



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL



**UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN
INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS**

U P I I T A

“Brazo artificial adaptable como prótesis mioeléctrica”

TRABAJO TERMINAL

Que para obtener el título de

INGENIERO EN BIÓNICA

Presenta

Bravo Castillo Luis Armando

Asesores

M. en C. Ricardo Horta Olivares

Dr. José Gonzalo Solís Villela

México D.F. diciembre del 2003



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL



**UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN
INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS**

UPIITA

“Brazo artificial adaptable como prótesis mioeléctrica”

TRABAJO TERMINAL

Que para obtener el título de

INGENIERO EN BIÓNICA

Presenta

Bravo Castillo Luis Armando

Asesores

M. en C. Ricardo Horta Olivares

Dr. José Gonzalo Solís Villela

Presidente de Jurado

Profesor Titular

M. en C. Rafael Santiago Godoy

Ing. Oscar Ávalos Fernández

México D.F. diciembre del 2003

INTRODUCCIÓN

El desarrollo que ha ocurrido en el siglo XX en los campos de la ciencia y la tecnología le han dado al hombre la oportunidad de satisfacer de manera más eficiente y cómoda algunas necesidades que se llegaron a pensar más lejanas de cubrir o incluso imposible de hacerlo. Sin embargo el imbatible avance del conocimiento ha generado como consecuencia, el surgimiento natural de distintas especializaciones, en los campos de la medicina, la ingeniería, la informática, las leyes, etc.

Pero también surgieron nuevos campos, tal es el caso en donde la medicina y la ingeniería se fusionaron para formar el concepto de *biotecnología*, el cual a su vez tiene distintos campos muy fértiles e inexplorados, en donde algunos aún no están totalmente delineados y su definición es incierta.

Este campo de la biotecnología es probablemente en el que se han notado de manera más evidente e inmediata los avances tecnológicos, ya que en la industria de los alimentos, la medicina y la genética han sido de los primeros abanderados en utilizar nuevos métodos ante problemas que venían presentándose desde hace algunas décadas sin solución.

Dentro de las subespecialidades que nacieron de la biotecnología tenemos por ejemplo la cibernética, la biónica, la genética, la ergonomía, entre otras. Y es en la Ingeniería Biónica donde tiene sustento el presente trabajo terminal.

Dentro del campo de la Ingeniería Biónica uno de los dogmas que fundamentan el quehacer diario de los científicos e investigadores es el desarrollo de órganos artificiales, y concomitantemente el desarrollo de biomateriales, que puedan emular los desempeños funcionales de corazones, pulmones, riñones, hígados, páncreas, ojos, oídos, músculos, huesos, piernas, brazos y hasta sangre.

En México el concepto de Biónica comienza a escucharse con más frecuencia, aunque la investigación y los desarrollos bionicistas necesitan ser impulsados con más apoyo y prestarle mayor atención, ya que tenemos que trabajar pensando en generar nuestra propia tecnología y en donde el horizonte de dependencia hacia los desarrollos extranjeros en éste y otros campos vaya decreciendo.

Un ejemplo claro de lo anterior y que de hecho fue la causa principal que me motivó a emprender este proyecto es que el campo de las prótesis para extremidades apendiculares está muy atrasado aquí en México; estando limitados a importarlas y sólo adaptarlas, detalle que eleva los costos considerablemente, tanto así, que la población no derechohabiente que pierde un miembro difícilmente tiene las posibilidades de adquirir en reemplazo uno artificial.

En el año 2000 el INEGI publicó la distribución de la población en México que es derechohabiente en alguna institución de salud y la población que no lo es, en donde se puede observar que aproximadamente el 44% no tiene derechohabiencia (tabla 1).

Ahora sólo tomando de ejemplo al IMSS, en la Unidad de Medicina Física y Rehabilitación Región Norte mensualmente se atienden a aproximadamente 8600 pacientes, de los cuales el 5% es atendido por amputación (alrededor de 430 pacientes).

Con esta información podríamos especular que la población no derechohabiente que sufre la ablación de algún miembro o parte de él es una cantidad aproximada a este 5% que correspondería solamente a una institución del IMSS.

La tabla 1 nos muestra un registro de la población derechohabiente y no derechohabiente de México elaborado por el INEGI en el año 2000.

Condición de derechohabiencia a servicios de salud e institución	Población total	Condición de uso de servicios de salud									No usuaria	No especificado
		Usuaría a/										
		Total	En el IMSS	En el ISSSTE	En PEMEX, Defensa o Marina	En la SSA	En el IMSS-Solidaridad	En otra institución				
								Pública b/	Privada c/			
Entidad	940,778	97.6	42.4	6.1	0.4	23.4	0.1	0.6	27.2	1.8	0.6	
No derechohabiente	413,572	96.0	1.0	0.1	0.1	51.3	0.2	1.1	46.2	3.4	0.6	
Derechohabiente	513,255	99.0	75.6	10.9	0.7	2.0	NS	0.1	10.7	0.5	0.4	
En el IMSS	444,156	99.0	87.2	0.8	IS	2.1	NS	0.1	9.7	0.6	0.5	
En el ISSSTE	70,264	99.4	4.3	78.1	0.1	1.2	0.1	NS	16.3	0.3	0.3	
En PEMEX, Defensa o Marina	3,853	98.7	4.0	-	87.7	3.0	0.3	-	5.0	0.1	1.3	
En otra institución	1,111	98.2	11.8	-	-	0.6	-	9.6	77.9	-	1.8	
No especificado	13,951	90.2	6.6	0.8	0.3	7.5	NS	4.0	80.7	1.4	8.5	

NS No significativo.
a/ El porcentaje que corresponde al total de población usuaria de los servicios de salud está calculado con base en la población total. El porcentaje de cada institución de salud se obtuvo con respecto al total de la población usuaria de los servicios de salud.
b/ Incluye las instituciones de seguridad social de los gobiernos estatales.
c/ Incluye a las personas que son atendidas por médicos particulares.
FUENTE: INEGI. Estados Unidos Mexicanos. XII Censo General de Población y Vivienda, 2000. Tabulados de la Muestra Censal. Cuestionario Ampliado. México, 2000.

Tabla 1. condiciones de derechohabiencia en México pudiendo ver que la cifra se acerca a la igualdad entre población derechohabiente (513,255) y no derechohabiente (413,572).[16]

En México la principal causa de amputación es de tipo vascular a causa de enfermedades como la diabetes (fig.1), ya que es una enfermedad en la que se presentan complicaciones tardías que afectan vasos sanguíneos pequeños, grandes nervios craneales y periféricos, piel y cristalino; estas lesiones originan hipertensión, insuficiencia renal, ceguera, neuropatía autónoma y periférica, amputaciones de extremidades (sobre todo inferiores), infarto de miocardio y accidentes cerebrovasculares.

En la actualidad el lugar ocupado por esta enfermedad en cuanto a muertes causadas en nuestro país es el 5°. [15]

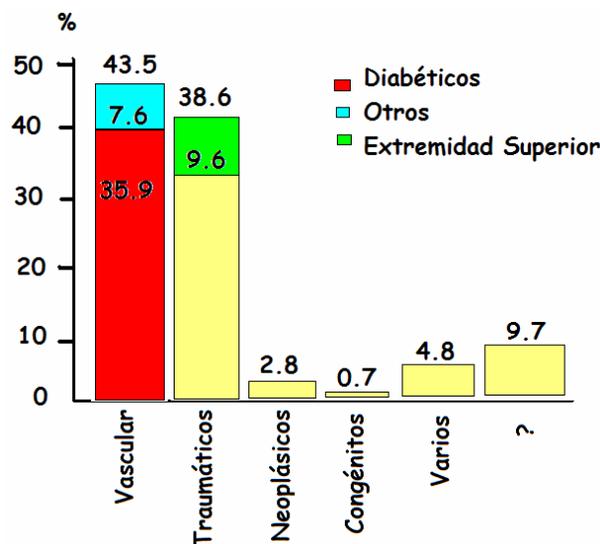


Figura 1. etiología de las amputaciones en México, en donde se observa que los problemas vasculares asociados a diabetes causa el mayor número de amputaciones. [15]

Las prótesis de extremidades apendiculares que se han desarrollado a través de la historia han sido hechas de distintos materiales, formas de funcionamiento y apariencias. Fue en las civilizaciones occidentales de Egipto, Grecia y Roma en donde se diseñaron las primeras prótesis como ayuda rehabilitatoria, utilizando la madera y el hierro como principales materiales de fabricación.

Los sucesos bélicos siempre han sido las principales causas de amputaciones. En la Primera y la Segunda Guerra Mundial creció la población de amputados a nivel mundial y con ello se impulsó fuertemente el desarrollo de diferentes procedimientos para la creación de prótesis, órtesis y aparatos ortopédicos; gracias al resultado del trabajo en conjunto de protesistas, ingenieros y cirujanos.

Comenzaron a introducirse prótesis de metal con mejor funcionalidad, los movimientos mecánicos eran realizados mediante cables de acero, teniendo que tensarlos, moviendo alguna parte del cuerpo, usualmente los hombros.

Durante los años 50's, se empezaron a utilizar fuentes de poder externas para generar el movimiento de la prótesis que contaban con algún tipo de motor.

A principio de los 60's, se propuso utilizar el potencial generado por los músculos al contraerse para controlar los movimientos de las prótesis, por lo que se inició la era de las prótesis mioeléctricas, desarrollos que hasta hoy se hallan en mejora continua con la miniaturización y mejor eficiencia de las partes mecánicas y electrónicas. Las prótesis son desarrolladas para reemplazar alguna parte del cuerpo que se ha perdido o que no es posible su utilización por alguna causa, buscando recuperar con éstas, la funcionalidad y/o apariencia de manera artificial.

Hablando en concreto de las personas amputadas, la obtención de un miembro artificial les da la oportunidad de reintegrarse a una vida laboral, familiar y en conjunto social, alcanzando muchas veces una excelente recuperación psicológica y emocional.

Podemos decir que una clasificación muy genérica de las prótesis es las que las divide en funcionales y estéticas (llamadas también cosméticas).

Las primeras, según su complejidad, pueden realizar uno o más movimientos que emulen la función del miembro biológico perdido; mientras que las estéticas tienen como tarea sólo aparentar tenerlo.

Dentro de las funcionales, en la actualidad las más difundidas y utilizadas son las de tipo mecánico (fig.2), con una apariencia muy alejada de la morfología humana en su efector distal (que sustituye a la mano), ya que es un garfio que se abre y se cierra por movimientos que el usuario realiza con sus hombros y espalda.



Figura 2. prótesis mecánica para amputación transhumeral que tiene como efector distal un garfio y sus movimientos se llevan a cabo por cables que mueve el usuario con su espalda y hombros.

Las prótesis para miembros apendiculares que funcionan electrónicamente más difundidas son las de tipo mioeléctrico, en donde los movimientos son propiciados por la captura de potenciales eléctricos de los músculos a nivel de la piel por medio de electrodos superficiales, o bien, directamente en algún músculo (con electrodos invasivos). Estas actividades eléctricas que básicamente se presentan como señales, se utilizan como información para el control de los movimientos que la extremidad artificial sea capaz de realizar.

En la actualidad existen diversas investigaciones en universidades extranjeras para desarrollar otras formas de control en prótesis electrónicas, por medio de sensores de deformación mecánica, señales correlacionadas con movimientos oculares, comandos verbales y señales cerebrales, construidas con materiales innovadores, y con distintas formas de funcionamiento.

Las prótesis también son clasificadas por el tipo de amputación que se esté manejando, la clasificación de las amputaciones según el nivel en miembro superior se muestra en la figura 3.

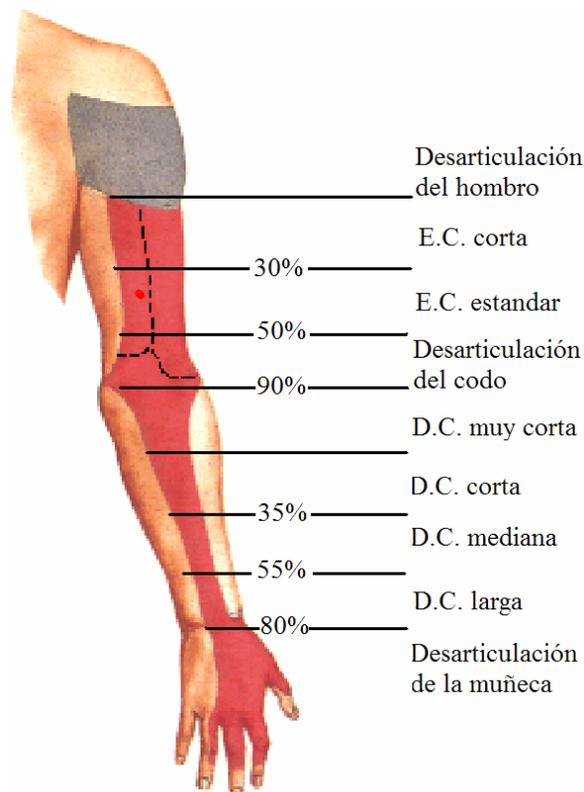


Figura 3. clasificación para los niveles de amputación de miembro apendicular superior, mostrando en porcentaje las longitudes remanentes de proximal a distal de brazo y antebrazo. [4]

Una vez teniendo un panorama que de alguna manera explica los motivos que me han incentivado para el desarrollo de este brazo artificial, comenzaremos con una revisión de los antecedentes en México sobre el campo de las prótesis y sobre los proyectos que se consultaron para tomar ideas que enriquecieran el presente trabajo; posteriormente se abordarán los aspectos anatómicos y biomecánicos que se consideraron para plantear en el diseño un desempeño funcional y morfológico apegado al de la extremidad biológica, comentando inmediatamente los problemas a salvar del mismo diseño; después entraremos a los detalles de los materiales empleados, elementos adaptados, piezas manufacturadas y finalmente su ensamble para integrar físicamente el brazo artificial. Consecutivamente se explica la forma en que se hace el control de los movimientos del brazo por computadora y finalmente se evalúan los resultados obtenidos del funcionamiento del brazo.

