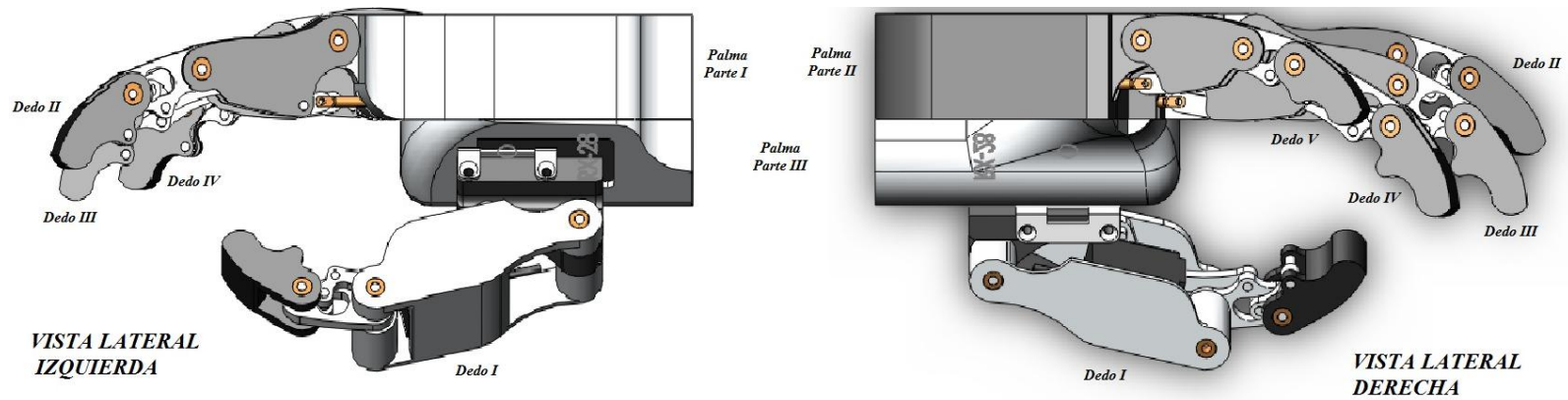


Fig. 56 Prototipo de Mano Ensamblado en Vistas Laterales Izquierda y Derecha

7.4 Movimientos y funciones del prototipo de mano BioLAREMUS 1

Como se ha tratado en el desarrollo de esta tesis, la función principal del prototipo es la sujeción de objetos por medio de la realización de distintos tipos de prensas. A continuación se muestran, en las figuras siguientes, seis movimientos independientes de la mano que realiza el mecanismo, de ellos se derivan combinaciones que pueden ser más de 20 movimientos en conjunto.

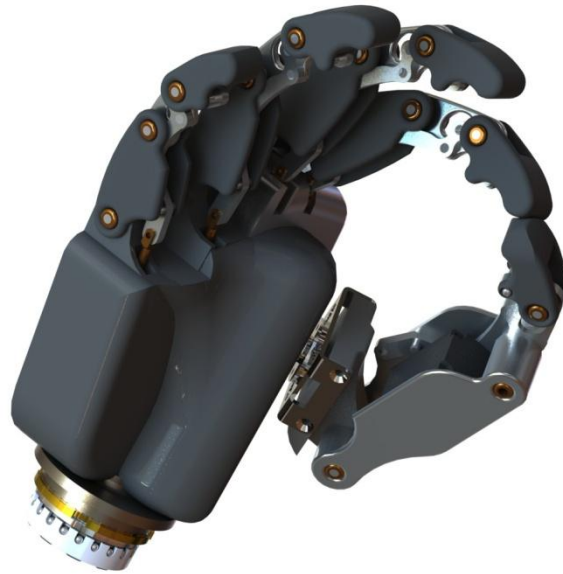


Fig. 57 Prensa bidigital entre los dedos I y II del prototipo BioLAREMUS 1

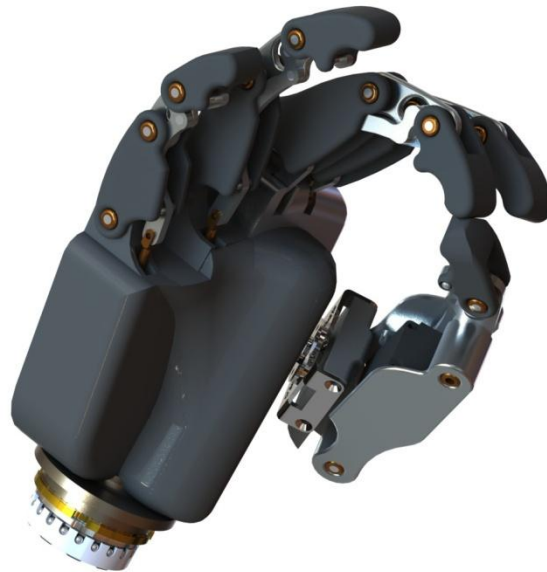


Fig. 58 Prensa bidigital entre los dedos I y III del prototipo BioLAREMUS 1

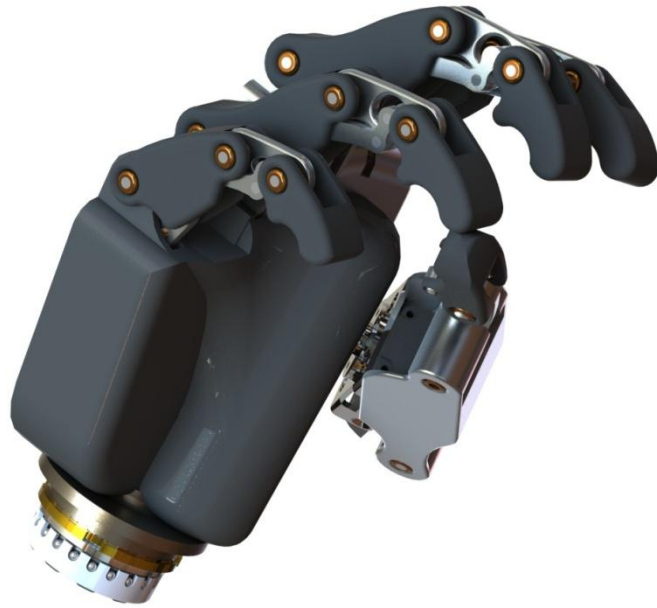


Fig. 59 Prensa bidigital entre los dedos I y IV del prototipo BioLAREMUS 1



Fig. 60 Prensa bidigital entre los dedos I y V del prototipo BioLAREMUS 1



Fig. 61 Prensa tridigital entre los dedos I, II y III del prototipo BioLAREMUS 1



Fig. 62 Prensa palmar completa con los cinco dedos del prototipo BioLAREMUS 1



Fig. 63 Movimiento de indicación con el dedo II del prototipo BioLAREMUS 1

7.5 Análisis de esfuerzos mecánicos por método de elementos finitos

El análisis de esfuerzos de un sistema mecánico virtual representa una herramienta importante en el diseño de este tipo de prototipos puesto que permite simular las interacciones del sistema con diversos factores de fuerza que pueden existir mientras desempeña su función, tales como presión, compresión, tensión e impactos. El método más común para realizar este tipo de análisis es el Método por Elementos Finitos para cuerpos rígidos. Este análisis se realizará al concluir el diseño básico del prototipo, en cuyo caso el estudio proveerá información útil para la modificación del diseño en alguna de sus partes o ensambles.

El método de elemento finito es una herramienta indispensable en la solución numérica de un amplio rango de problemas en ingeniería [96]. La aplicación de este método en análisis de deformación y esfuerzos en sistemas protésicos ha arrojado resultados contundentes en la determinación las formas, materiales y funcionamiento de los mecanismos implicados en éstos diseños.

En este método de análisis una región compleja definida como uno o varios dominios son discretizados en formas geométricas simples llamadas elementos finitos. Las propiedades de los materiales son consideradas sobre esos elementos y expresadas en términos de valores desconocidos en los bordes de los elementos. Un proceso de

ensamble, cuando se consideran debidamente las cargas y restricciones, da lugar a un conjunto de ecuaciones. La solución de esas ecuaciones nos da el comportamiento aproximado de los dominios [96].

Las prótesis incorporan sistemas mecánicos, electrónicos y electromecánicos, estos interactúan entre sí para el funcionamiento de los movimientos requeridos. En el caso de las prótesis de miembro superior, los elementos mecánicos más indispensables que se requieren son los dedos [13]. Éstos presentan sistemas puramente mecánicos que serán sometidos a continuas y constantes fuerzas de diferentes naturalezas, es decir, tensiones de los propios mecanismos internos y fuerzas exteriores a ésta como golpes o presiones. El diseño óptimo de los mecanismos de los dedos ayudará a tener un sistema funcional, también será apto para su uso común por una persona que requiera la prótesis [12].