CÁPITULO 1

ANTECEDENTES

- 1.1 Desarrollos en México
- 1.2 Trabajos similares desarrollados previamente
- 1.3 Las articulaciones
- 1.4 Biomecánica
- 1.5 Mano
 - 1.5.1 Topografía
 - 1.5.2 Anatomía ósea
 - 1.5.2.1 Carpo
 - 1.5.2.2 Dedos
 - 1.5.3 Anatomía muscular
 - 1.5.3.1 Músculos flexores y extensores de los dedos
 - 1.5.3.1.1 Región anterior
 - 1.5.3.1.2 Región externa
 - 1.5.3.1.3 Región posterior
 - 1.5.3.2 Músculos extensores de los dedos
 - 1.5.3.3 Músculos flexores de los dedos
 - 1.5.4 Biomecánica de la mano
- 1.6 Antebrazo
 - 1.6.1 Músculos de la prono-supinación
 - 1.6.2 Biomecánica del antebrazo
 - 1.6.2.1 Biomecánica del codo
 - 1.6.2.2 Estabilidad del codo

1.1 Desarrollos en México

El inicio en nuestro país de la rama paramédica, relacionada al diseño, fabricación y adaptación de miembros artificiales surgió por la urgente necesidad que enfrentaban los profesionistas médicos, ortopedistas y traumatólogos, para dotar a sus pacientes amputados de sistemas que aliviaran en algo su discapacidad. A pesar de que desde 1924 existen antecedentes de algunas fabricas que se dedicaban a la manufactura de miembros artificiales, aparatos ortopédicos, sillas de ruedas y equipo de rehabilitación, consideramos que fue hasta el inicio de la década de los 40's, cuando se inició una etapa en México en la cual diversos grupos clínicos, motivaron y patrocinaron la creación de los primeros talleres dedicados al diseño, fabricación y adaptación de sistemas protésicos.

Profesionistas médicos como el Dr. Juan Farill, Dr. Alfonso Tohen Zamudio, Dr. Alejandro Velazco Zimbrón, Dr. Javier Romo, Dr. Ismael Ugalde, Dr. Alfonso Ortíz Tirado, Dr. José Castro Villagrán, Dr. Vicente Roqueñi López, Dr. Pablo Mendizabal, Dr. Eduardo Gómez Jauregui y muchos mas, apoyaron y motivaron a jóvenes mexicanos para fundar los primeros talleres ortopédicos.[29]

A mediados de la década de los 40's, se dieron a conocer los pioneros en el nuevo oficio de mecánicos ortopedistas, quienes con ciertos conocimientos en el manejo de materiales, herramientas y equipo lograron diseñar y elaborar dispositivos, estructuras y componentes que aminoraron las secuelas de invalidez que presentaba la población amputada de nuestro país; los materiales mas utilizados fueron la madera y el aluminio.[29]

Como una consecuencia natural, de estos primeros talleres ortopédicos empezaron a surgir personajes pioneros, quienes mediante la práctica constante dentro del campo de los miembros artificiales, se destacaron como magníficos artesanos que demostraban capacidades y habilidades manuales para diseñar y elaborar prótesis y órtesis.

Mas tarde, a principios de la década de los 50's y debido a la creciente demanda que existía de servicios protésicos, surgieron nuevos talleres ortopédicos que permitieron proporcionar más ayuda a la población discapacitada. Uno de los grupos que más destacó, en esa época, fue la organización formada por la familia Ortíz integrada por Rodolfo, Virgilio, Joel y Francisco Ortíz Rodríguez, los cuales fundaron un laboratorio ortopédico en la ciudad de Guadalajara, Jalisco en 1948. [29]

En el año de 1959 se inició una etapa muy positiva para el campo de la rehabilitación de personas amputadas y quienes presentaban secuelas invalidantes. El Sr. Romulo O'Farril Senior fundó el Instituto Mexicano de Rehabilitación para beneficio de los discapacitados de México y América Latina.

Su objetivo fue procurar la rehabilitación integral de los discapacitados del sistema locomotor, basándose en la tesis de que “la rehabilitación consiste en lograr que las personas discapacitadas recuperen, hasta donde sea posible, su integridad física y desempeñen un puesto activo dentro de la sociedad “[29]

Este instituto, además de contar con todos los servicios médicos y sociolaborables para la atención de pacientes, contaba con el departamento de enseñanza técnica, el cual impartía cursos dirigidos a la formación de técnicos en el diseño, fabricación y adaptación de prótesis y aparatos ortopédicos.

En este recién fundado instituto se utilizaron por primera vez, para la elaboración de las prótesis, materiales modernos como el nylon, aluminio y resinas plásticas de poliéster, con los cuales se lograron obtener sistemas funcionales y estéticamente satisfactorios. Asimismo, se desarrollaron componentes prefabricados como ensambles de rodilla, pantorrillas y pies artificiales, lo que permitió atender a un mayor número de pacientes, debido a que en menor tiempo se elaboraban mas prótesis, en relación a las técnicas tradicionales.

El Instituto Mexicano de Rehabilitación fue dirigido en el área médica por el Dr. Gonzalo Vázquez Vela González y en el área administrativa por el Dr. Luis F. Vales Ancona. La fecha oficial de inauguración fue el 7 de Julio de 1960 y cerró sus puertas a finales de 1984.[29]

En 1974 la fundación de la Asociación de Protesistas y Ortesistas de la República Mexicana, A.C., marcó otra importante etapa de mejoramiento en el campo de prótesis en nuestro país. Esta asociación civil fue fundada mediante un grupo de propietarios de laboratorios dedicados a la atención de personas discapacitadas quienes requerían de la adaptación de prótesis y ortésis. Su objetivo primordial fue el de mantener un alto nivel de conocimientos técnicos y académicos. Para alcanzar esta meta la recién fundada asociación desarrolló un programa de educación continua, el cual contenía cursos cortos, conferencias magistrales, y la presentación obligatoria de trabajos libres por parte de los asociados.

Los cursos cortos comprendían la demostración teórica y práctica de nuevos diseños en la fabricación del socket para amputaciones de la extremidad superior e inferior, presentación de nuevos materiales termoplásticos, nuevos componentes protésicos, nuevos sistemas de ortésis para miembro superior e inferior, incluyendo columna, clínicas relacionadas con la aplicación de terapia física y ocupacional, clínicas deportivas dirigidas a personas amputadas y otros temas.

Las conferencias magistrales se impartieron mediante cirujanos ortopedistas, médicos especialistas en medicina de rehabilitación, protesistas, ortesistas, terapeutas físicos y ocupacionales, ingenieros, psicólogos y otros miembros del equipo clínico.

En sus casi 25 años de existencia la asociación cumplió con creces su objetivo principal y ahora la nueva sociedad (continuación de la APORM), la Sociedad Mexicana de Ortesistas y Protesistas, A.C., fundada en 1997 está decidida a continuar con esta labor. [29]

En esta breve reseña, sobre la historia de las prótesis en nuestro país, no debemos de olvidar la participación activa de diversas instituciones que colaboran en la atención de personas amputadas; Secretaría de Salud con su Centro de Rehabilitación y Educación Especial CREE, Instituto Nacional de Medicina Física y de Rehabilitación, Instituto Mexicano del Seguro Social IMSS, Instituto de Seguridad Social al Servicio de los Trabajadores del Estado ISSSTE, Sistema para el Desarrollo Integral de la Familia DIF, Hospital Shriners para Niños con Diferencias en sus Extremidades, el Centro de Rehabilitación Integral para el Minusválido del Aparato Locomotor CRIMAL y sus equipos clínicos de rehabilitación, quienes laboran diariamente en forma anónima dentro de laboratorios privados o de instituciones de salud, y que realizan una magnífica labor en beneficio de la población de personas amputadas de nuestro país.

Asimismo, los practicantes radicados en la provincia mexicana, los maestros de escuelas dedicadas al adiestramiento de protesistas y ortesistas, los empleados administrativos involucrados, las compañías importadoras de componentes protésicos y los jóvenes estudiantes quienes en este momento están preparándose para ingresar al mundo de las prótesis y órtesis; y en fin todos aquellos elementos que aportan sus habilidades, experiencias y conocimientos en favor de la persona amputada de México; ellos también forman parte importante de la apasionante historia de las prótesis. [29]

En forma condensada estos son algunos de los antecedentes relacionados con la ciencia y el arte del diseño, fabricación y adaptación de prótesis en México. Han sido mas de 60 años de arduo trabajo y de una constante evolución hacia mejores técnicas en la atención del paciente amputado.

No debemos de olvidar que algunas de las necesidades del hombre van cambiando dinámicamente al compás de los avances científico–tecnológicos y es preciso destacar que tengo un gran orgullo y a la vez una gran responsabilidad en colaborar para que el campo de la rehabilitación mexicana llegue a ser un proceso integral en donde las expectativas de la población amputada sean satisfechas de manera completa, atendiendo los aspectos técnicos, estéticos, ergonómicos y psicológicos de los pacientes amputados.

Desde hace mucho tiempo y en varias universidades y centros de investigación por todo el mundo existe un gran interés por la imitación morfológica y/o funcional del cuerpo humano, que van orientados hacia el basto campo de la industria y al de la medicina principalmente.

1.2 Trabajos anteriores

Son múltiples los desarrollos de extremidades artificiales superiores que se han hecho con fines de investigación y tuve la oportunidad de revisar algunos que se hicieron principalmente en países desarrollados, como en E.U.A, Alemania, Francia, Japón, Brasil, entre otros.

A continuación se citan algunos de los proyectos estudiados y analizados previamente a iniciar el presente trabajo.

1. “Prótesis robótica actuada con elementos de memoria”. [32]

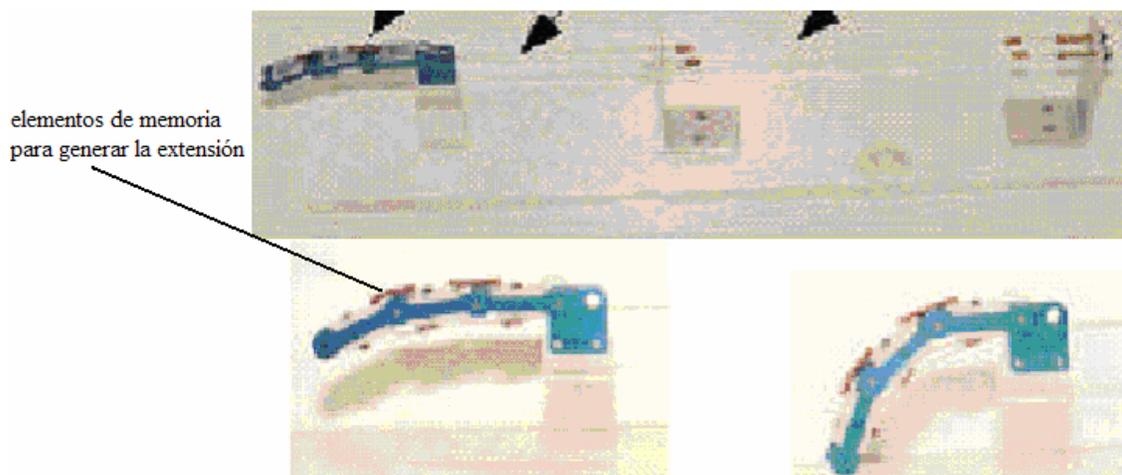


Figura 1.1. Prototipo de un dedo de la mano bajo análisis de movimiento en extensión y flexión.

Trabajo realizado por Charles Pfeiffer, Kathryn DeLaurentis y Constantinos Mavroidis en el laboratorio de Robótica y Mecatrónica en la Universidad de Rutgers New Jersey en 1998.

Un aspecto aprovechado de este proyecto es que la extensión de los dedos lleva un polímero con un alto coeficiente de resistencia a la extensión que está dispuesto a lo largo de la cara dorsal de los dedos, haciendo que el regreso de extensión sea sin ningún tipo de actuador, a lo que ellos llamaron un “movimiento constante por memoria”. [32]

2. “Dedo artificial controlado por señales electromiográficas”. [26]

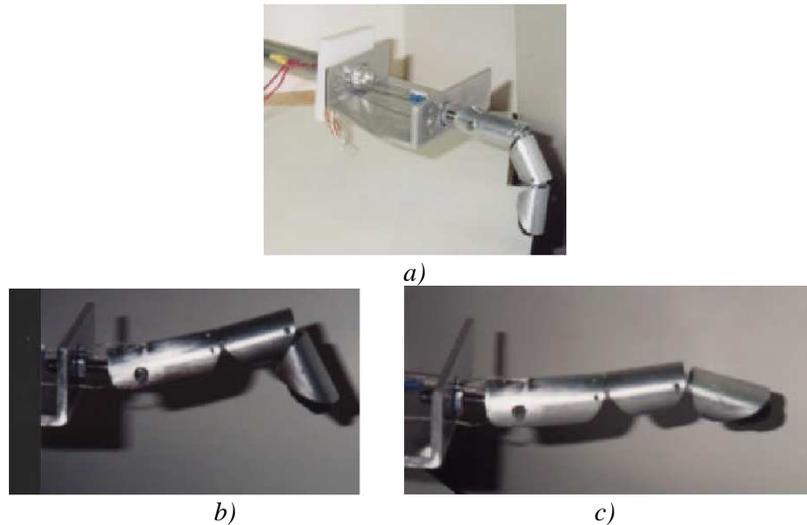


Figura 1.2. Prototipo de un dedo construido en aluminio bajo pruebas de fricción, a) durante la flexión, b) media extensión, c) extensión total.

Trabajo realizado Y. Bar-Cohen, T. Xue¹, M. Shahinpoor, J. Simpson, and J. Smith en los laboratorios de Biomecánica en la Universidad de California en 1997.

Es importante este trabajo, ya que destacamos la geometría articular en la cadena cinemática que conforma al dedo, se debe notar que el fulcro articular se dispone proximal a la cara dorsal de el dedo artificial, dejando en la cara palmar un corte angular, que permita una carrera de desplazamiento angular exacta para los fines de investigación.

3. “Mano artificial de cinco dedos”. [23]

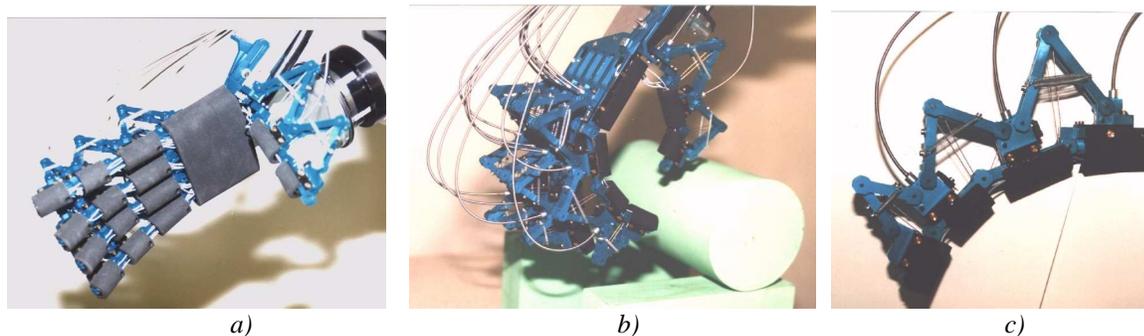


Figura 1.3. Mano artificial que se puede adoptar diferentes disposiciones, según la geometría del objeto a tomar; a) extensión, b) flexión, c) disposición circular.

Trabajo realizado en Alemania, 2000.