7.5.1 Uso de COMSOL™ Multifísica®

Usando COMSOL™ se analizarán dos efectos físicos mecánicos que actúan sobre el mecanismo, estos son la tensión y la presión mecánicas. Ambos efectos se presentan de forma común en el funcionamiento de la mano. Estos dos efectos se dividen en tres diferentes formas, el primero es cuando el mecanismo de la mano es tensado por los sistemas propios de la mano con una tensión máxima de 37 Kg/cm², el segundo es cuando los dedos son presionados por un objeto externo a manera de contracción con una fuerza de hasta 5000 N en conjunto con la fuerza máxima de presión de 40 N que el objeto ejercería como oposición, y un tercero en el que el mecanismo de los dedos es golpeado lateralmente por una fuerza externa de 5000 N.

El sistema mecánico de los dedos contempla el uso de 4 materiales en su estructura: aluminio 6063-T83, Nylamid SL®, bronce B-144 y acero inoxidable 304 (Tabla 10). Materiales que tienen una resistencia mecánica al desgaste, tracción y fricción en una combinación específica entre ellos, los valores de sus módulos de elasticidad se muestran en la Tabla 10.

Tabla 10 Módulos de Elasticidad de Materiales a Emplear en la Mano

Material	Módulo de Young [Pa]
Aluminio 6063-T83	69 x 10 ⁹
Nylamid	2 x 10 ⁹
Bronce B-142	128 x 10 ⁹
Acero Inoxidable	205 x 10 ⁹

Del modelo 3D diseñado en SolidWorks® se exportaron dos figuras del tipo IGES, una con el mecanismo del dedo extendido y otra con el mecanismo flexionado internamente. Éstas figuras se importaron en COMSOL *Multiphysics*®. Ambos modelos importados tuvieron 22 Subdominios que contenían 255 fronteras. Los subdominios fueron definidos con los 4 materiales con los que se construirá el prototipo: Aluminio 6063-T6, Acero Inoxidable 304, Bronce B144 y Nylamid SL® (Fig. 64).

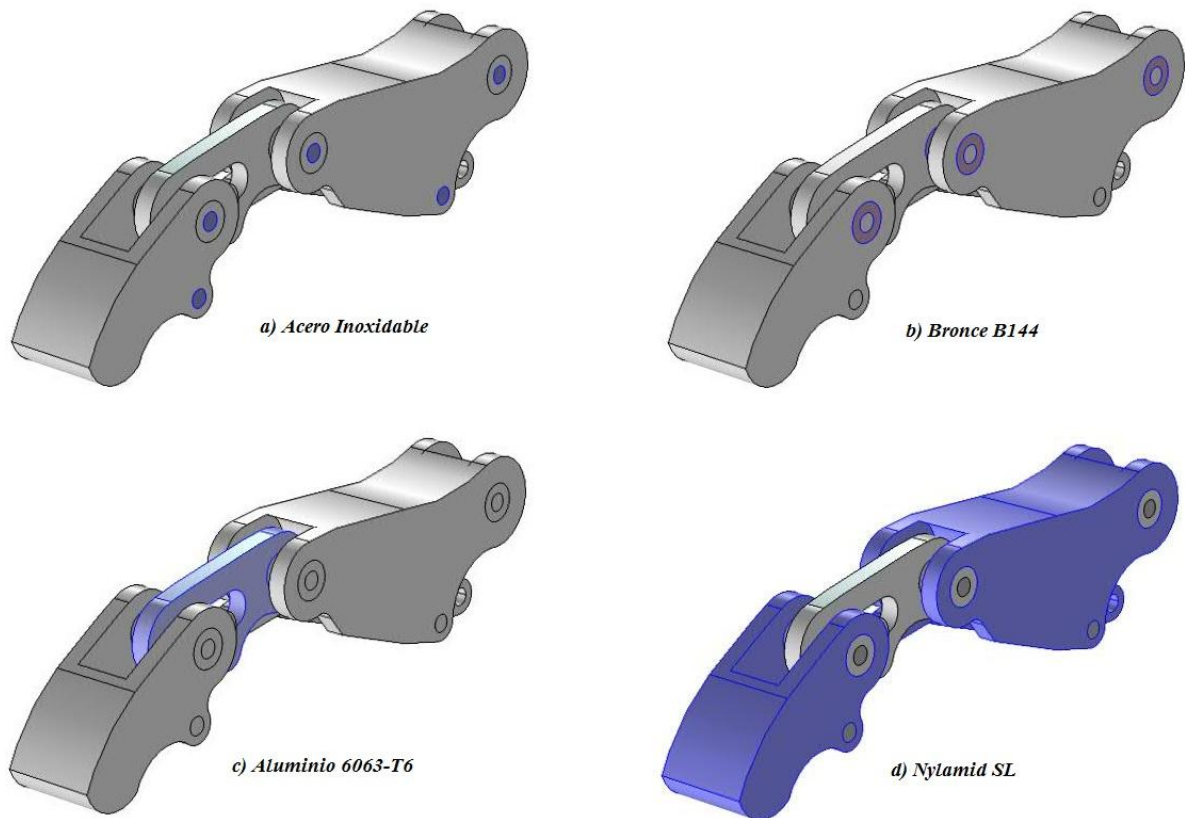


Fig. 64 Mecanismo con Materiales asignados por piezas

Se presentan dos modelos distintos para la simulación del mecanismo de los dedos. Uno será analizado para la condición de fuerza de tensión que los mecanismos internos (dedo extendido) y el segundo tendrá las condiciones de forma necesarias (dedo flexionado) (Fig. 65) para que las fuerzas de compresión y reacción sean significativas para su análisis.

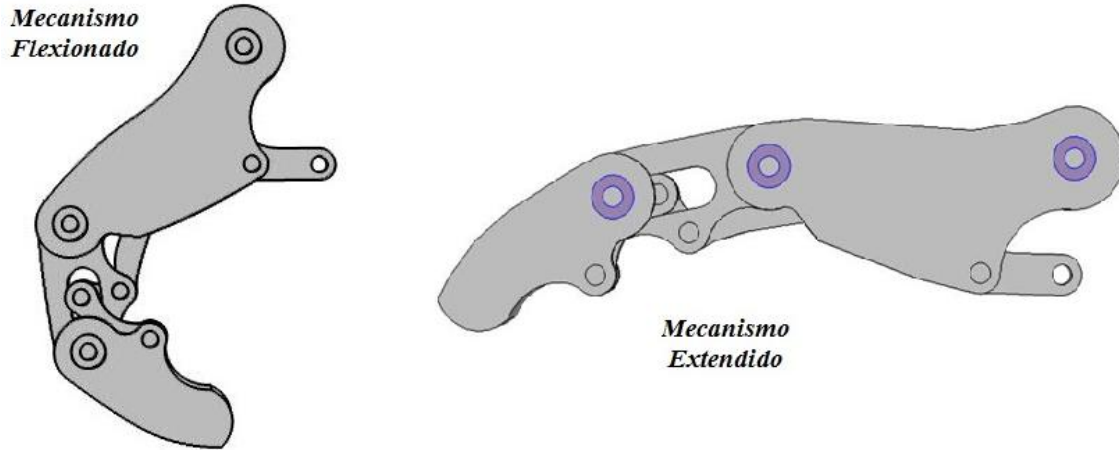


Fig. 65 Mecanismo Flexionado y Extendido

La definición del sistema con base en las formas importadas en COMSOL™ se determina para tres casos, cada uno de ellos se someterá a fuerzas de tensión y compresión. La primera definición es para el mecanismo extendido, en el que se determina que el mecanismo tendrá una tensión sobre un elemento en específico, en la Fig. 66 se muestra como el conjunto de flechas hacia la derecha; así mismo se especifica que el mecanismo tiene múltiples uniones rotativas, indicadas en el modelo.