4. “ Brazo biónico activado por un sistema electromiográfico”. [22]



Figura 1.4 El sr. Campbell Aird prueba el primer brazo biónico en el mundo, hecho a su medida en el hospital Princess Margaret Rose, en Edimburgo.

El brazo está equipado con un potente motor de batería y una caja de velocidades que lo hace móvil.

5. “Mano biónica con inteligencia artificial”. [31]



Figura 1.5 mano artificial construida con sensores de presión y temperatura que retroalimentan el sistema de control en la sujeción de objetos.

Trabajo desarrollado por el Dr. Meter Kyberd en el Centro de Ingeniería ortopédico en Oxford, en 2001.

Dotada para hacer la moderación en la presión al cierre de la mano para tomar los objetos, mediante pequeños micrófonos insertos en las yemas de los dedos artificiales, que son capaces de detectar el ruido producido por las vibraciones de los objetos al moverse y con ello retroalimentar al sistema mecánico para regular la presión a fin de que el objeto se tome con firmeza pero sin dañarse.

6. “Prótesis para miembro superior dotada de sensores, actuadores y microcontrolador”. [25]

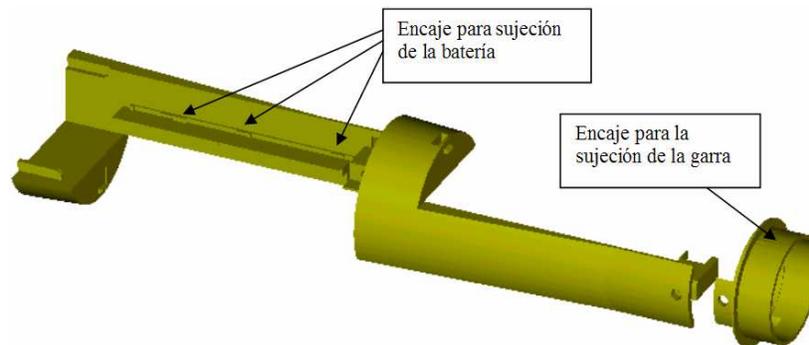


Figura 1.6 Elementos de aluminio que conforman el antebrazo del brazo artificial y que en su acoplamiento se permite la rotación de una respecto a otra para generar la pronosupinación.

Trabajo realizado por Leandro Bueno, Teodiano Freire Bastos-Filho y Vladimir Dynniov en la Universidad Federal del Espíritu Santo, Brasil 1999.

En este trabajo me llamó la atención el hecho de que el antebrazo comienza distalmente de un diámetro y conforme se hace proximal, dicho diámetro va aumentando, dando una apariencia de un antebrazo real.

7. “Mano artificial con sensores de presión y temperatura”. [32]

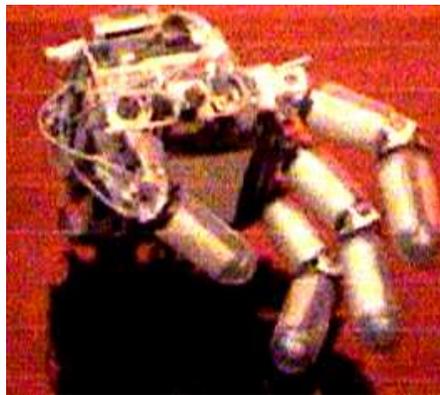


Figura 1.7 Mano artificial con cuatro dedos elaborada en acero que tiene sensores de presión y temperatura con un módulo electrónico de retroalimentación acoplado a nivel de la cara dorsal de la mano.

Trabajo realizado en el MIT, E.U.A, 2000.

8. “BRAZO ROBÓTICO DE CUATRO DEDOS”. [30]

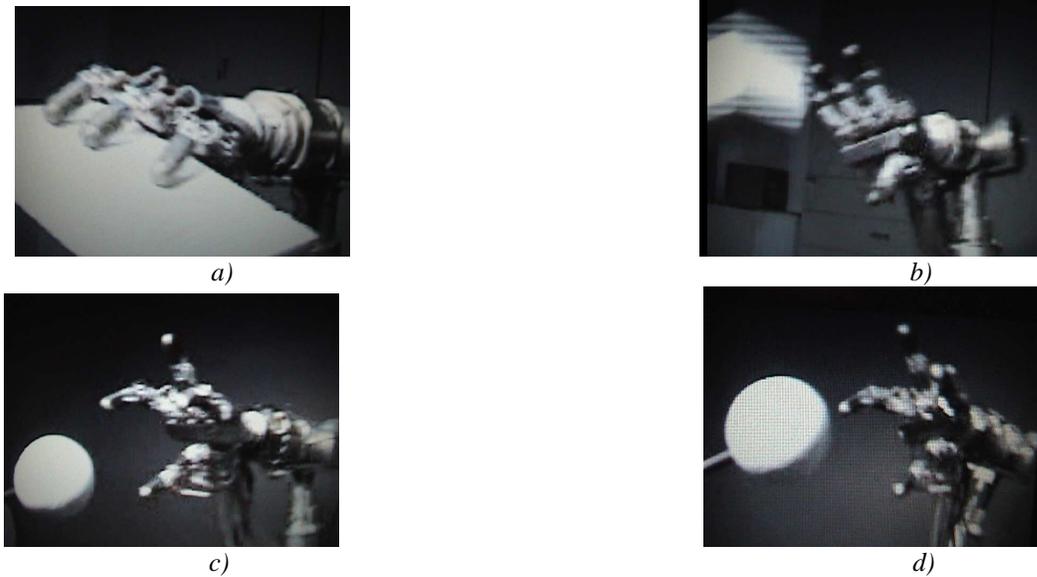


Figura 1.8 Brazo artificial con retroalimentación de un sistema de visión artificial en donde la mano adopta la disposición más conveniente para llevar a cabo la sujeción de los objetos

El sistema tiene la facultad de adoptar una diferente disposición para distintos objetos, según le sea informada la geometría de éstos al computador por medio de una cámara.

Proyecto Diseñado en Japón, 1998

Cada uno de estos proyectos contiene sus similitudes y sus particularidades, ya sea por la forma funcional bajo la que trabajan, por los materiales utilizados en la fabricación, por la manera en que se controlan, por su estética, etc; pero existe un aspecto que todos los proyectos comparten y éste es que: *de alguna u otra manera se hizo un estudio y un análisis de la forma de operar de la parte biológica a emular.*

Y es por ello, que en este proyecto también se tomó la tarea de hacer un análisis de la anatomía y la biomecánica de la extremidad apendicular superior del ser humano para aprovechar la información mediante la cuál trabaja dinámicamente el brazo y la mano, qué músculos llevan a cabo los movimientos, en dónde se insertan, cuanto desplazamiento provocan al contraerse, etc. y así haber llegado a proponer un diseño viable mecánicamente que se desempeñe funcionalmente de manera correcta para lograr la prensión y la prono-supinación.

1.3 Las articulaciones

La *Artrología* o *Sindesmología*, estudia las articulaciones y se entiende por articulación el conjunto de formaciones blandas y duras que sirven para unir a dos o más huesos.

Las articulaciones se clasifican según su movilidad en articulaciones móviles o diartrosis, semimóviles o anfiartrosis y articulaciones inmóviles o sinartrosis. [1]

Las articulaciones de nuestro interés en el miembro apendicular superior son de tipo móvil sin excepción, y constan de una cápsula articular que genera un líquido lubricante denominado sinovial, se hallan revestidas de un cartílago articular el cuál queda cubierto por porciones fibrosas de un extremo del hueso hacia otro llamados ligamentos.

1.4 Biomecánica

Es muy importante analizar la mecánica (estudio de las fuerzas y acciones) bajo la que trabaja el brazo humano para así, tener una base muy sólida de cómo mimetizar los movimientos que realizará el brazo artificial, destacando los rangos de desplazamiento que se tiene a nivel de las articulaciones durante la prono-supinación y la flexo-extensión de los dedos.

1.5 Mano

La mano del hombre es un instrumento biológico capaz de realizar innumerables acciones gracias a su función principal, que es la prensión.

Esta facultad de prensión se puede encontrar desde la pinza del cangrejo a la mano del simio, pero en ningún otro ser que no sea el hombre ha alcanzado ese grado de perfección. Esto se debe a la disposición tan particular del pulgar, que se puede oponer a todos los demás dedos. En monos avanzados, el pulgar es oponible, pero la amplitud de esta oposición jamás alcanza la del pulgar humano.

Desde el punto de vista fisiológico la mano del hombre representa la extremidad efectora del miembro superior que constituye su soporte y le permite adoptar las posiciones más favorables para una acción determinada. Sin embargo, la mano no es únicamente un órgano de ejecución, también es un receptor funcional extremadamente sensible y preciso, cuyos datos son imprescindibles para su propia acción.

Un factor importante en la funcionalidad de la mano es el manejo de la estereognocia (los posicionamientos en el espacio en base a las informaciones recibidas sobre las profundidades y relieves que se reciben por medio de lo que se observa), es decir que existe una coordinación psicomotriz entre la vista y la mano.

1.5.1 Topografía de la mano

La mano está conformada de tal manera que exhibe dos caras: la cara palmar y la cara dorsal.

La cara palmar (fig.1.9) o anterior de la mano consta de dos partes susceptibles de describir, la palma y la cara palmar de los dedos. Así mismo la palma de la mano incluye tres partes:

- En el centro, la palma propiamente dicha (1) o hueco de la mano, que corresponde a la celda palmar media con los tendones flexores, los vasos y los nervios, limitada por dos pliegues transversales: el pliegue palmar inferior (2), que corresponde a las últimas tres articulaciones metacarpofalángicas y el pliegue palmar medio (3), que corresponde, por fuera, a la articulación metacarpofalángica del índice.
- Por fuera, una zona especialmente convexa, carnosa, contigua a la base del pulgar, la eminencia tenar (4), limitada por dentro por el pliegue palmar superior (5), también denominado pliegue de oposición del pulgar, incluye los músculos tenares, motores intrínsecos del pulgar, en su porción superior, la palpación revela la prominencia ósea dura del tubérculo del escafoides (1).
- Por dentro, la eminencia hipotecar (7), menos prominente que la anterior, incluye los músculos hipotenares, motores intrínsecos del meñique: la palpación permite localizar en su parte superior la prominencia dura del pisiforme (8), lugar de inserción de la cuerda tendinosa del cubital anterior.

Por encima de la palma, corresponde al macizo carpiano, a la articulación radiocarpiana a la altura del pliegue de flexión de la muñeca (9), sobre el cual finalizan perpendicularmente el tendón del palmar mayor (10); que limita por dentro el canal del pulso (11), el ligamento anular anterior del carpo que tabica transversalmente esta zona y la porción superior de la palma.

La cara palmar de los dedos se origina en el pliegue digitopalmar (12) localizado de 10 mm. a 15mm. por debajo de la articulación metacarpofalángica. Los cuatro últimos dedos están separados entre sí por la segunda, tercera y cuarta comisuras (13), menos profundas que en la cara dorsal. El pliegue de flexión de la articulación interfalángica proximal (14) es doble y se sitúa algo por encima de su articulación; separa la primera falange (15) de la segunda (16) ; el pliegue de flexión de la interfalángica distal es simple (17); también localizado algo por encima de su articulación y constituye el límite superior del pulpejo (18) en la cara anterior de la tercera falange.

El pulgar, situado en la base del borde externo de la mano está separado por la primera comisura (19), amplia y profunda; está unido a la eminencia tenar mediante dos pliegues de flexión del pulgar con la palma (20) que “enmarcan” su articulación metacarpofalángica: la primera falange (21) está separada del pulpejo del pulgar (22), y en la cara anterior de la segunda falange por el pliegue de la interfalángica (23) localizado algo por encima de su articulación.

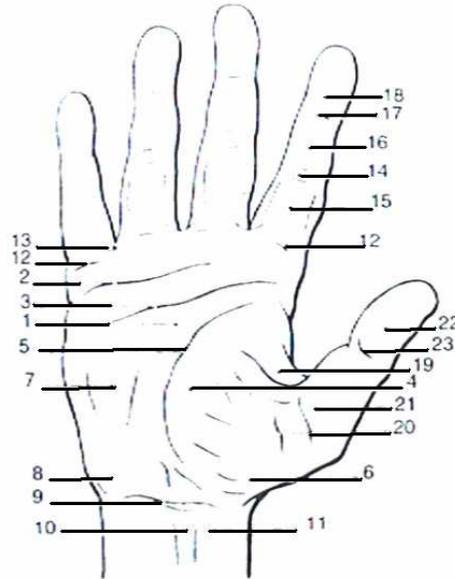


Figura 1.9 Cara palmar de la mano, apreciando sus pliegues palmares y sus zonas tenar(4) e hipotenar(7). [2]

La cara dorsal (fig.1.10) o posterior de la mano también comprende dos regiones, el dorso de la mano y la cara dorsal de los dedos.

El dorso de la mano, recubierto de una piel fina y móvil, recorrido por la red venosa que drena la totalidad de la sangre de la mano y de los dedos, elevado por los tendones extensores(24), está limitado por debajo por tres eminencias duras y redondeadas, que corresponden a las cabezas metacarpianas (25), y por las tres comisuras interdigitales (26) profundamente escotadas en la cara dorsal.

Por dentro, el borde cubital de la mano (27) está acolchonado por el aductor del meñique.

Por fuera (fig. 1.11) se localiza la primera comisura (19) y la tabaquera anatómica (28); ésta última cóncava, situada en la unión de la muñeca y el pulgar, está limitada por los tendones del abductor largo adosado al del extensor corto (29) y por el del extensor largo del pulgar (30), en el fondo de la tabaquera anatómica se sitúan de arriba abajo, la articulación trapezometacarpiana (31) y la arteria radial; los tendones convergen sobre la cara dorsal del primer metacarpiano (32) a la altura de la metacarpofalángica del pulgar(33).

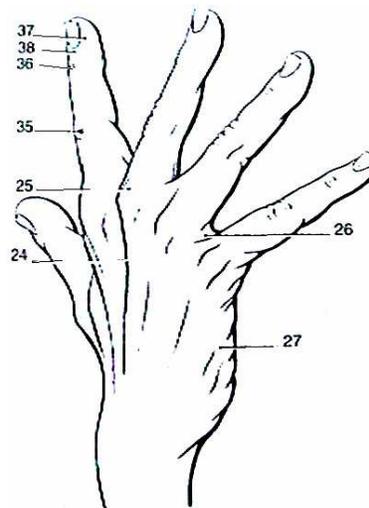


Figura 1.10 Vista de la cara dorsal de la mano. [2]

En la parte interna de la cara dorsal de la muñeca aparece, sólo en pronación, la prominencia dura y redondeada de la cabeza cubital (34).

La cara dorsal de los dedos está señalada por los pliegues de extensión de la interfalángica proximal (35) que corresponden con exactitud a su articulación. La última y tercera falange contiene la uña, insertada en el limbo periungueal (37). La zona situada entre la uña y los pliegues de la interfalángica distal recubre la matriz ungueal (38).

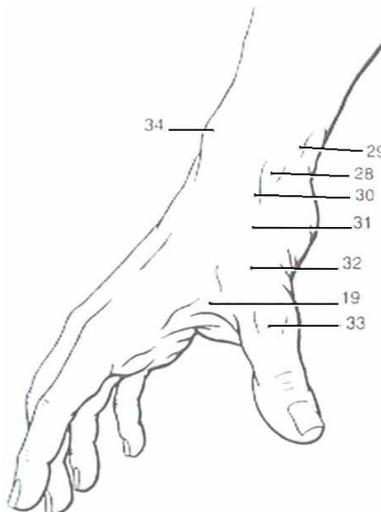


Figura 1.11 Vista lateral de la cara dorsal de la mano. [2]

La topografía funcional (fig.1.12) permite dividir la mano en tres partes según su utilización:

El pulgar (I) que representa por sí sólo la casi totalidad de las funciones de la mano, gracias a su facultad de oposición en relación a los otros dos dedos. El índice y el medio (II) que constituyen junto con el pulgar las prensas de presión, la pinzas del pulgar con los dedos, bidigitales y tridigitales.

El anular y el meñique (III) que, con el resto de la mano, son indispensables para las prensas palmares, ya que bloquean las prensas de los mangos de las herramientas por el lado cubital asegurando de esta forma la firmeza del puño.

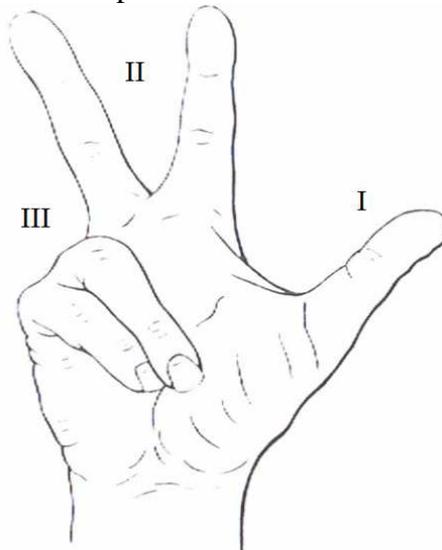


Figura 1.12 Regiones funcionales de la mano en una vista palmar. [2]

1.5.2 Anatomía ósea de la mano

El esqueleto de la mano está conformado por 27 huesos que están divididos en tres grupos:

Estos grupos reciben el nombre de “carpo”, formado por ocho huesos dispuestos en dos hileras; “metacarpo” formado por cinco huesos llamados metacarpianos y por último “dedos” formados por tres falanges cada uno (falanges proximales, mediales y distales; en el pulgar sólo proximal y distal).

Así pues el esqueleto óseo de la mano está constituido por los huesos del carpo, los metacarpianos y el de los dedos, por las falanges.

Los cinco metacarpianos (MC) se articulan por su extremo proximal con los huesos de la hilera distal del carpo formando las articulaciones carpometacarpianas (CMC). La del pulgar o articulación trapeciometacarpiana (TMC) es la de mayor movilidad de todas ellas, permitiendo movimientos de abducción radial, abducción palmar, retropulsión y oposición.

La articulación CMC de los dedos índice y medio son rígidas, mientras que las de los dedos anular y meñique permiten cierta movilidad: unos 30° a 40° en el meñique y la mitad en el anular.

Por tanto podemos decir que la mano consta de una unidad fija, constituida por los metacarpianos de los dedos índice y medio que están firmemente estabilizados a la hilera distal del carpo, y dos unidades móviles o adaptables: el MC del pulgar en el lado radial, y los metacarpianos del anular y del meñique en el lado cubital.

1.5.2.1 Huesos del carpo

Los huesos que unen el antebrazo con la mano reciben el nombre de huesos carpianos o simplemente huesos del carpo y este grupo está constituido como ya se dijo, por ocho huesos dispuestos en dos hileras [4] (fig.1.13):

1. Hilera superior o antebraquial:

- Comprende cuatro huesos:
 - ◆ El escafoides
 - ◆ El semilunar
 - ◆ El piramidal
 - ◆ El pisiforme

2. Hilera inferior o metacarpiana:

- Comprende, también cuatro huesos:
 - ◆ El trapecio
 - ◆ El trapezoide
 - ◆ El hueso grande
 - ◆ El hueso ganchoso

Todos los huesos del carpo son irregularmente cuboides y presentan seis caras.

De las seis caras, dos, la anterior y la posterior, son rugosas y están en relación con las partes blandas de la palma de la mano; las otras cuatro, superior, inferior, externa e interna son lisas y en estado fresco están incrustadas en cartílagos para articularse con los huesos inmediatos.

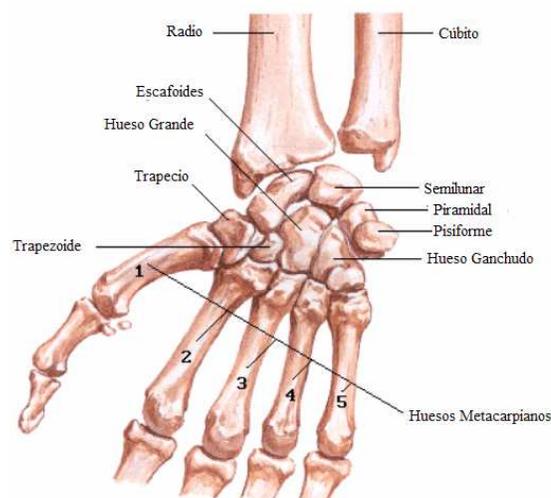


Figura 1.13 Vista dorsal del esqueleto que conforma a la mano. [4]

1.5.2.2 Los dedos

Los dedos de la mano se denominan: pulgar (P), índice (I), medio o cordial (M), anular (An) y meñique (Mñ). Los dedos se hallan articulados con los metacarpianos (MC) correspondientes mediante las articulaciones metacarpofalángicas (MCF).

En cada dedo a excepción del pulgar existen tres falanges que forman dos articulaciones interfalángicas: la proximal (IFP) y la distal (IFD). El pulgar, al tener únicamente dos falanges, sólo tiene una articulación interfalángica (IF)

1.5.3 Anatomía muscular de la mano

Los músculos de la mano se encuentran agrupados en tres regiones. La región externa o eminencia tenar, la cuál posee cuatro músculos, la interna o hipotenar que incluye otros cuatro, finalmente en la región palmar media, se encuentran once músculos.

Los músculos de la eminencia tenar más superficiales son: el abductor corto del pulgar, el flexor corto del pulgar, el oponente del pulgar y el aductor del pulgar.

Los músculos de la eminencia hipotenar ocupan la parte interna de la palma de la mano y comenzando por los más superficiales éstos son: el palmar cutáneo, el aductor del meñique, el flexor corto del meñique y el oponente del meñique.

Ambas eminencias le dan a la región un volumen muscular considerable que se puede palpar si el pulgar se coloca firme y se palpa su base.

1.5.3.1 Músculos flexores y extensores de los dedos

Hemos llegado a un punto muy importante del estudio anatómico a someter a análisis: la disposición que toman los tendones de los flexores y extensores a nivel de las falanges, ya que de esta serie de descripciones se incluyó una disposición de los tendones artificiales en el brazo similar a la disposición biológica.

A nivel del antebrazo se encuentran veinte músculos agrupados en tres regiones: la región anterior, la región externa y la región posterior, de los músculos pertenecientes a estas regiones, sólo detallaremos los aspectos de los que son de nuestro particular interés para generar los movimientos de prensión y prono-supinación. Los detalles de tales músculos a describir serán sus inserciones y las acciones que realizan al contraerse y al relajarse.

1.5.3.1.1 Región anterior

1. pronador redondo *
2. palmar mayor
3. palmar menor
4. cubital anterior

5. flexor común superficial de los dedos*

6. flexor común profundo de los dedos *
7. flexor largo propio del pulgar

8. pronador cuadrado *

1.5.3.1.2 Región externa

9. supinador largo *
10. primer radial externo
11. segundo radial externo
12. supinador corto *

1.5.3.1.3 Región posterior

13. extensor común de los dedos *
14. extensor propio del meñique *
15. cubital posterior
16. ancóneo

17. abductor corto del pulgar
18. extensor corto del pulgar
19. extensor largo del pulgar
20. extensor propio del índice

* músculos de nuestro interés

1.5.3.2 Músculos extensores de los dedos

La extensión de los dedos se debe a la acción combinada del extensor común de los dedos , de los músculos interóseos , de los lumbricales , e incluso, en cierta medida, del flexor superficial de los dedos, todos estos músculos tienen relaciones variables de sinergia-antagonismo, según la posición de la articulación metacarpofalángica y de la muñeca.

1.5.3.3 Músculos flexores de los dedos

El cuerpo carnoso de los músculos flexores de los dedos se localiza en el compartimento anterior del antebrazo: por lo tanto, se trata de músculos extrínsecos, en relación a la mano. Dos son los músculos que se encargan principalmente de generar la flexión de los dedos: el flexor común superficial de los dedos y el flexor común profundo de los dedos. Estos músculos tienen sus inserciones en las falanges mediales y en donde los tendones del flexor superficial son penetrados por los tendones del flexor profundo (fig.1.14).

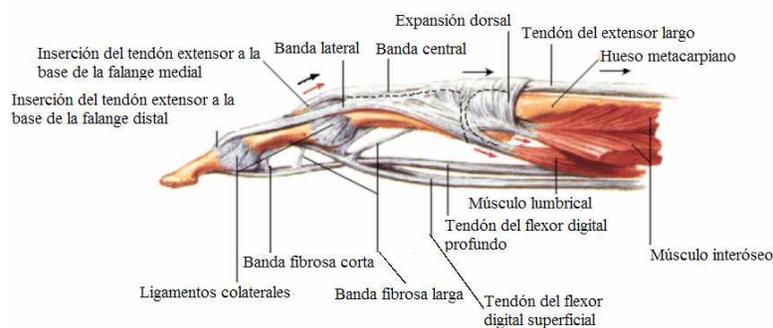


Figura 1.14 Vista lateral de las inserciones de los tendones extensores y flexores. [4]

1.5.4. Biomecánica de la mano [3]

Desde un punto de vista biomecánico puede considerarse la mano como un sistema compuesto de segmentos óseos equilibrados por fuerzas musculares y tendinosas y con restricciones articulares.

La mano es capaz de adecuarse a la forma de los objetos que manipula. La movilidad se ve facilitada por la disposición y dimensión de las estructuras óseas que la conforman.

Una forma sencilla de calcular las longitudes de las falanges y metacarpianos en cada dedo, para una persona en particular, consiste en usar la serie de Fibonacci, de forma que la longitud de cada hueso, desde el más distal al más proximal, es la suma de la longitud de los dos anteriores (1, 2, 3, 5, 8,...) (Littler, 1973).

Esta relación matemática es útil cuando se desconoce la longitud anatómicamente correcta de una falange o metacarpiano de un dedo, ya que con sólo conocer la longitud de otro hueso largo del mismo dedo se puede determinar la longitud correcta.

La geometría de las superficies articulares también es importante en las consideraciones sobre diseño de implantes. A grandes rasgos, el perfil sagital de las cabezas metacarpianas y falanges proximales se parece a un arco (Tamai et al, 1988). Las superficies articulares distales de las falanges proximales tienen un radio medio de curvatura que varía entre 11 y 13 mm, aproximadamente el doble que los radios de curvatura de las cabezas metacarpianas, que alcanzan tamaños de 6 ó 7 mm. Para ser más exactos el perfil de la superficie articular del cartílago se aproxima a una elipse cuyo eje mayor es perpendicular al eje longitudinal del metacarpiano, mientras que el contorno óseo subcondral se aproxima a una elipse cuyo eje mayor coincide con el eje longitudinal del metacarpiano, por tanto los centros de curvatura a lo largo del perfil sagital no son únicos en las cabezas metacarpianas y sus orígenes no son coincidentes.

Los dedos 2 al 5 están formados por tres falanges, un metacarpiano y tres articulaciones (metacarpofalángica, interfalángica proximal e interfalángica distal). Esta cadena de segmentos articulados se estabiliza y controla mediante una compleja distribución de musculatura intrínseca y extrínseca; también por estructuras ligamentosas que permiten la flexión y extensión independiente de cada articulación, a la vez que impiden que se colapse el segmento medio intercalado.

Con la contracción de los músculos, las articulaciones pueden moverse de forma característica constreñidas por los tejidos blandos y por la forma de la articulación. Los movimientos de los dedos se obtienen por la acción de grupos de músculos extrínsecos e intrínsecos.

El término de cadena cinemática se puede aplicar al conjunto de huesos y articulaciones que conforman cada uno de los dedos. Una cadena cerrada hace referencia a un conjunto articulado en el cual el elemento inicial contacta con el final. De esta forma, el dedo índice y el pulgar forman una cadena cinemática cerrada cuando juntan sus yemas en un pellizco, con los huesos metacarpianos y del carpo cerrando la cadena. Una regla general para las cadenas cinemáticas es que las abiertas son inestables y las cerradas son más estables. Estas cadenas pueden ser estudiadas de forma estática o dinámica.

Debido a que los movimientos de las manos y los dedos son lentos, los efectos inerciales son normalmente despreciables, permitiendo asumir un análisis estático.

Dentro de la gama fisiológica de movimientos, las articulaciones interfalángicas se pueden considerar como articulaciones tipo bisagra que brindan movimientos de flexión y extensión. En la mano cada articulación interfalángica tiene, por lo menos, 90° de movimiento. Las articulaciones metacarpofalángicas (MFC) se consideran articulaciones universales, que no sólo ejecutan movimiento de flexión-extensión, con un rango de movimiento de 90° , sino también de abducción-aducción. El rango de movimiento de abducción-aducción de cada articulación MFC se encuentra entre 20° y 30° cuando los dedos están en posición extendida, disminuyendo con la flexión de los dedos.

Si se estudian en su conjunto las articulaciones anteriores durante el movimiento de flexión y extensión, se observa que las articulaciones metacarpofalángicas consiguen que el dedo describa una trayectoria espiral equiangular.