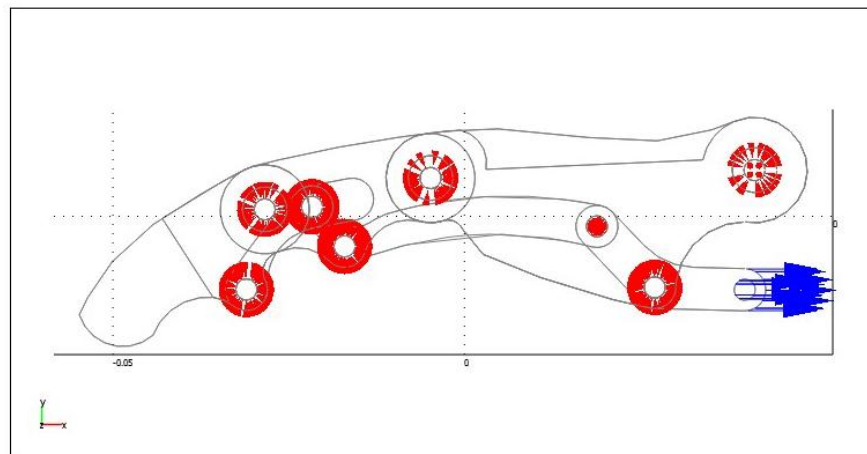


Fig. 66 Definición del sistema en tensión mecánica

La segunda definición se realiza para la condición de compresión externa sobre el mecanismo en dirección hacia la palma. El mecanismo estará flexionado y será sometido a una fuerza de compresión sobre las caras superiores de las falanges proximal, media y distal; este también experimentará una fuerza de reacción, es decir una que irá de dentro hacia fuera, teniendo como restricción fija el eje de rotación del mecanismo (Fig. 67).

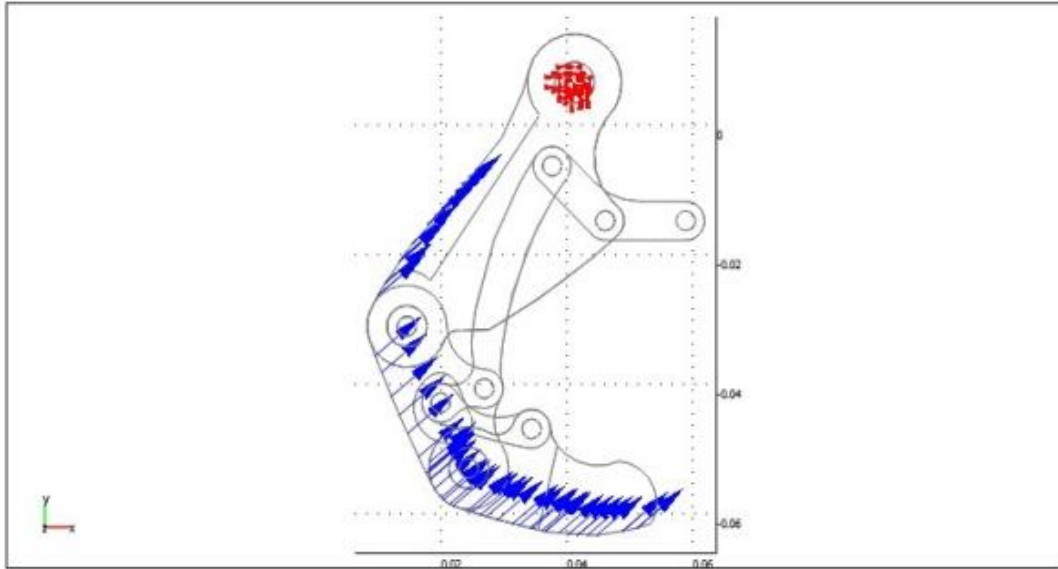


Fig. 67 Definición de compresión en dirección interna

La última definición tiene las mismas definiciones del anterior, más una que será una compresión lateral sobre las falanges. Este es el caso para el cual el mecanismo sufre golpes laterales, los cuales podrían causar daños al funcionamiento del mecanismo (Fig. 68).

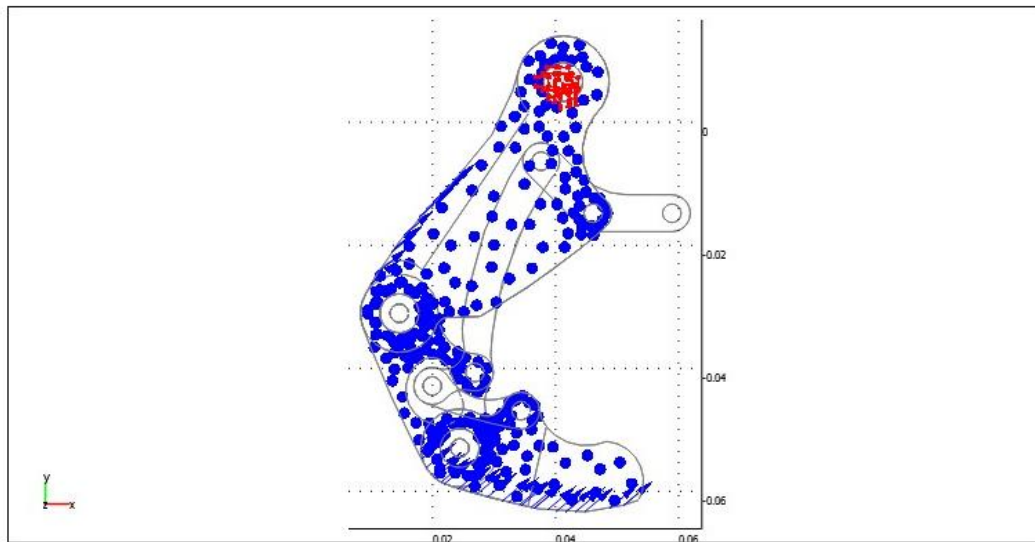


Fig. 68 Definición de compresión lateral

7.5.2 Mallado

Para que el sistema pueda tener una solución numérica por el método de elementos finitos requiere ser discretizada. La aplicación de una malla *extremadamente fina*, predefinida en COMSOL, fue requerida para solucionar el sistema. La malla presentó un total de 201785 elementos (Fig. 70) que fueron calculados por el programa COMSOL™ Multiphysics®.

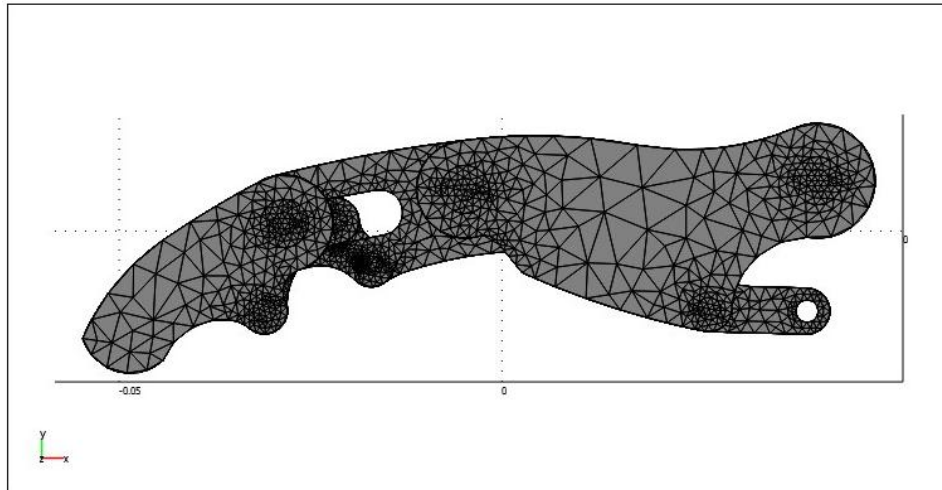


Fig. 69 Mallado de mecanismo extendido

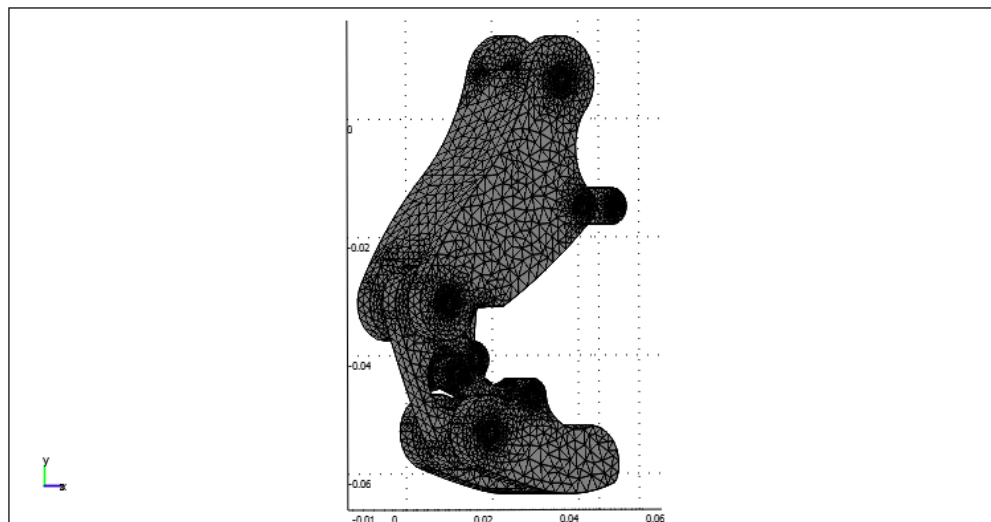


Fig. 70 Mallado de mecanismo flexionado

7.5.3 Resultados

La solución del sistema mecánico arrojó resultados de estrés del tipo Von Mises principalmente [70]. El mecanismo tuvo comportamientos distintos a cada uno de los estudios que se le realizaron. Para el caso I en el que el mecanismo sufriría una tensión interna por parte de la propia mano, se observaron concentraciones de esfuerzos directamente en el eslabón al que se le aplicaba la tensión (Fig. 71), el valor máximo de estrés presente en el eslabón fue de 1×10^6 Pa.

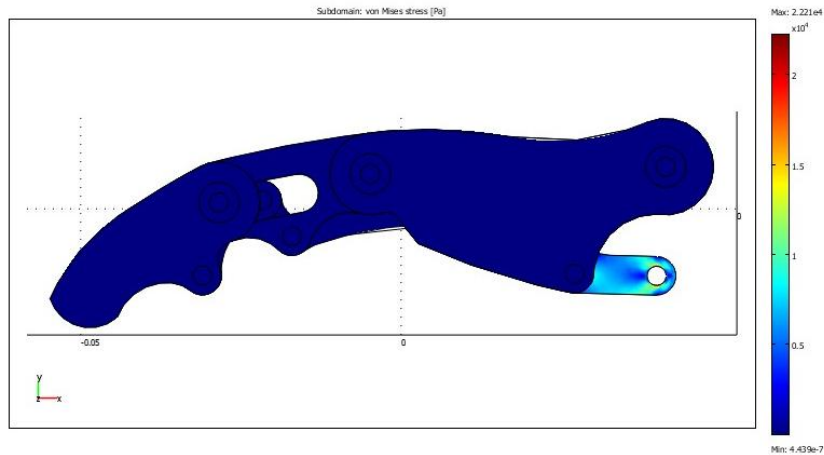


Fig. 71 Resultado de tensión interna en mecanismo

Para la segunda condición definida, se observó un comportamiento distinto al del primer mecanismo. Se afectaron distintos eslabones del mecanismo, concentrando esfuerzos a lo largo de los eslabones internos del mecanismo y en los puntos de unión de los eslabones externos. El máximo estrés del mecanismo fue de 1.26×10^6 Pa, esta concentración no alcanza ninguno de los límites elásticos de los materiales usados en el mecanismo. (Fig. 72).

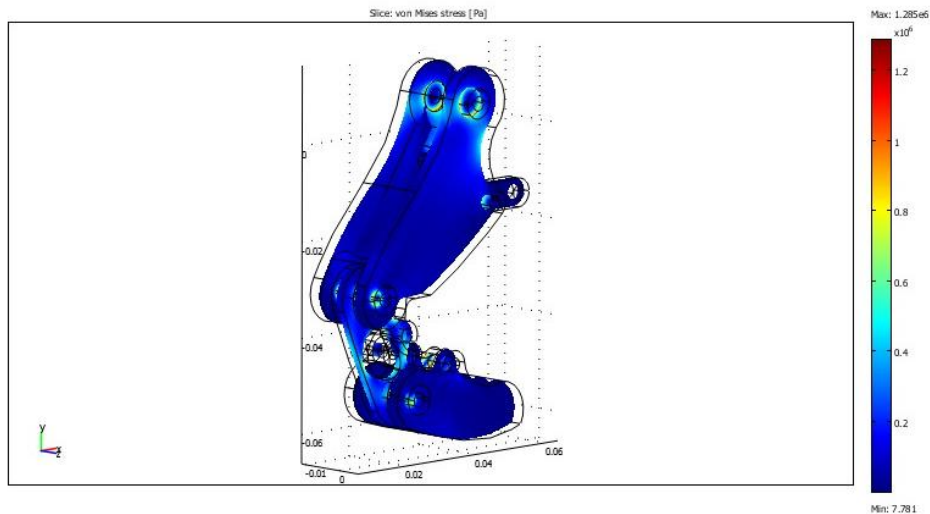


Fig. 72 Resultado del mecanismo a Compresión y Reacción

Para el último caso, en el que el mecanismo se sometió a una fuerza de compresión lateral, se observó una concentración de esfuerzos sobre los eslabones intermedios del mecanismo, este estrés resultó de 6.7×10^8 Pa (Fig. 74), presentando una deformación del elemento central interno de 0.45 mm en dirección de la presión aplicada (Fig. 73).

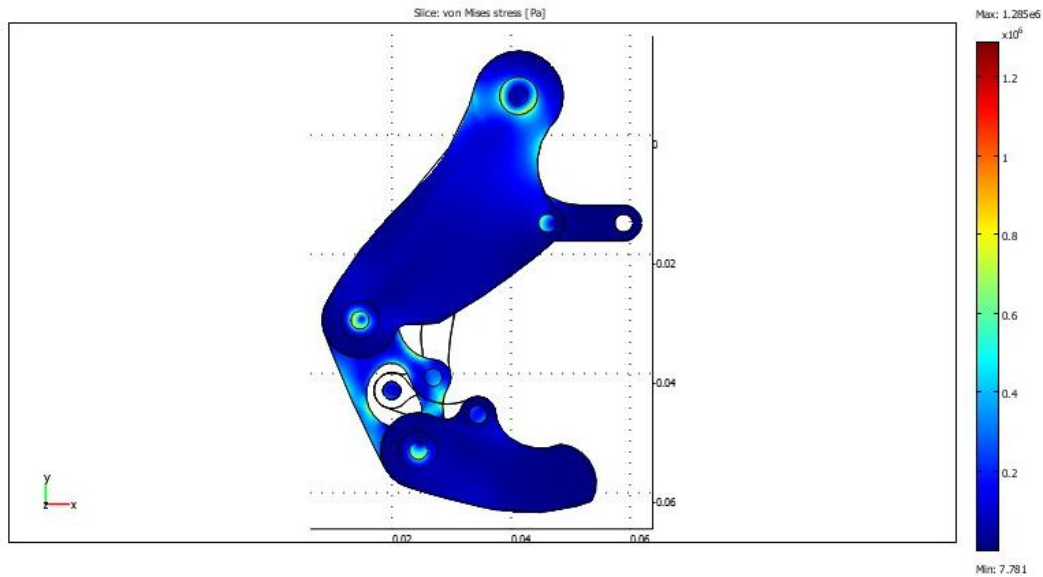


Fig. 73 Resultado de compresión lateral sobre el mecanismo

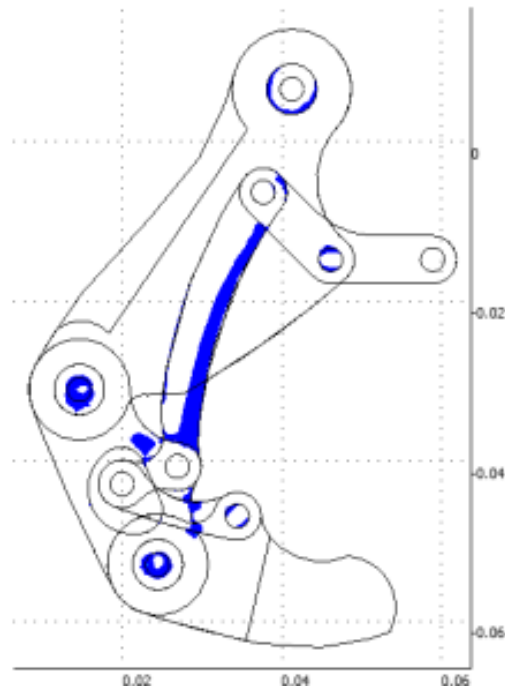


Fig. 74 Dedo con concentración de esfuerzos en los mecanismo interna

Capítulo 8. Discusión

8. Discusión

Se inicia la discusión argumentando los aspectos más importantes en función de los resultados de los capítulos 6 y 7. De las secciones de ambos capítulos se toma el método de obtención de un diseño conceptual, los actuadores, el sistema de control, el suministro eléctrico, la creación de un dedo de un grado de libertad, la creación de un dedo de dos grados de libertad, así como los movimientos que realiza el prototipo y el análisis por elementos finitos de por elementos finitos de los elementos móviles de éste.