El estudio del recorrido de flexo-extensión revela que está dividido en dos fases diferentes: la fase metacarpofalángica, que supone un 77% del rango de movimiento y la fase interfalángica, que supone un 23% (fig. 1.15)

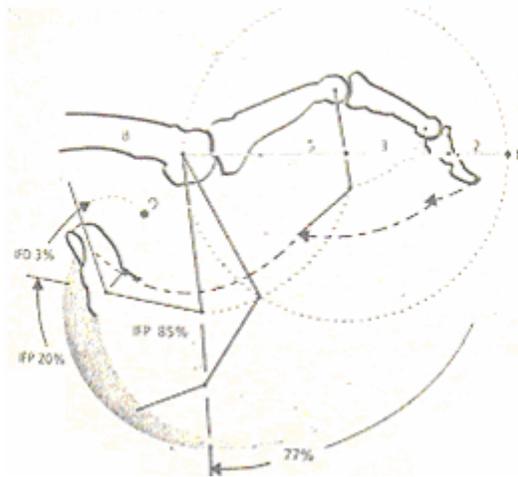


Figura 1.15 Porcentaje de flexión de la fase metacarpofalángica y de la interfalángica. [3]

En esta fase, la articulación IFP contribuye en un 85% a la consecución del movimiento total, mientras que la articulación IFD aporta un 15%, por tanto en término de limitaciones funcionales, la articulación IFP es más crítica que la articulación IFD, y siempre se deberá intentar preservar íntegra.

Las articulaciones interfalángicas de los dedos son el eslabón terminal de la cadena cinemática en la que la articulación MCF es el elemento clave.

1.6 Antebrazo

El antebrazo está acotado desde la muñeca hasta el codo, consta de dos huesos: cúbito y radio, los cuales se articulan en su extremo distal con los huesos del carpo y en su extremo proximal con el húmero por medio de la articulación del codo y en ellos se insertan los músculos que generan múltiples cambios en la disposición de la mano y en el mismo antebrazo, como la pronosupinación que en este caso es un movimiento de interés para el presente trabajo.

1.6.1 Músculos de la pronosupinación

Los músculos supinadores del codo son el supinador corto y el bíceps braquial. El supinador corto se inserta en el cuarto superior del borde externo del cúbito y ligamentos anular y lateral de las articulaciones radiocubital y del codo, por delante en la cara externa y anterior del radio (fig.18); su función es supinadora al “desenrollarse” (Kapandji, 1982). El bíceps braquial, es el músculo más potente que actúa en la pronosupinación.

Los músculos pronadores son el pronador cuadrado y el pronador redondo. El pronador cuadrado se inserta por dentro en el cuarto inferior del borde anterior del cúbito y por fuera, en el borde anterior del radio, también en su cuarto inferior; este músculo actúa “desenrollando” el cúbito con relación al radio. El pronador redondo se inserta por arriba en la epitroclea y la apófisis coronoides mediante dos fascículos y por abajo en la parte media de la cara externa del radio, su acción es pronadora y flexora del antebrazo (fig.1.16). En conjunto la acción de la musculatura pronadora es menor que la de la musculatura supinadora.

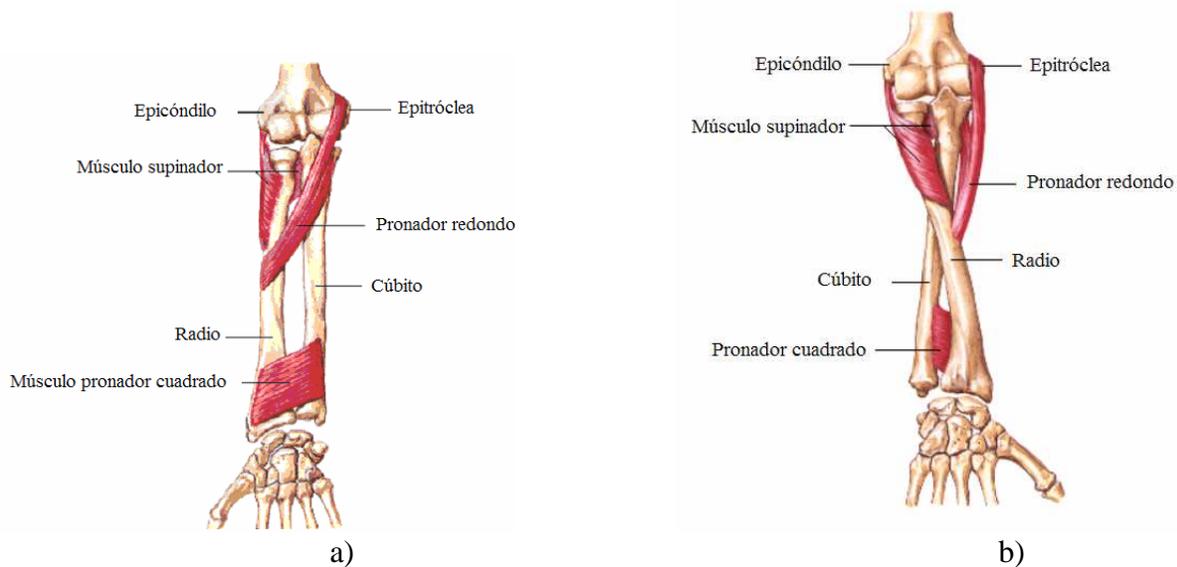


Figura 1.16 Inserciones de los músculos pronadores y supinadores a nivel del húmero y del radio, a) vista en supinación, b) vista en pronación. [4]

1.6.2 Biomecánica del antebrazo [3]

Los movimientos esenciales que se producen en la articulación del codo son los de flexo-extensión y prono-supinación. Los elementos activos que provocan estos movimientos corresponden a la musculatura del codo, que se puede agrupar según la función que realizan y que depende estrechamente de su localización anatómica. Los músculos que generan la prono-supinación ya se han descrito, sólo restando hablar de manera muy general de los músculos flexores y extensores del codo.

Los músculos flexores son el braquial anterior, el supinador largo y el bíceps braquial. El braquial anterior se extiende desde el tubérculo de la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero. Su función exclusiva es la de flexor del codo.

Aunque su sección transversal es la mayor de los flexores del codo, no lo es así su eficiencia mecánica. El músculo supinador largo se extiende desde la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero. Su principal función consiste en flexionar el codo, únicamente cuando el codo se encuentra en pronación completa actúa como supinador. El bíceps braquial es el principal músculo flexor del codo. Su inserción inferior se concentra en la tuberosidad bicipital del radio, insertándose proximalmente en el omóplato por medio de dos cabezas:

- La porción larga, en el tubérculo supraglenoideo tras atravesar la articulación.
- La porción corta, en el pico de la apófisis coronoides.

Este músculo posee respecto al braquial anterior la ventaja mecánica de insertarse en la tuberosidad bicipital del radio, estando muy cercano al eje de rotación del codo. En cambio, la posición de pronación es menos apta para que actúe adecuadamente como flexor del codo. El bíceps es el músculo flexor del que va a depender en gran medida la capacidad funcional postquirúrgica del codo, por esta razón las técnicas que conservan el ligamento anular y la cabeza del radio aumentan la efectividad del bíceps para flexionar el codo.

La musculatura extensora del codo está constituida por el músculo tríceps braquial. Este músculo está formado por tres cuerpos musculares que se funden en un tendón común, que se inserta en el olécrano. Las inserciones proximales de estos músculos son diferentes:

- El vasto interno, se fija en la cara posterior del húmero por debajo del canal del nervio radial.
- El vasto externo, se fija en el borde externo de la diáfisis humeral, por encima del canal del nervio radial.
- La porción larga del tríceps, se inserta en el omóplato en el tubérculo subsigmoideo actuando, por tanto, como músculo biarticular.

A este conjunto extensor hay que añadir el músculo ancóneo que se origina en la cara posterior del epicóndilo y en la apófisis tricipital y se inserta en la superficie dorsal externa del cúbito proximal. Las funciones asignadas a este músculo son las de extensión y abducción del codo, colaborando en la estabilización dinámica del mismo.

Aunque no actuando directamente sobre los movimientos principales del codo, existen dos conjuntos musculares que están presentes en dicha articulación, insertándose un grupo común de los dedos, su misión tras cirugía es muy importante de cara a mantener la estabilidad dinámica de la articulación. En la epitroclea se inserta el grupo flexor-pronador que está constituido por el pronador redondo, el palmar mayor, el palmar menor, el cubital anterior, el flexor superficial de los dedos y el flexor profundo de los dedos.

1.6.2.1 Biomecánica del codo [3]

Una adecuada movilidad y estabilidad de esta articulación permita la realización del conjunto de actividades de la vida diaria. Las artroplastias de codo se ha mostrado como una correcta solución para resolver diferentes problemas relacionados con la articulación del codo; no obstante, existe todavía un escaso conocimiento sobre la biomecánica del codo que permita un diseño racional de dichas artroplastias.

Se presenta a continuación una revisión biomecánica que incluye aspectos relacionados con su cinemática, cinética y estabilidad de la articulación.

Los componentes óseos de la articulación del codo son la tróclea y el capitellum en las vertientes medial y lateral del humero distal y la extremidad proximal del cúbito y cabeza del radio en el extremo distal.

Esta articulación incluye, a se vez tres articulaciones: la radiohumeral, la cubitohumeral y la radiocubital.

Debido a la gran congruencia articular existente, en especial en la articulación se ha considerado similar al de una bisagra. Sin embargo, diferentes estudios han mostrado la variación del centro instantáneo de rotación en dependencia del grado de flexo-extensión del codo.

El área en que se localiza dicho centro instantáneo de rotación, considerado del movimiento plano, abarca un área de aproximadamente 2 -3 mm. de diámetro con el centro en la tróclea.

Desde un punto de vista práctico, la desviación del centro instantáneo de rotación durante el movimiento de flexo-extensión es muy pequeña y, posiblemente, las variaciones observadas por distintos investigadores son debidas a limitaciones del diseño experimental. Por lo tanto, la articulación cubitohumeral puede asumirse como una articulación uniaxial, excepto en las posiciones extremas de flexión y extensión. Los diferentes ejes de rotación pasan a través del centro de los arcos que describen el surco troclear y el capitellum.

La articulación radiohumeral, posee un eje de flexo-extensión transversal que coincide con el de la articulación cubitohumeral. Además de este movimiento, existe otro de rotación del radio alrededor del cúbito, que permite los movimientos de prono-supinación.

Se considera que este eje de rotación del antebrazo pasa a través de la cabeza del radio en la articulación radiocubital proximal y a través de la superficie articular del cúbito en su zona distal.

El movimiento tridimensional del codo se ha cuantificado mediante radiografías biplanares. En base a estos estudios se demostró que la movilidad a nivel del codo no corresponde a un bisagra simple, sino que presenta una ligera rotación axial del cúbito de unos 5° , en primer lugar interna y a continuación externa, en relación con el húmero.

El eje de rotación de la flexo-extensión se desplaza en el transcurso del movimiento y la representación de estos cambios se ilustra en la figura 1.17, donde se aprecia que dichas variaciones se realizan en una pequeña área de 2.5mm. x 7.8 mm. Así pues, los tejidos blandos que se insertan en la zona están preparados para soportar estas pequeñas modificaciones en la localización del centro de rotación, por tanto, a la hora de realizar un diseño protésico será imprescindible tener presente estas consideraciones.

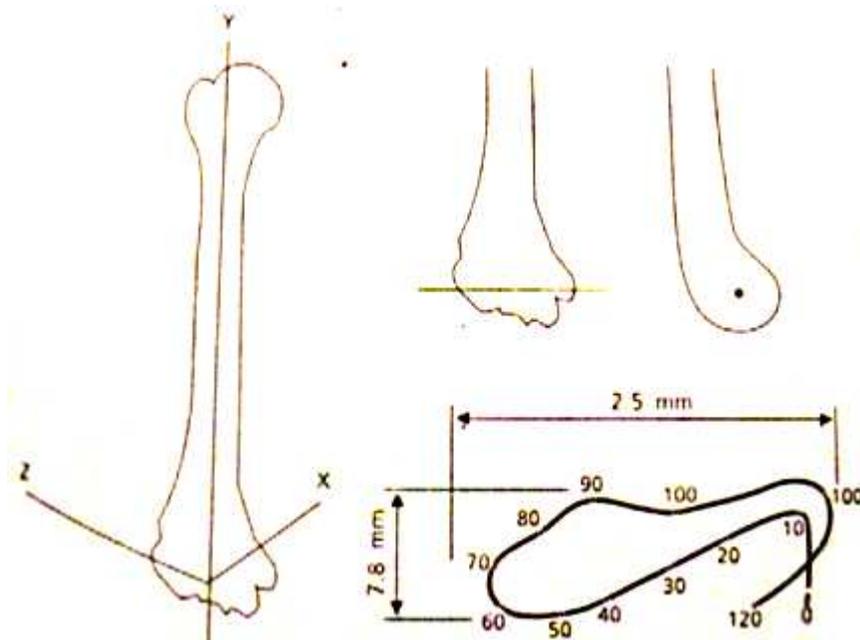


Figura 1.17 Área de variaciones del eje de rotación de la flexo-extensión a nivel del codo. [3]

A pesar de que el codo tiene un arco de flexión-extensión normal de 0° a 150° o 160° y de pronación-supinación desde 75° a 85° respectivamente, por lo general en las actividades diarias el arco de movimiento completo no suele utilizarse. Un estudio del arco de movimiento funcional realizado por Morreo et al. (1981) reveló que pueden desarrollarse 15 actividades habituales con un arco de movimiento de sólo 30° a 130° de flexo-extensión. Además, la pronosupinación que se requiere para estas mismas actividades es de 50° para cada uno de los movimientos. Sin embargo, la mayoría de las actividades analizadas corresponden a tareas rutinarias y sedentarias, no contemplándose el resto de tareas, incluyendo las laborales.