8.1 Sobre el método de obtención de un diseño conceptual

Se estableció un método para desarrollar el prototipo a partir de la recopilación de los trabajos destacados y el estado actual de las prótesis y dispositivos robóticos de mano; además de la descripción anatómica, biomecánica y patológica de la mano. Con este método se clarificaron los objetivos a alcanzar, determinándose las características y requerimientos del prototipo para generar alternativas y proponer un esquema general. Se obtuvo un diseño conceptual como resultado del método, Fig. 43, capítulo 6.

8.2 Sobre los actuadores, el sistema de control y el suministro eléctrico

Se propone un sistema electromecánico de un servomotor, dos motores a pasos y dos motores de C.D. con reductores para la activación de las funciones de flexión-extensión y aducción-abducción para el prototipo, así como el diagrama a bloques del sistema de adquisición de señal mioeléctrica. El sistema de adquisición de la señal mioeléctrica es el propuesto por *Alfredo Ramírez García* [71], a este se le añade una etapa de digitalización de la señal de entrada, que brindará a la salida una señal digital codificada para cada tipo de contracción realizada, esta etapa será parte del trabajo a futuro, lo que hará que el sistema de control opere por esta señal digital. El servomotor *Dynamixel RX-28* es un motor con una resolución de 0.3° y delimitado en giro a 300° , y es usado en robots humanoides, en robótica didáctica y en prototipos propuestos en tesis de licenciatura de UPIITA; su precio es de alrededor de 200 dólares americanos. Los motores a pasos son el modelo *Bipolar Pololu 20x30* con una resolución de 1.8° por paso, gira 360° en 200 pasos y es uno de los motores a pasos más pequeños que hay en el mercado mexicano; su aplicación no ha sido referenciada a algún prototipo de mano. Los motores de C.D. con reductor tienen una velocidad de giro de 200 RPM pero sin control de posición, tienen un torque de 2.9 Kg-cm y tienen una dimensión de 24 mm x 10 mm x 12 mm; su aplicación es muy común en aplicaciones de mini-robótica, robots didácticos y, también en prototipos propuestos en tesis de licenciatura de ESIME y UPIITA.

Cada actuador requiere de un control específico. El servomotor tiene integrado un controlador que es coordinado por un control externo que le dará funcionamiento. El motor a pasos es operado por un control para motores bipolares, que a su vez será coordinado por un control externo. El motor de C.D. tiene un control de tipo puente H, que al igual que los otros, es coordinado por un control externo. El control externo es un control central que coordinará todos los actuadores, sincronizando la operación de cada dedo para los diferentes movimientos de prensión. El esquema general es un control central y tres controles secundarios. Todos los controles son sistemas embebidos y específicos a cada tipo de actuador.

El suministro eléctrico se compone de una batería de Litio Polonio (LiPo) de 3.7. Este tipo de baterías son usadas en prótesis comerciales como en la *i-Limb®*, la *myo hand*, la *Michelangelo* y la *BeBionics*; la presentación física de las baterías en estos modelos es una carcasa especial patentada y con una salida de 6 V, esto las hace de uso exclusivo para éstos modelos. El uso de un elevador de voltaje con regulación que suministra energía eléctrica en un intervalo de 4 V a 25 V para los dispositivos eléctricos y electrónicos del prototipo. El suministro eléctrico es de 2000 mAh en cada carga de la batería, ninguno de los elementos eléctricos o electrónicos propuestos demandan ese nivel de corriente; para los modelos protésicos comerciales, las baterías tienen una capacidad de entre 800 mAh y 2500 mAh.

8.3 Sobre la creación de un dedo de un grado de libertad

El resultado del diseño de un dedo multi-articulado y actuado con elementos rígidos para los movimientos de flexión y extensión es: un mecanismo de 6 eslabones interconectados entre sí, a manera de tener un dedo de un grado de libertad, este es actuado por una entrada a su sistema y está fijo en un punto, los seis eslabones son un arreglo similar al mecanismo TBM de *Dechev*; el mecanismo diseñado tiene las características antropomórficas y antropométricas de un dedo. Se obtuvieron tres modelos de éste: el primero para usarse en el dedo I, Fig. 48, capítulo 6; el segundo para los dedos II, III y IV, Fig. 46, capítulo 7; y el tercero para su uso en el dedo V, Fig. 53, capítulo 7. Cada dedo describe una curva de apertura-cerradura similar al de la mano humana, Fig. 47, capítulo 7; y también similar a las curvas que describen el de *Dechev* y el de *Jung*, Fig. 37 y Fig. 38, capítulo 6.

8.4 Sobre la creación de un dedo de dos grados de libertad

Habiéndose obtenido un dedo de un solo grado de libertad con movimientos de flexión y extensión, éste se usó para formar un dedo de dos grados de libertad. El mecanismo de flexión-extensión se colocó en una base giratoria en el eje de un servomotor que le hace rotar. Este dedo se usa para el dedo I que realiza los movimientos de flexo-extensión y aducción-abducción. Es un dedo que tiene 3

elementos principales, análogos a las falanges proximal y distal y al metacarpo I. Tiene una colocación fija a 35° respecto del plano de la palma de la mano, similar a la mano humana en posición natural. El dedo alcanza a tocar las puntas de los otros cuatro dedos, para lo cual realiza en conjunto la rotación interna y la flexión. El dedo tiene un intervalo de rotación de 300° , éste es el mismo que el del actuador del que depende el movimiento.

8.5 Sobre los movimientos del prototipo

Los cinco grados de libertad de la mano tienen como objetivo realizar múltiples movimientos con una combinación entre todos los dedos. Los dedos I, II y III se mueven independientemente de los demás, los dedos IV y V se mueven en conjunto pero, de igual manera que los demás, son independientes a los otros tres dedos. El dedo I puede tocar punta a punta los dedos II, III, IV y V con una combinación de aducción-abducción y flexión-extensión. Los movimientos de los dedos en conjunto, permite al prototipo de mano realizar al menos 20 combinaciones de éstos; los prototipos modelos de Ottobock® realizan de 1, como la *myo hand*, a más de 25 movimientos, como la *Michelangelo*. La precisión de los movimientos entre los dedos I y II está condicionada por la resolución de los actuadores de ambos dedos y ésta puede ser de hasta $1 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ en flexión-extensión, y una precisión de $0.3^\circ \pm 0.3^\circ$ en aducción y abducción sólo para el dedo I; los prototipos de mano presentados en tesis de licenciatura no tienen definido la precisión de sus mecanismos, los prototipos internacionales como *UB Hand* y *UTA Hand*, así como los modelos comerciales como *Michelangelo* y *i-Limb*, tienen una resolución similar.

8.6 Sobre el análisis por el método de elementos finitos.

Los resultados de la solución del mecanismo presentan un comportamiento deseado del sistema, el mecanismo supera las pruebas de tensión y compresión a las que puede ser sometido en su funcionamiento dinámico o estático. Desde situaciones básicas de funcionamiento (prueba I) hasta las situaciones ajenas o externas (prueba II y III) presenta una resistencia adecuada a presiones. En general el sistema presenta las condiciones de óptimo funcionamiento en la parte mecánica y de materiales, pues estos no presentan alteraciones significativas que dañen o alteren su función. La distribución de los materiales también es la adecuada a cada una de las partes, los mecanismos que reciben la mayor parte de los esfuerzos son metálicos y los que sufren un estrés menor son las partes plásticas, Fig. 74, capítulo 7.

Capítulo 9. Conclusiones

9. Conclusiones

9.1 Propuesta de prototipo de mano artificial para su uso como prótesis.

Las conclusiones del desarrollo de un prototipo de mano artificial para usarse como prótesis tienen como base la comparación de los resultados con los objetivos planteados para esta tesis.

De acuerdo al capítulo 2, se plantearon 5 objetivos.

El primer objetivo se refiere a proponer una metodología de diseño para la determinación de funciones primarias y secundarias del prototipo. Sobre este objetivo podemos enunciar nuestros resultados que nos permite decir que el objetivo se cumplió al 100%:

- Se presenta el proceso de desarrollo de un prototipo para satisfacer las necesidades planteadas, con las características funcionales y requerimientos de desempeño del prototipo.
- Se obtuvo un diseño conceptual del prototipo determinando los componentes mecánicos, eléctricos y electrónicos que le darán funcionamiento para realizar los movimientos de prensión de la mano.
- Se propone un esquema de funcionamiento electrónico que controlará los componentes electromecánicos de la mano.

El segundo objetivo se refería a diseñar un prototipo de 15 uniones con mecanismo independientes que realizaran la función de de los cinco dedos de la mano. Sobre este objetivo podemos decir que el objetivo se cumplió al 100%:

- Se obtuvo un prototipo de 5 grados de libertad con cinco dedos y una palma. Cada dedo tienen 3 uniones básicas que están determinadas por sus 3 falanges en los dedos II-V, y 2 falanges y el metacarpo I en el caso del dedo I. Cada dedo tiene su propio mecanismo de 6 barras lo que hace que se tengan 7 uniones articuladas para los dedos II-V y 8 uniones articuladas para el dedo I; con un total de 36 uniones articuladas en la mano.
- Los cinco dedos se dividen en tres grupos de acuerdo a su funcionamiento y composición: el primero, es el dedo I que es un dedo con 2 grados de libertad; el segundo, son los dedos II y III que tienen 1 grado de libertad cada uno y son independientes; y el tercero, son los dedos IV y V que tienen 1 grado de libertad en conjunto, es decir, se mueve uno respecto al otro.
- Cada dedo tiene movimiento independiente, excepto los dedos IV y V que operan en conjunto.
- El mecanismo de los cinco dedos realiza un movimiento de flexión-extensión en la que se describe una curva similar a la de los dedos de una mano

humana. Los dedos I-IV tienen una resolución de movimiento de 1mm, y el dedo V una resolución de 2 mm.

- El dedo I realiza un movimiento de aducción-abducción de precisión de 0.3° , y aparte del de flexión y extensión de precisión de 1 mm.
- La palma de la mano es una caja estática que no tiene movimiento articular propia, sólo es soporte de los dedos y almacén de todos los componentes mecánicos, eléctricos y electrónicos.

El tercer objetivo fue proponer los sistemas mecánicos, eléctricos y electrónicos que integrarían al sistema para la ejecución de las trayectorias y movimientos de los dedos. Sobre este objetivo enunciamos que el objetivo se cumplió al 100%:

- El funcionamiento de la mano en general es controlado y sincronizado por un sistema *CM-700 Robotis* con capacidad de operación en 9 canales. Es un controlador programable con interfaz USB.
- El movimiento del dedo I tiene dos actuadores de precisión que son aptos para la flexión-extensión y para la aducción-abducción. Tiene un sistema de control de posición *CM-700 Robotis* para un servomotor *Dynamixel RX-28* con resolución de 0.3° de giro; y un sistema de control *Pololu A4988* para un motor a pasos *Pololu 20x30* de 1.8° de resolución.
- El movimiento de flexión-extensión del dedo II es un movimiento de precisión para lo cual se usa un motor a pasos *Pololu 20x30* con resolución de 1.8° y su respectivo control de posición que es una tarjeta *Pololu A4988*.
- El movimiento de flexión-extensión de los dedos III, IV y V no se requiere que sea preciso o fino, para esto se determinó el uso de motores de C.D. compactos con reductores con relación 150:1 que sólo actúen sobre el dedo pero que no requieren de control de posición pero sí de giro, para lo cual usan un controlador *Baby orangutan*, apto para dos de éstos y que los opera de manera independiente.
- El suministro eléctrico para estos componentes electrónicos y electromecánicos es un sistema de batería recargable LiPo de 3.7 V con un circuito electrónico de adaptación de voltaje para niveles de entre 4 V y 25 V que se adapta a las demandas de voltaje de los diversos componentes, ya que operan a distintos niveles uno del otro.

El cuarto objetivo era proponer el modelo de la mano en sistema CAD, determinando los materiales con los cuales será construida mediante un sistema CAM. Sobre este objetivo pronunciamos que el objetivo se cumplió al 100%:

- El modelo BioLAREMUS 1 es un prototipo de mano antropomórfica y antropométrica diseñada en SolidWorks®.

- Tiene 138 partes que la constituyen: mecanismos, actuadores, controladores, baterías y reguladores. El modelo CAD está ensamblado en su totalidad con todas las partes móviles y fijas en relación definida para su funcionamiento virtual.
- La simulación de la interacción del modelo permite la visualización del comportamiento de todos los elementos en conjunto para los más de 20 movimientos que puede realizar.
- El prototipo diseñado tiene determinadas todas las características de materiales, tamaños y medidas requeridas para su construcción.
- Cada pieza fue diseñada en como una pieza sólida.
- El prototipo puede maquinarse con las herramientas disponibles como fresadora CNC de 3 ejes, fresadora convencional y torno convencional.

El quinto objetivo era aplicar un análisis de esfuerzos por el método de elementos finitos en modo estático para la determinación del desempeño mecánico de los componentes de los dedos. Sobre este objetivo se enuncia que el objetivo se cumplió al 100%:

- El análisis por elementos finitos es una herramienta indispensable en la solución de sistemas físicos en los que se requiere una simulación que describa su comportamiento cuasi real. La posibilidad de acercar los sistemas virtuales a su comportamiento real significa un avance importante para el desarrollo de mejores sistemas reales.
- El uso de COMSOL Multiphysics representa una ventaja en la solución de sistemas físicos, pues es una herramienta de fácil uso, así como de múltiples aplicaciones. El módulo de mecánica estructural tiene los elementos necesarios para poder simular un sistema un tanto complejo como lo es el mecanismo BioLAREMUS 1.
- Este mecanismo tiene una complejidad mecánica que representaba un reto al funcionamiento mecánico óptimo en conjunto con un desempeño físico adecuado, puesto que ya se había comprobado la funcionalidad del mecanismo.
- El mecanismo tiene las características mecánicas adecuadas para ser sometido a tensiones y compresiones presentes en el uso normal de una prótesis.

9.2 Trabajo futuro

Se puede comentar que del trabajo realizado en esta tesis, se ha propuesto un modelo CAD en tres dimensiones con características físicas definidas para la construcción del prototipo en un sistema CAM. Con todas las características determinadas para el prototipo, éste puede ser construido siguiendo las especificaciones de los componentes mecánicos de la mano. Las mejoras que se proponen para trabajo futuro son:

- Rediseñar algunos componentes mecánicos complementarios como: los bloques de transmisión que, tendrán que adaptarse al espacio disponible en la palma después de instalarse los elementos principales; los tensores de los dedos tendrán que ajustarse en su longitud para adaptarse a los bloques.
- El sistema de control tendrá que programarse para que la mano realice los movimientos para los cuales fue diseñada, esta parte puede ir desde una programación básica para flexionar, extender, aducir y abducir los dedos a posiciones predefinidas, hasta una programación compleja para que el prototipo realice movimientos finos y múltiples combinaciones entre todos los dedos. Las señales digitales de control podrán ser programas en múltiples protocolos de comunicación, tales como TTL, RS232 ó RS345, para que sean interpretadas por el sistema. El sistema de sensado de señales y digitalización de las señales musculares de tipo EMG es una etapa que se realizará en conjunto con otros trabajos de tesis previos y posteriores.
- El prototipo se considera una prótesis del tipo modular, para lo cual puede adaptarse a diversos conectores o sistemas que interconecten con *sockets* de los pacientes o de otras prótesis.
- El desarrollo de un mecanismo de muñeca sería un complemento de utilidad que aumentaría la funcionalidad de la mano en aspectos de movimientos de prensión, sujeción y adaptación a objetos con formas complejas.
- La mejora estética del prototipo es un trabajo de diseño que tendrá que adaptarse principalmente a las herramientas de construcción con las que se disponga.
- La implementación de un sistema de retroalimentación para el control de funciones es un trabajo que dará al prototipo la capacidad de sensar fuerza, presión, posición e inclusive texturas. Todo esto se podrá hacer con la adaptación de galgas extensiométricas, acelerómetros, giroscopios, etcétera.

En general, el prototipo propuesto en esta tesis tiene múltiples mejoras que van desde el rediseño de sus componentes mecánicos hasta ir complementando con sistemas de retroalimentación cada una de sus funciones. La mano BioLAREMUS 1 es una propuesta funcional, estética, ligera y de diseño nacional.

Publicaciones

Muscle-Electrode Interface Simulation

A. Altamirano, C. Toledo, A. Vera, R. Muñoz, L. Leija

Comsol Conference 2011. Boston, Massachusetts, EEUU. 13 al 15 de octubre de 2011. pp. 1-3.