Existe confusión en los resultados obtenidos de las mediciones del ángulo de transporte del codo y se deben principalmente a definiciones o criterios utilizados a la hora de medir dicho ángulo (figura 1.18):

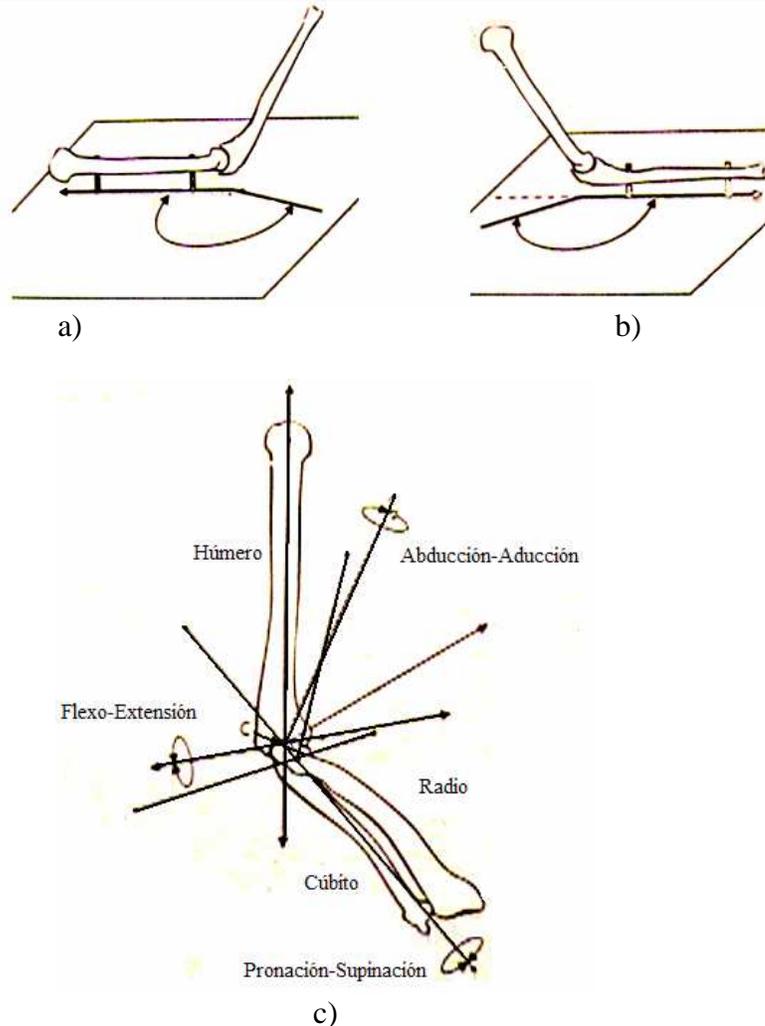


Figura 1.18 a) se define el ángulo de transporte formado por el eje longitudinal del húmero y el eje longitudinal del cúbito proyectado sobre el plano que contiene al húmero; b) se define el ángulo de transporte formado por el eje longitudinal del cúbito y el eje longitudinal del húmero proyectado sobre el plano que contiene el cúbito; c) este ángulo queda definido por el desplazamiento angular tridimensional del cúbito respecto al húmero, que corresponde a la combinación de los ángulos que forma con respecto a los tres ejes de coordenadas (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación axial del cúbito). [3]

Considerando las definiciones a) y b), el ángulo de transporte varía mínimamente durante la flexión, mientras que la tercera definición muestra una disminución de dicho ángulo cuando aumenta el ángulo de flexión del codo.

La función del codo es actuar de unión con el resto del miembro superior para situar la mano en diversas posiciones del espacio, por tanto, no existe una posición única que se considere óptima para realizar una artrodesis (fijación quirúrgica de la articulación).

Clínicamente se ha comprobado que los pacientes son capaces de soportar contracturas en flexión en torno a los 30° , sin gran perjuicio de la función, acusando un deterioro importante cuando esta restricción es mayor.

Los aspectos señalados anteriormente poseen implicaciones directas sobre el diseño de sistemas protésicos. En este sentido, los diseños protésicos que se han desarrollado a partir de la década de los ochenta, incorporan en su diseño la movilidad varo-valgo durante el recorrido de flexo-extensión del codo.

Así, aquellos pacientes cuyo centro de rotación es distal al eje de rotación del implante poseen más capacidad para realizar fuerza que en el caso contrario. Los implantes con un centro de rotación posterior muestran también mayor capacidad para desarrollar fuerza con el miembro superior. De hecho, la mayoría de los implantes intentan reproducir la situación anatómica del eje de rotación.

De una forma simplificada, se puede decir que el recorrido articular de las prótesis totales de codo se sitúa entre 30° y 130° de flexión-extensión y $60^\circ/60^\circ$ de pronación-supinación. No obstante, se considera como objetivo a conseguir una flexión no inferior a 110° . [3]

La determinación de las fuerzas presentes en la articulación del codo no es sencilla, experimentalmente resulta complicado el cálculo de dichas fuerzas in vivo, por lo tanto, la mayoría de datos disponibles provienen de modelaciones teóricas. Para la obtención de estos resultados es necesario conocer, al menos, la línea de acción y el brazo de palanca de cada grupo muscular que cruza la articulación del codo en diferentes posiciones del mismo.

Asimismo, es necesario conocer las fuerzas y momentos aplicados al codo, ya sea mediante fuerzas aplicadas externamente en situaciones estáticas, como levantar u oponerse a un carga externa, o bien debido al efecto inercial en situaciones dinámicas.

Así, por ejemplo, en el caso de cargar un peso en la mano, la magnitud y la dirección de la fuerza a través de la articulación cúbitohumeral depende de los grupos musculares implicados. Si se utilizan los músculos del antebrazo para producir la fuerza articular oponente, la resultante sobre la articulación cúbitoproximal será constante en todo el recorrido articular. La explicación a este fenómeno viene dada porque durante la flexión surge un importante cambio de dirección de la línea de acción de los músculos del brazo con respecto al eje cubital.

Durante el levantamiento de pesos, las fuerzas que puede realizar una persona oscilan entre 100N (Newtons) con el codo en posición extendida, hasta 400N con el codo en flexión de 90° . Según la modelación realizada por estos diversos autores, bajo estas condiciones de carga, las fuerzas articulares resultantes a través de la articulación cúbitohumeral pueden variar entre una y tres veces el peso corporal. Además de las variaciones en magnitud, el vector fuerza resultante sobre la tróclea, sufre variaciones en su dirección.

Con el codo en posición extendida, la dirección de la fuerza resultante es anterior, mientras que en flexión su dirección es posterior. Así pues, estos valores y direcciones de actuación deben ser considerados a la hora de diseñar y dimensionar un implante. [3]

La articulación radiohumeral ha sido motivo de numerosas discusiones en los últimos años. La mayor parte de los estudios indican que a través de ella se transmite un nivel significativo de fuerzas, aunque su cuantificación no está completamente definida. La carga axial estática a través de la articulación en extensión muestra que alrededor del 40% de las fuerzas pasan por la articulación radiohumeral y el 60% restante por la cubitohumeral. [3] Un estudio realizado por Morreo et al. (1988) sugiere que la fuerza transmitida a través de la cabeza radial supera varias veces el peso corporal (figura 1.19).

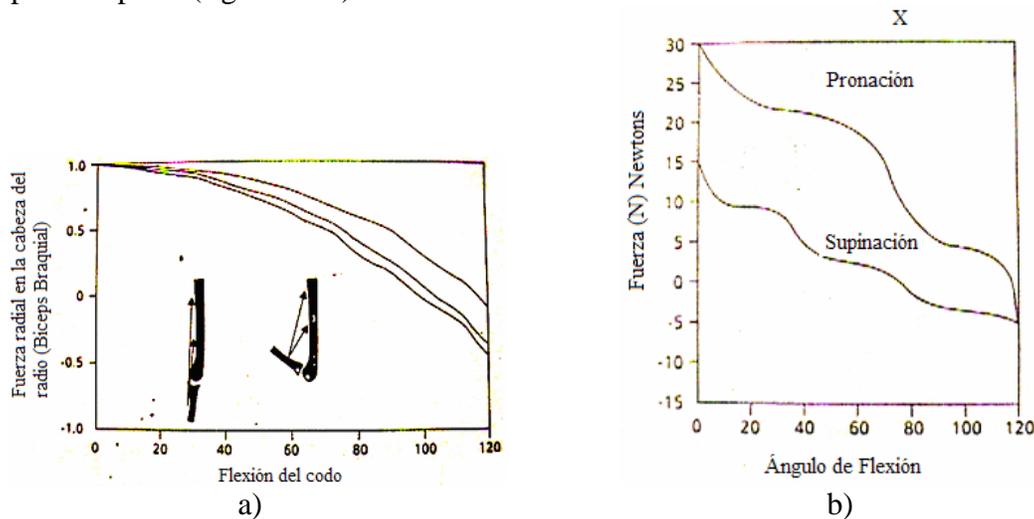


Figura 1.19 a) fuerza radial (en la cabeza del radio) en relación con la flexión del codo; b) fuerza registrada en pronación y supinación en diferentes ángulos de flexión a nivel del codo.[3]

Lo anterior se debe al incremento del brazo de palanca de los flexores del codo al aumentar la flexión del mismo y a la orientación perpendicular a la tracción muscular respecto a la cabeza radial. Dicha transmisión de fuerzas a través de la cabeza radial disminuye también en supinación y aumenta en pronación. La explicación a este fenómeno, según Morreo (et al. 1988), se debería al mecanismo de atornillado del radio con respecto al cúbito, lo que supondría migraciones leves hacia la parte proximal en pronación y hacia la distal en supinación.

Estudios recientes mediante un transductor de fuerzas implantado en las cercanías de la cabeza del radio revelan que en la posición mecánica menos favorable del codo en pronación y extensión completa, sólo se alcanza un nivel de transmisión de fuerzas correspondiente a 0.89 del peso corporal (An y Morrey, 1991).

Así pues, el cálculo de las fuerzas que actúan a nivel de la articulación del codo presenta distintos grados de complicación, dependiendo de si se considera un movimiento bi ó tridimensional, estático o dinámico, con o sin consideración de actividades manuales, etc.

La máxima fuerza que se puede ejercer con el miembro superior se realiza con una flexión de codo de 90° . En base a resultados experimentales se calcula que la máxima fuerza por unidad de sección transversal muscular es de 10 a 14 kg/cm^2 ; aproximadamente entre un tercio y un medio de la fuerza máxima de levantamiento pueden generarse con el codo en extensión o en flexión de 30° ; en estas posiciones se encuentran fuerzas de aproximadamente 3 veces el peso corporal en la articulación del codo.[3]

El límite superior de contracción que se puede generar en la flexión del antebrazo sobre el brazo se determina mediante la tensión muscular máxima que el músculo puede desarrollar, el área fisiológica de la sección transversal, la fuerza muscular normalizada basada en el cambio de longitud muscular y la velocidad de contracción, así como en el nivel de activación. En este caso, la distribución de la fuerza muscular calculada se resuelve minimizando el parámetro de nivel de activación.

Por otro lado, la electromiografía también se ha utilizado de forma masiva para el estudio de la actividad muscular a nivel del codo. El bíceps es generalmente menos activo en pronación completa probablemente debido a su papel secundario como supinador. El braquial anterior esta activo en la mayoría de los rangos funcionales de flexión del codo. Se registra un aumento de la actividad eléctrica del tríceps al aumentar la flexión del codo, probablemente debido al aumento del reflejo de estiramiento. El músculo ancóneo está activo durante todo el rango de movimiento y se le considera como un estabilizador dinámico del codo. Este músculo también permanece activado durante la pronación y supinación resistidas.

Si se requiere realizar un estudio más detallado de la articulación del codo, se hace necesario un planteamiento tridimensional del análisis de fuerzas en el mismo, además de plantear ecuaciones adicionales para el tercer plano incluido en el análisis, en el que se realiza el movimiento de pronosupinación. No obstante, durante los movimientos de flexión y extensión se ha comprobado que los componentes medio-laterales de las fuerzas que originan tensiones varo-valgo son pequeñas si se las compara con las fuerzas que actúan en el plano sagital en dirección posterior y anterior.

De igual forma a la señalada en el resto de apartados, el conocimiento del patrón y magnitud de la fuerza resultante en el codo es imprescindible a la hora de concebir un diseño protésico adecuado. El patrón de alojamiento que presentan las prótesis sugiere que esta se desplaza proximalmente y que la articulación se desplaza posteriormente, lo que permite que el extremo del tallo protésico migre proximal y anteriormente. Esta misma fuerza que actúa sobre la articulación es la responsable del patrón de inestabilidad observado en los nuevos sistemas de superficies, en los cuales la articulación cubital se desplaza posteriormente en relación al húmero.

1.6.2.2 Estabilidad del codo [3]

La articulación del codo es una de las articulaciones más congruentes del cuerpo humano y, por tanto, una de las más estables. Dicha estabilidad se consigue por la contribución equilibrada de los tejidos blandos y la geometría de las superficies articulares.

La estabilidad de codo se alcanza en base a restricciones de tipo estático y restricciones de tipo dinámico. Los factores que posibilitan la estabilidad estática son básicamente la articulación radiohumeral y la articulación cubitohumeral, mientras que la estabilización dinámica se consigue por la actuación de los diferentes grupos musculares.

El papel desempeñado en la estabilidad por la articulación radiohumeral ha sido extensamente estudiado por An et al (1998), observando que cuando se reseca en primer lugar la cabeza del radio no se provoca un cambio significativo en la estabilidad del codo. Sin embargo cuando se reseca el ligamento lateral interno, el codo se vuelve inestable y sufre una subluxación. Además, cuando el fascículo anterior del ligamento lateral interno se reseca en primer lugar, aparece una ligera inestabilidad, siendo franca dicha inestabilidad si a continuación se reseca la cabeza del radio.

Así pues, se puede concluir el papel de estabilizador secundario de la cabeza del radio. Cuando el resto de estructuras están indemnes, su función esencial consiste en realizar el soporte de la articulación. Sin embargo, si se ha extirpado el ligamento lateral interno, la cabeza radial carece de capacidad estabilizadora para impedir la subluxación o luxación del codo.

Actúan asimismo como estabilizadores en reposo, los complejos ligamentosos laterales y la cápsula anterior. El ligamento colateral externo se origina en el cóndilo externo en el punto en que se intersecta el eje de giro de la articulación.

El ligamento colateral interno, en cambio, está compuesto por dos fascículos, ninguno de los cuales se fija en la zona de intersección con dicho eje de rotación.

Debido a que el movimiento del codo se produce fielmente como el de una bisagra, cuyo eje pasa a través del centro del capitellum y la tróclea, distintas zonas del ligamento colateral medial pueden verse tensadas en diferentes posiciones del codo.

El ligamento colateral externo, debido a su inserción coincidente con el eje de rotación del codo, presenta un nivel de tensión bastante uniforme durante todo el recorrido de flexo-extensión del codo. De forma similar a la utilizada en otras articulaciones se ha estudiado la contribución que las superficies articulares y las partes blandas poseen sobre la rigidez y la laxitud de la articulación.

En los ensayos de rigidez, se ha estudiado la contribución de cada una de las estructuras ligamentosas de la articulación del codo mediante la aplicación de movimientos controlados en una máquina universal de ensayos (Morreo y An, 1983).

El papel desempeñado por cada una de estas estructuras se evidencia mediante la sección secuenciada de las mismas, registrando la carga necesaria para conseguir un desplazamiento constante. En extensión completa del codo, la cápsula anterior restringe un 70% la movilidad a la tracción del codo, mientras que el ligamento colateral medial asume esta función en 90° de flexión. El desplazamiento en varo está controlado en un 55% por la propia articulación, y el resto se asume por las partes blandas, el ligamento colateral externo y la cápsula. En flexión, la articulación dota un 75% de estabilidad al desplazamiento en varo. El movimiento en valgo en extensión de codo se ve limitado en igual proporción por la propia articulación y las partes blandas. En flexión, el estabilizador primario de las partes blandas lo asume el ligamento colateral medial que soporta el 54% de la restricción del movimiento en valgo en esta posición.