Low Cost Knee Bionic Prosthesis Based On Polycentric Mechanisms

A. Altamirano, L. Leija, A. Vera, R. Muñoz, A. Valentino

Panamerican Health Care Exchanges 2012. Miami, Florida, EEUU. 26 al 30 de marzo de 2012

Modular Polycentric Prosthesis Design for Hip Disarticulation

G. A. Valentino, A. Altamirano, A. Vera, L. Leija.

Panamerican Health Care Exchanges 2012. Miami, Florida, EEUU. 26 al 30 de marzo de 2012

Bibliografía

- [1] Instituto Nacional de Salud Pública (INSP), «Encuesta Nacional de Salud ENSA 2000,» 2000.
- [2] Dirección General de Información de Salud, «Egresos Hospitalarios 2008,» México, 2008.
- [3] Otto-Bock, «Dynamic Arm Specifications,» 2011. [En línea]. Available: http://www.ottobockus.com/cps/rde/xbcr/ob_us_en/04120625.4_DynamicArmSpec.pdf. [Último acceso: 15 Noviembre 2011].
- [4] INEGI, «Presencia del tema de discapacidad en la información estadística,» INEGI, México, 2001.
- [5] INEGI, 2011. [En línea]. Available: <http://www.inegi.org.mx/Sistemas/temasV2/Default.aspx?s=est&c=17484>. [Último acceso: 22 Octubre 2011].
- [6] R. V. Perice, Órtesis y Prótesis del aparato locomotor, extremidad superior, Masson, 1985.
- [7] S. Jacobsen, J. Wood, D. Knutti y K. Begg, «The Utah/MIT dextrous hand: work in progress,» *The International Journal of Robotics Research* 3, pp. 21-50, 1984.
- [8] S. Adey y D. Karmel, «Luke Arm Prosthesis Ready for clinical trials continued,» *IEEE Spectrum*, 2008.
- [9] P. Dario, C. Laschi y M. C. Carrozza, «An Integrated Approach for Design and Development of a Grasping and Manipulation System in Humanoid Robotics,» Washington, D.C., 2002.
- [10] P. Chappell y P. Kyberd, «Prehensile Control of Hand Prosthetic by a Microcontroller,» *Journal of Biomechanical Engineering*, nº 13, pp. 363-369, Septiembre 1991.
- [11] C. Light y P. Chappell, «Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, pp. 679-684, 2000.
- [12] N. Dechev, W. Cleghorn y S. Naumann, «Multiple Finger, passive adaptive grasp prosthetic hand,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 36, pp. 1157-1173, 2001.

- [13] M. Carrozza, B. Massa, S. Micera, M. Zecca y P. Dario, «A "Wearable" Artificial Hand for Prosthetics and Humanoid Robotics Applications,» *Proceedings of the 2001 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 213-214, 2001.
- [14] L. Biagiotti, F. Lotti, C. Melchiorri y G. Vassura, «Mechatronic Design of Innovative Fingers for Antropomorphic Robot Hands,» *Robotics and Automation ICRA*, vol. 3, pp. 3187-3192, 2003.
- [15] V. M. L. Prieto, Dispositivo para manipulación diestra: ROBOHAND, 2005.
- [16] D. Mesonero-Romanos, R. Ceres, H. Rodríguez, J. Pons y L. Calderón, «Arquitectura electrónica para el control de una prótesis de mano,» de *SIDAR.IBERDISCAP 2001*, Mar del Plata, Argentina, 2001.
- [17] R. Bowers, «El maravillos mundo de la prótesis cosmética,» *In Motion*, vol. 12, nº 2, pp. 1-5, 2002.
- [18] C. Jiménez-Pinto, «Prótesis mioeléctricas: Revisión Bibliográfica,» *Labor académico*, vol. 1, nº 2, pp. 38-43, 2005.
- [19] O. F. C. Mojarás, Prototipo de prótesis mioeléctrica con control proporcional de miembro apendicular superior para amputados por traumatismo con muñón largo de antebrazo de dos grados de libertad, Tesis, 2006.
- [20] A. Eusebi, C. Fantuzi, C. Mechiorri, M. Sandri y A. Tonielli, «The UB Hand II Control System: Design features and experimental results,» de *20th International Conference on Industrial Electronics, Control and Instrumentation*, 1994.
- [21] F. Ficuciello, G. Palli, C. Melchiorri y B. Siliciano, «Experimental Evaluation of the UB Hand IV postural synergies,» de *IEEE International Conference on Robotics and Automation 2011*, Shangai, China, 2011.
- [22] L. Biagiotti, «Development and Control of Innovative Robotic Hands: The UB Hand 3 Project,» CASY Center for Research on Complex Automoted Systems, Bologna, Italia, 2004.
- [23] UsMedicine. [En línea]. Available: <http://www.usmedicine.com/articles/for-upper-limb-amputees-the-real-advances-lie-in-the-future.html>. [Último acceso: 7 Noviembre 2011].
- [24] «Robotics Lab Visual Tour,» [En línea]. Available: <http://www.ece.unh.edu/robots/robotour.htm>. [Último acceso: 15 Noviembre 2011].

- [25] S. Sculz, C. Pylatiuk y G. Bretthauter, «A new ultralight anthropomorphic hand,» de *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2001.
- [26] T. Mouri, H. Kawasaki, K. Yoshikawa, J. Takai y S. Ito, «Anthopomorphic robot hand: GIFU Hand III,» de *ICCAS*, 2002.
- [27] F. Lotti, P. Tiezzi, G. Vassura, L. Biagiotti y C. Melchiorri, «UBH 3: An anthropomorphic hand with simplified endo-skeletal structure and soft continuous fingerpads,» de *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.
- [28] J. Geng, Q. Huang, W. Zhang y Y. Zhao, «Design of a humanoid hand with 5 fingers and 14 joints driven by 2 motors,» de *Proceedings of the 11th World Congress in Mechanism and Machine Science*, 2004.
- [29] W. Zhang, Q. Chen y Z. Sun, «Design of under-actuated humanoid robot finger with shape adaptation,» de *Proceedings of the 11th World Congress in Mechanism and Machine Science*, 2004.
- [30] J. Yang, E. Peña, K. Abdel, A. Patrick y L. Lindkvist, «A multi-fingered hand prosthesis,» de *Mechanism and Machine Theory*, 2004.
- [31] J. Ueda, I. Yutaka, K. Masahiro y T. Ogasawara, «Development of the NAIST-Hand with vision-based tactile fingertip sensor,» de *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [32] C. Sánchez, J. Loaiza y C. Cortés, «Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano,» *Revista Ingeniería e Investigación*, vol. 26, nº 3, pp. 5-11, 2006.
- [33] K. Cho, J. Rosemarin y H. Asada, «Design of vast DOF artificial muscle actuators with a cellular array structure and its application to a five-fingered robotic hand,» de *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [34] D. Dragulescu y L. Ungureanu, «The modeling process of a human hand prosthesis,» de *4th International Symposium on Applied Computational Intelligence and Informatics*, 2007.
- [35] O. Avilés, P. Simanca y P. Niño, «Diseño y construcción de un dedo para grippers

robóticos,» *Revista Colombiana de Rehabilitación*, vol. 6, nº 6, pp. 1-6, 2007.

- [36] S. Jung, S. Kang y I. Moon, «Design of Biomimetic Hand Prosthesis with Tendon Driven Five Fingers,» de *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008.
- [37] L. Tan, S. Xie, I. Lin y T. Lin, «Development of a multifingered robotic hand,» de *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Information and Automation*, 2009.
- [38] J. Casamanchín y M. Muñoz, «Modelado y diseño de un brazo robot antropométrico,» de *V Seminario Internacional Ingeniería Biomédica*, 2009.
- [39] X. Wang, J. Zhao, D. Yang, N. Li, C. Sun y H. Liu, «Biomechatronic approach to a multi-fingered hand prosthesis,» de *Proceedings of the 2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2010.
- [40] T. Sonda y I. Godler, «Multi-Fingered Robotic Hand Employing Strings Transmission Named "Twist Drive",» de *The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2010.
- [41] R. Steeper, «Hand Prosthetics - Artificial and Prosthetic Hands,» RSL Steeper, [En línea]. Available: www.bebionic.com. [Último acceso: 12 Mayo 2012].
- [42] TouchBionics, «i-Limb,» 2011. [En línea]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/>. [Último acceso: 9 Octubre 2011].
- [43] Advanced Dynamics Arm, «Michelangelo Hand,» 2011. [En línea]. Available: <http://www.armdynamics.com/pages/michelangelo>. [Último acceso: 2 Noviembre 2011].
- [44] Advanced Motion Control, «Advanced Motion Control is proud to offer the highest quality Prosthetic, Orthotic and Pedorthic Healthcare in the field,» ADVANCED MOTION CONTROL, 2001. [En línea]. Available: www.advancedmotioncontrol.com/index.html. [Último acceso: 12 Mayo 2012].
- [45] E. Y. Chao, K. An, W. P. C. III y R. L. Linscheid, *Biomechanics of the Hand, a basics research study*, Singapore: World Scientific, 1989.
- [46] M. Schunkë, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll y K. Wesker, *Prometheus: Texto y Atlas de Anatomía Tomo 1, Médica Panamericana*, 2007.