Se han utilizado métodos similares de medida de la rigidez para conocer la restricción del movimiento relativo del radio respecto al cúbito en su dirección longitudinal (Hotchkiss et al., 1989). Se ha identificado una banda central de la membrana interósea de aproximadamente doble espesor que el resto, observando que dicha zona es la responsable del 71% de la rigidez longitudinal tras la resección de la cabeza radial. El estudio de las restricciones en la movilidad del codo, basado en ensayos de laxitud, también ha sido realizado por diversos autores (Sobbjerg et al., 1987; Morreo et al., 1988c). Para estas determinaciones se ha utilizado un sistema electromagnético que permite medir la rotación relativa y traslacional en la articulación cubito humeral. El movimiento en el codo se simula aplicando tensiones en la musculatura flexora y extensora. En base a los valores cinemáticos registrados, la rotación varo-valgo o la abducción-aducción, así como la rotación axial, se describen respecto a un sistema de referencia.

La estabilización dinámica del codo ha sido ampliamente estudiada por Funk et al., (1987). Para ello, aplicaron al codo diferentes cargas en distintas posiciones de flexión, extensión pronación y supinación. Asimismo, se cuantificaron los patrones electromiográficos de ocho grandes grupos musculares que cruzan la articulación del codo. En dicho estudio se demuestra el efecto estabilizador de los grupos musculares extensor y flexor de muñeca, que se fijan en el epicóndilo y la epitroclea. Esta observación es coherente con estudios de cortes anatómicos, que revelaron que estos músculos cruzan el codo muy cerca de su eje de rotación. Estudios posteriores (Morreo et al., 1991) han valorado el papel estabilizador de esta musculatura tras la liberación de los elementos estáticos. En general, la actividad simulada de los músculos flexores y extensores reduce la laxitud varo-valgo y rotacional originada por la liberación de los ligamentos laterales.

De los datos anteriormente presentados se extraen algunas interesantes implicaciones a la hora de considerar el diseño de los diferentes tipos de prótesis de codo. En primer lugar, el eje de rotación del implante se debe ubicar de modo que permita la tensión correcta de los complejos ligamentosos externo e interno. La liberación de dichos ligamentos se debe hacer desde el húmero, con una minuciosa reinscripción de los mismos en su origen anatómico, evitando así el efecto que sobre el implante tiene un excesivo estiramiento de los ligamentos.

Más problemática es la indicación de una sustitución de la cabeza del radio, pues su justificación principal, más que la estabilización del codo, consistiría en una disminución de las presiones a nivel de la articulación cubito humeral, posiblemente por una reducción de las posibilidades de aflojamiento. No obstante, los diferentes resultados clínicos a esta problemática todavía no son concluyentes.

CAPÍTULO 2

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

- 2.1 Definición del problema**
- 2.2 Solución propuesta**
- 2.3 Características de los mecanismos**
- 2.4 Metodología**

2.1 Definición del problema

Básicamente la forma en que se plantearon los objetivos particulares de este trabajo responde a un deseo por justificarlo primeramente, ya que como se menciona en la introducción, es necesario iniciar con una línea de investigación y desarrollo de miembros artificiales en el IPN que tengan la facultad en un futuro de ayudar a rehabilitar a la población amputada que así lo requiera.

El escrutinio de trabajos similares realizados fue muy importante para ampliar el marco de referencia en las propuestas de diseño, ya que se tomaron ideas del funcionamiento, los materiales, componentes adaptados, etc., que fueron empleados en proyectos similares y que ahora, muchos de ellos son prototipos que están en pruebas finales.

La realización de un brazo artificial que sea capaz de hacer los movimientos de prensión y pronosupinación y que además tenga una morfología apegada a la humana implica diversos problemas a salvar de índole mecánico, morfológico y de manufactura.

Detalles como los controles de las fricciones, aseguramiento confiable de piezas, trayectorias de los cables de continuidad y alimentación, peso, velocidad y fuerza son puntos fundamentales a tratar para que el desarrollo integral del brazo sea lo más óptimo posible.

Los materiales con los que se elabore el brazo deben de ser ligeros, resistentes, nobles a la manufactura, no biodegradables, y respecto a los elementos ensamblados deben de ser fáciles de conseguir y se deben de ajustar a un presupuesto relativamente bajo.

2.2 Solución propuesta

Primeramente se abordó el trabajo en base a un estudio anatómico y biomecánico del miembro superior con el fin de plantear los datos de diseño morfológico de piezas y desplazamientos permisibles que tendrán las articulaciones de los dedos y las piezas a nivel del antebrazo para generar la pronosupinación.

Partiendo y haciendo mención a la vez del objetivo principal del proyecto que es la realización de un brazo artificial con los movimientos de prensión y de pronosupinación, podemos decir primeramente que la mecánica bajo la que se comporta la mano humana es bastante compleja como para mimetizar los cientos de posturas que es capaz de realizar, llegando a ver que existen diversas maneras en las que el pulgar se puede oponer a los dedos 2, 3, 4 y 5 en virtud de la flexión y la extensión que éste puede realizar, más aparte puede llevar a cabo diversos grados de descenso y ascenso del primer metacarpiano con respecto al plano de la palmar, no obstante, podemos decir respecto al diseño de la mano artificial, que sólo es necesario llevar a cabo la fijación del pulgar artificial a la base palmar con un solo movimiento de extensión y flexión proyectando la falange distal del pulgar con la del índice.

Basados en lo anterior, podemos decir que la prensión “universal” llevada a cabo por el pulgar es con una oposición proyectada hacia las yemas de los dedos 2 y 3. Es por esta razón que la prensión que lleva a cabo la mano artificial es con un contacto dedo a dedo únicamente entre el pulgar y el índice a nivel de sus respectivas falanges distales, cerrando de esta manera la cadena cinemática que le da estabilidad a la mano durante la sujeción.

En lo que se refiere a el movimiento del pulgar nos favorece que éste se extienda cuando lo hagan los demás dedos para que la apertura de la mano sea suficiente para sujetar objetos de hasta 80 mm. de diámetro.

En cuanto al movimiento de prono-supinación concluí que lo mejor no era generarlo a nivel de la muñeca, ya que ésta es elipsoidal y para que se pueda llevar a este nivel tal movimiento, necesitamos acoplar dos superficies elipsoidales, que al moverse una respecto a la otra sobre su centro común existe un desfase y tenemos un aspecto estéticamente no compatible con el movimiento biológico (fig. 2.1).

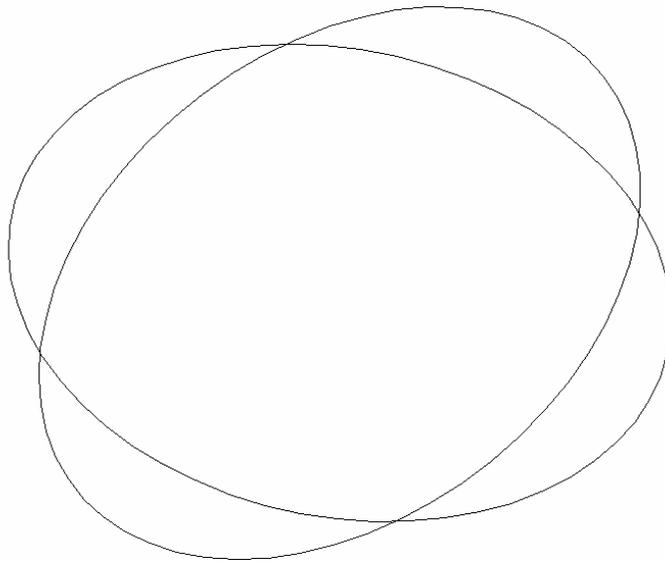


Figura 2.1 Desfase que ocurre en las superficies elipsoidales a nivel de la muñeca durante el movimiento de prono-supinación

Es precisamente por ello que decidí hacer el acoplamiento a un nivel proximal, aprovechando la característica que tiene el antebrazo humano de comenzar a nivel de la muñeca elipsoidal e ir haciéndose circular conforma avanza a proximal. Así podemos tener un movimiento de prono-supinación de dos estructuras circulares, en donde no ocurra tal desfase morfológico.

Un último aspecto común a todos los ensambles del brazo es que cada acoplamiento debe de ser seguro y a la vez desmontable de manera sencilla, pensando en que puede no funcionar adecuadamente la pieza o el sistema y deberá desacoplarse con fin de hacer un cambio o simplemente dar mantenimiento.

2.3 Características de los mecanismos

El movimiento de flexo-extensión dactilar se simplificó con un sistema a base de resortes que genera de manera constante la extensión de los dedos, sólo restando vencer por medio del actuador la fuerza de oposición de los resortes conectados a el 2°, 3^{er}, 4° y 5° dedo, generando la flexión de los dedos y sujetar así los objetos. Dicho sistema se acopló en un módulo independiente a la estructura del brazo en donde se ubica el actuador de flexo-extensión dactilar y los resortes extensores.

La transmisión del movimiento mecánico se realiza mediante un embrague de dos engranes rectos, uno de ellos fue ajustado por medio de un cuñero a la flecha del motor y el otro engrane contiene en la prolongación de su eje a cinco poleas que enrollan a los tendones artificiales de los cinco dedos de manera antagónica (entre el pulgar y los cuatro dedos restantes), ya que al desenrollar los tendones del segundo al cuarto dedo se enrolla el tendón del dedo pulgar y viceversa, dando como resultado una apertura y cierre de los cinco dedos de manera común.

El movimiento de pronosupinación se realiza a nivel del punto medio del antebrazo, con el acoplamiento de dos piezas, en donde la sección proximal contiene al actuador (motor eléctrico), el cuál mediante su flecha compromete al movimiento a la sección distal, ya que la penetra y se asegura en ella.

El acoplamiento entre las dos piezas que componen al antebrazo se diseñó para tener una carrera de rotación de 120° en pronosupinación. El desplazamiento está limitado debido a un saque rectangular que tiene el antebrazo distal en el área de unión que hace contacto con los extremos de una media luna que se encuentra en la superficie de unión del antebrazo proximal. Dichos elementos geométricos se observan en la figura 2.2.



Figura 2.2. Piezas conformantes del antebrazo, a) saque rectangular, b) superficie de deslizamiento, c) extremo del túnel donde entra la flecha del motor de pronosupinación, d) corte en media luna que acota el movimiento en pronación con un extremo y supinación con el otro, e) barreno por donde sale la flecha del motor de pronosupinación, f) superficie por donde corre el saque rectangular de la sección distal

2.4 Metodología

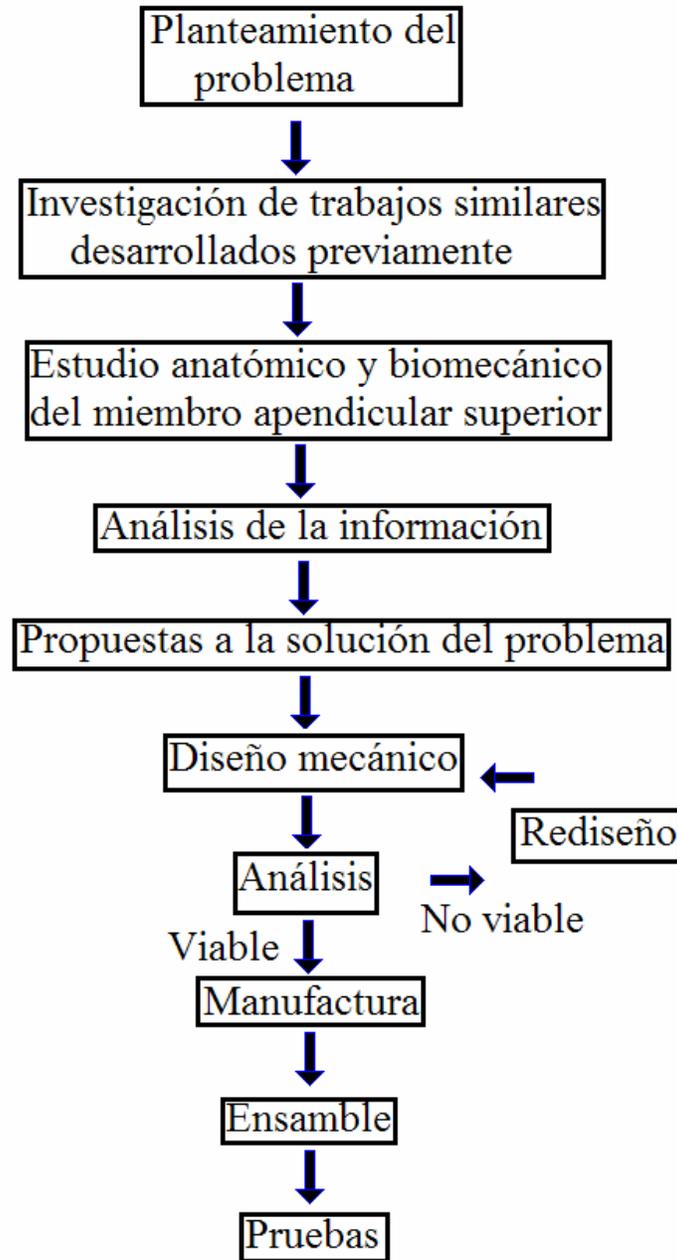


Figura 2.3 Diagrama del proceso del trabajo terminal

CAPÍTULO 3

MATERIALES

Y COMPONENTES

3.1 Materiales

3.1.1 Nylamid

3.1.2 Acero inoxidable

3.1.3 Aluminio

3.2 Componentes

3.2.1 Rodamientos

3.2.1.1 Nylon

3.2.1.2 Acero inoxidable

3.2.2 Resortes

3.2.3 Pernos

3.2.4 Guías antifricción

3.2.5 Micro switches

3.2.6 Cables de flexo-extensión

3.1 Materiales

Son varios los aspectos que tienen que cumplir los materiales con los que se construya el brazo, ya que en su conjunto el peso total debe de ser un 40% más ligero del peso del miembro perdido[3]; los materiales deben de presentar una resistencia al desgaste, al impacto y a la temperatura, aparte de que deben de estar exentos de oxidación y deben de ser no biodegradables. Por tales motivos los materiales utilizados para la fabricación del prototipo, son el Nylamid en su gran mayoría, acero inoxidable sólo en algunos componentes y aluminio.

3.1.1 Nylamid

El Nylamid es un plástico de alta densidad que se clasifica como un plástico de ingeniería de tipo cristalino y se relaciona con varias familias de polímeros, como el nylon, polietileno y acetal, entre otros, fabricados principalmente por vaciado, moldeo por compresión y extrusión, de acuerdo a los adelantos más recientes de la tecnología de los plásticos (fig. 3.1 y 3.2).