- [47] R. Cailliet, Anatomía Funcional, Biomecánica, Marbán, 2006.
- [48] S. Hoppenfeld, Exploración física de la columna vertebral y las extremidades, El manual moderno, 1979.
- [49] A. Viladot, Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor, Masson, 2004.
- [50] N. Davidoff y A. Freivalds, «A graphic model of the human hand using CATIA,» *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 12, nº 4, pp. 255-264, 1993.
- [51] G. Douglas, «Aprendiendo la importancia de las manos,» *In Motion*, vol. 16, nº 6, pp. 1-6, 2006.
- [52] A. T. Velázquez Sánchez, Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiarticulada, vol. Tesis de Doctorado, I. P. Nacional, Ed., ESIME Zacatenco, México: Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, 2008, pp. 33-67.
- [53] M. Nordin y V. Frankel, Biomecánica básica del sistema musculoesquelético, McGraw Hill, 2004, pp. 370-399.
- [54] F. Skinner, «Designing a Multiple Prehension Manipulator,» *Mechanical Engineering Society*, pp. 30-37, 1975.
- [55] J. Weinzweig, Secretos de la cirugía de mano y muñeca, México: McGraw Hill Interamericana, 2002.
- [56] W. Calnac, National Amputee Centre.
- [57] M. Dunitz, R. Tubiana y A. Gilbert, Bone and skin disorders, Imago, 2002.
- [58] H. Barouti, M. Agnello y P. Volckmann, Amputaciones del miembro superior, Enciclopedia Médico Quirúrgica, 1998.
- [59] R. Murray, Z. Li y S. Sastry, A mathematical introduction to robotic manipulation, CRC Press Inc., 1994.
- [60] E. Merchán, A. Velázquez y L. Flores, «Metodología para la generación de trayectorias de manipuladores robóticos, su cinemática y dinámica,» de *2do Congreso Nacional de Ingeniería Eletromecánica y de Sistemas*, 2000.
- [61] K. Fu, R. González y K. Lee, Robótica: Control, Detección, Visión e Inteligencia,

McGraw Hill, 1990.

- [62] A. Barrientos, L. Peñín, C. Balaguer y R. Aracil, *Fundamentos de Robótica*, McGraw Hill, 1997.
- [63] J. Shigley y J. Uicker Jr, *Teoría de máquinas y mecanismos*, McGraw Hill, 1988.
- [64] N. Cross, *Métodos de diseño: Estrategias para el diseño de productos*, Limusa Noriega, 2008, pp. 29-174.
- [65] M. French, *Engineering Design: The Conceptual Stage*, Heinemann Educational, 1971.
- [66] S. Capuz, *Introducción al proyecto de producción. Ingeniería concurrente para el diseño de producto*, Alfaomega, 1999, pp. 67-186.
- [67] G. Herzwurm y S. Schockert, «The leading edge in QFD for software and electronica business,» *International Journal of Quality & Reliability Management*, vol. 20, nº 1, pp. 36-55, 2003.
- [68] R. Hunt y F. Xavier, «The leading edge in strategic QFD,» *International Journal of Quality & Reliability Management*, vol. 20, nº 1, pp. 56-73, 2003.
- [69] V. González y F. Tamayo, «Blitz QFD,» Asociación Latinoamericana de QFD.
- [70] R. T. O.C. Zienkiewicz, *The Finite Element Method. Volume 1: The Basis*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000.
- [71] A. Ramírez García, R. Muñoz Guerrero, L. Leija Salas y A. Vera Hernández, «Sistema de entrenamiento muscular con retroalimentación visual,» de *Bilingual Pan American Health Care Engineering Conference and Clinical/Hospital Engineering Workshop*, Long Beach, California, USA., 2006.
- [72] R. Pallás-Areny, *Sensores y Acondicionadores de Señal*, 4ta. ed., Barcelona: Alfaomega-Marcombo, 2008.
- [73] I. L. Kosow, *Máquinas eléctricas y transformadores*, Pearson Educación, 2011, p. 429.
- [74] ROBOTIS CO. LTD, «Dynamixel RX-28 User's Manual,» [En línea]. Available: www.robotis.com. [Último acceso: 19 Diciembre 2011].
- [75] ROBOTIS INC., «Dynamixel,» ROBOTIS, [En línea]. Available:

- http://www.robotis.com/xe/dynamixel_en. [Último acceso: 19 Diciembre 2011].
- [76] E. J. Carletti, «Motores paso a paso: Características Básicas,» Robots Argentina, 2007,2012. [En línea]. Available: http://robots-argentina.com.ar/MotorPP_basico.htm. [Último acceso: 12 Enero 2012].
- [77] Pololu Robotics & Electronics, «Pololu - Stepper Motor: Bipolar,» POLOLU, [En línea]. Available: <http://www.pololu.com/catalog/product/1204>. [Último acceso: 13 Noviembre 2011].
- [78] POLOLU Robotics & Electronics, «Pololu - 150:1 Micro Metal Gearmotor HP,» POLOLU INC, [En línea]. Available: <http://www.pololu.com/catalog/product/997>. [Último acceso: 18 Febrero 2012].
- [79] Robotis, «CM-700 e-Manual v1.10.00 Technical Information,» ROBOTIS, 2010.
- [80] POLOLU INC., «Pololu Baby Orangutan B User's Guide,» Pololu Corporation, 2001-2010.
- [81] Allegro Microsystems, Inc., «Pololu A4988 Microstepping Driver Carrier,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.pololu.com/catalog/product/1182>. [Último acceso: 18 Enero 2012].
- [82] R. Mott, Diseño de elementos de máquinas, Pearson Educación, 2006.
- [83] J. Cortizo y et.al., Elementos de máquinas. Teoría y problemas, España: Universidad de Oviedo, 2004, pp. 1-75.
- [84] Microchip Technology Inc., «MCP73831/2 Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion, Li-Polymer Charge Management Controllers,» 2008. [En línea]. Available: <http://www.sparkfun.com/datasheets/Prototyping/Batteries/MCP73831T.pdf>. [Último acceso: 12 Marzo 2012].
- [85] Microchip Technology Inc., «LiPo USB Charger v21,» 1 14 2011. [En línea]. Available: [http://www.sparkfun.com/datasheets/Prototyping/Batteries/LiPo-USB-Charger-v21\(2\).pdf](http://www.sparkfun.com/datasheets/Prototyping/Batteries/LiPo-USB-Charger-v21(2).pdf). [Último acceso: 12 Marzo 2012].
- [86] C. M. Müller Karger y M. Cerrolaza, «Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos,» *IMME*, vol. 39, nº 3, pp. 23-54, 2001.
- [87] F. Buroni, P. Commisso y A. Cisilino, «Determinación de las constantes elásticas

anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas,» *Mecánica Computacional*, vol. 23, nº 1, pp. 1-34, 2004.

- [88] E. Ruíz Muñoz, Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina (L1-L5) con cerclaje interespinoso empleando un cinturón de poliamida 6/6. Tesis de Maestría, México: ESIME IPN, 2010.
- [89] G. J. Tortora y B. Derrickson, Principios de anatomía y fisiología, Médica Panamericana, 2006.
- [90] S. Ramdial y S. Wierzba, «Personal Communication, Myoelectric Service,» Rehabilitation Engineering Department, Bloorview MacMillan Centre, Toronto, Canada.
- [91] D. Atkins, D. Heard y W. Donovan, «Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities,» *Journal of Prosthetics and Orthotics* 8, pp. 2-11, 1966.
- [92] Ottobock, «Michelangelo fascina: Usar perfectamente una tecnología con precisión,» 2012. [En línea]. Available: http://www.vivir-con-michelangelo.es/fileadmin/downloads/techniker/spanish/folleto_tecnicos.pdf. [Último acceso: 15 Abril 2012].
- [93] N. Dechev, Design of a multi-fingered, passive adaptive grasp prosthetic hand: better function and cosmesis, M.A.Sc. Thesis, Toronto: Department of Mechanical and Industrial Engineering, 1998.
- [94] C. Taylor, «Patterns of hand prehension in common activities,» Engineering Prosthesis Research No.3, Department of Engineering, University of California, Los Angeles, USA, 1948.
- [95] N. Dechev, W. Cleghorn y S. Naumann, «Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand,» de *Proceedings of the Sixth National Applied Mechanisms & Robotics Conference*, Cincinnati, OH, 1999.
- [96] T. Chandrupatla, Introducción al estudio del elemento finito en ingeniería, México: Prentice Hall, 1999.
- [97] INEGI, «Base de Datos de muestra censal,» XII CGPV, México, 2000.

ANEXOS