PIRÁMIDE DE LOS PLÁSTICOS

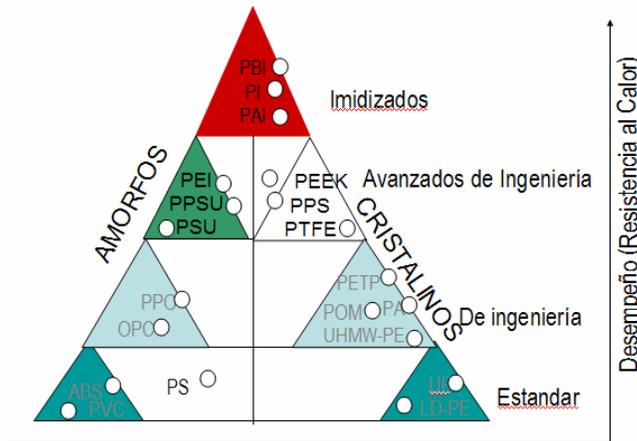


Figura 3.1 Clasificación genérica de los plásticos.[19]

PLÁSTICOS DE INGENIERÍA

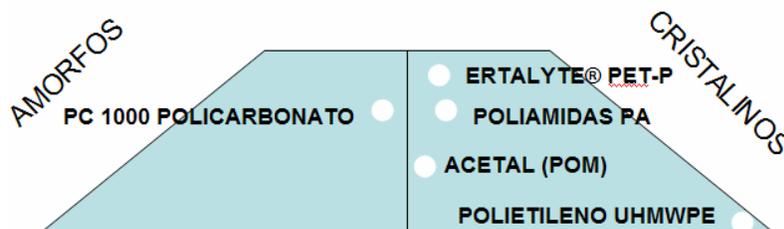


Figura 3.2 Agrupación de los plásticos de ingeniería.[19]

La utilización de Nylamid nos da ciertas ventajas, tales como su precio, ya que es relativamente económico, ofrece buen rendimiento, es fácil de maquinar, es ligero, ayuda a reducir el consumo de energía, elimina o reduce el uso de lubricantes, reduce el nivel de ruido, es bastante resistente y es higiénico. Sus rangos de resistencia mecánica, química, dieléctrica, al impacto, a la abrasión y a la fatiga son excelentes, que hasta podemos decir que el cumplimiento de estos aspectos está por encima de las necesidades que necesitamos.

El nylamid es un polímero de la familia de las poliamidas (PA).

Existen diferentes tipos de Nylamid y cada uno está indicado para cierto desempeño en particular:

Nylamid M, Nylamid SL, Nylamid XL, Nylamid TS, Nylamid 6/6, Nylamid 6/6 SL, Nylamid NSM, Nylon reforzado con 30% de fibra de vidrio, Nylatrón GSM Blue, Nylasteel.

El tipo que se utilizó fue el nylamid XL a nivel de las articulaciones ya que este tipo es extralubricado, lo cuál nos garantiza que la fricción siempre será la mínima y el M en las secciones más proximales porque es de grado higiénico ya que tiene una nula absorción de líquidos.

Se sometió una barra de Nylamid tipo XL a una cámara de humedad para ver su deterioro, los resultados son mostrados en la tabla 3.1.

DÍAS=AÑOS	ENVEJECIMIENTO
0	0
30	0
60	0.02
90	1
120	2

Tabla 3.1. Tabla de relación entre el envejecimiento del material y el tiempo pasado en la cámara, en donde pasar 24 hrs. equivale al paso de 1 año. Los criterios de envejecimiento se tomaron en base a la integridad de su exterior y se toman de 0 a 100.

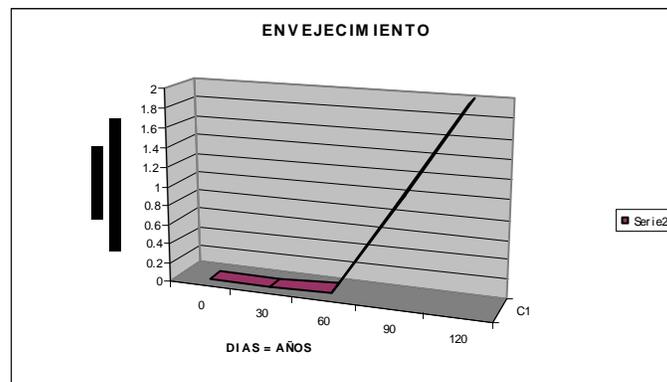


Figura 3.3. Vista gráfica del envejecimiento del nylamid en la cámara de humedad con respecto al tiempo

Consultar el apéndice A para más información del Nylamid.

3.1.2 Acero inoxidable

El acero inoxidable es un material bastante versátil bajo manufactura y construcción. También brinda la oportunidad de alterar sus propiedades de acuerdo a necesidades específicas con tratamientos de calor y aleaciones.

Los aceros inoxidables son una gama de aleaciones que contienen un mínimo de 11% de Cromo, el cuál forma en la superficie del acero una película extremadamente delgada, continua y estable. Esta película deja la superficie inerte a las reacciones químicas. Esta es la característica principal de resistencia a la corrosión de los aceros inoxidables.

La selección de los aceros inoxidables puede realizarse de acuerdo con sus características:

- Resistencia a la corrosión y a la oxidación a temperaturas elevadas.
- Propiedades mecánicas del acero.
- Características de los procesos de transformación a que será sometido.
- Costo total (reposición y mantenimiento).
- Disponibilidad del acero.

Los aceros inoxidables tienen una resistencia a la corrosión natural que se forma automáticamente, es decir no se adiciona. Tienen una gran resistencia mecánica, de al menos dos veces la del acero al carbono, son resistentes a temperaturas elevadas y a temperaturas criogénicas. Son fáciles de transformar en gran variedad de productos y tiene una apariencia estética, que puede variarse sometiendo el acero a diferentes tratamientos superficiales para obtener acabado a espejo, satinado, coloreado, texturizado, etc.

Los componentes de sumo desgaste como los engranes, poleas y la prolongación de la flecha del motor que genera la prono-supinación se manufacturaron de acero inoxidable 304.

Consultar el apéndice A para más información del acero inoxidable.

3.1.3 Aluminio

Uno de los metales más ligeros utilizados en la industria, su facilidad de maquinado lo hace un material ideal para crear estructuras de gran resistencia y de un peso muy liviano.

Se realizó de aluminio 6061 el módulo mecánico que contiene al actuador y a los componentes de flexo-extensión dactilar, dando gran ligereza a la sección distal de la mano.

Consultar el apéndice A para más información del aluminio.

3.2 Componentes

Los componentes adaptados en muchos casos guiaron el diseño, ya que esos componentes eran con los que se contaba y por lo tanto las piezas diseñadas en muchos casos se tuvieron que generar de tal manera que los componentes pudieran ensamblarse sin problemas de geometría o dimensiones.

3.2.1 Rodamientos

Los rodamientos también llamados baleros son de distintos tipos, según su utilización, se puede encontrar su clasificación como de bolas y de rodillos.

Se utilizan en piezas que por su movimiento generan fricción con otras.

3.2.1.1 Rodamientos de nylon

Actualmente se desarrollan rodamientos que son de nylon (fig.3.4), mostrando una eficacia en la disminución de la fricción equivalente a un rodamiento de bolas con la ventaja de que el precio está por debajo de la tercera parte del costo del de metal.

Las piezas de ajuste al interior de estos rodamientos pueden ser de distinta naturaleza, de ellos los pernos rectificadas de acero inoxidable muestran en su rotación una fricción muy pobre (fig. 3.5).



Figura 3.4 Rodamiento de Nylon acoplados a nivel dactilar

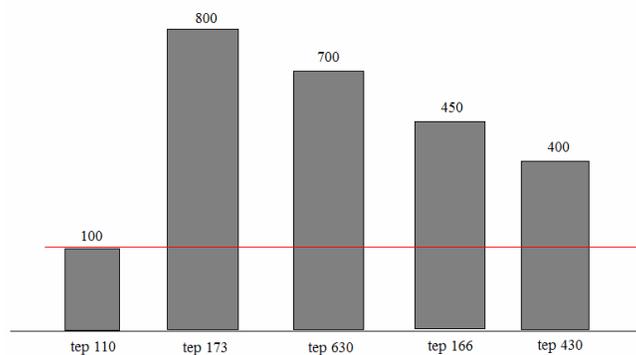


Figura 3.5 Desempeño de fricciones con diferentes tipos de pernos, mostrando hasta la izquierda el valor alcanzado por la fricción entre la camisa de Nylon y el perno de acero inoxidable rectificado, posteriormente se muestra el valor con un perno de aluminio, bronce, nylon y nylon respectivamente de izquierda a derecha.[17]

3.2.1.2 Rodamientos de acero inoxidable

Este tipo de rodamientos de bolas se acoplaron en los extremos del eje de transmisión que embraga con el motor de flexo-extensión y en el extremo del engrane del mismo motor.



Figura 3.6. Rodamientos acoplados para el sistema de flexión y extensión dentro del módulo mecánico

Rodamientos de Barmex de dimensiones

Diámetro interior: $d=5$ mm.

Diámetro exterior: $D=7.5$ mm.

Espesor: $b=2.5$ mm.

3.2.2 Resortes

Los resortes son componentes mecánicos que se utilizan para absorber deformaciones por la aplicación de una fuerza o carga exterior con la posibilidad de recuperar su disposición original.

Su clasificación según el tipo de carga que soportan los divide en resortes de extensión, compresión y torsión, y las características mecánicas tienen que ver con el tipo de material con el que está elaborado, ya que pueden estar fabricados de acero al silicio, acero al carbono y para fabricaciones especiales puede utilizarse el cobre endurecido y el latón.[14]

Resortes de extensión constante

Se realizó una prueba con un dinamómetro para medir su coeficiente de elongación (factor o constante “ k ”) del resorte y se obtuvo que con un peso de 500 g (1.1lb) se elonga 1.84 cm. (6.036×10^{-2} ft).

Por lo tanto en base a la Ley de Hooke tenemos:

$$F = kx$$

$$k = F/x \rightarrow k = 1.10 \text{ lb}/6.036 \times 10^{-2} \text{ ft}$$

$$k = 18.26 \text{ lb/ft}$$

3.2.3 Pernos

Los pernos utilizados para ajustarse en las uniones articulares de los dedos son pernos de acero inoxidable rectificadas con un acabado anti fricción que efectivamente reduce la fricción de las juntas a nivel de las articulaciones en los dedos.

Acero Inoxidable rectificado Tipo T171T de diámetro 3.14 mm



Figura 3.7 Pernos de acero inoxidable rectificadas tipo T171T.[17]

3.2.4 Guías antifricción

A nivel de los barrenos destinados al paso de los cables de flexión se colocaron guías antifricción de acero (fig.3.8), que son básicamente resortes de un diámetro interno ligeramente mayor al diámetro del cable (1.3mm.) que impiden que el cable de nylon esté en contacto con las superficies del aluminio, lo que podría desgastarlo más rápido por fricción.



Figura 3.8 Guías para disminuir la fricción de los tendones de Nylon acopladas en el módulo mecánico de flexo-extensión de aluminio

3.2.5 Micro switches

Los switches conectados en la mano son de tipo micro switch normalmente abiertos.

Los micro switches de paro en flexión se acoplaron en la cara palmar del dedo pulgar para retroalimentar un sistema de control mioeléctrico, en donde el actuador dejaría de presionar en el momento de que se activara alguno de los tres switches conectados en paralelo.

El switch de paro de la extensión, está acoplado en la parte inferior de la base palmar, de modo que al extenderse el pulgar lo activa.



Figura 3.9 Micro switches normalmente abiertos

3.2.6 Cables de flexo- extensión

Los tendones artificiales deben de ser resistentes y deben de adaptarse a los cambios angulares de los dedos al flexionarse, sin guardar memoria o permanecer con deformidades, para así tener la mínima fricción dentro de los túneles en las falanges por donde se desplazan.

Se utilizaron cables de nylon de 1.3mm de diámetro (fig.3.10)



Figura 3.10 Cables de Nylon de 1.3 mm. de diámetro utilizados como tendones artificiales

Se sometieron a prueba los cables de Nylon de diámetro en una máquina de análisis de tensión y se obtuvieron los siguientes resultados:

TENSIÓN (kg)	ELONGACIÓN ANTES DE RUPTURA (cm)
0	29
5	29.7
10	30.1
15	31
20	31.6
25	32.4
30	32.8
35	33.2
40	33.7
43	RUPTURA

Tabla 3.2 Comportamiento elástico de los cables de nylon de 1.3 mm. de diámetro a distintos niveles de tensión hasta alcanzar su ruptura

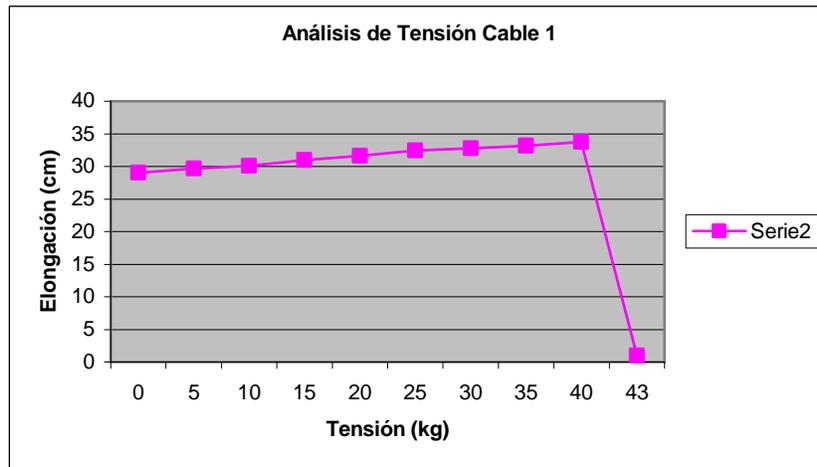


Figura 3.11 Vista gráfica del comportamiento del nylon de 1.3 mm. de diámetro bajo tensión antes de llegar a su ruptura

CAPÍTULO 4

ACTUADORES

- 4.1 Características eléctricas**
- 4.2 Características mecánicas**
 - 4.2.1 Torque**
 - 4.2.2 Eficiencia**
 - 4.2.3 Motorreductores**
- 4.3 Dimensiones**

Los actuadores (fig.4.1) implementados son dos motores de corriente directa que trabajan en un rango de 3 a 26 V. de la marca ASMO. [18]



a)



b)

Figura 4.1 a) actuador de flexo-extensión de los dedos; b) actuador de prono-supinación

4.1 Características eléctricas [18]

	Actuador presión	Actuador Prono-supinación
Voltaje	12 V	12 V
Corriente	0.127 A	0.119 A
rpm	90 rpm	78 rpm
Potencia Nominal	1.353 W, 1.81×10^{-3} Hp	1.318W, 1.766×10^{-3} Hp

Tabla 4.1 Características eléctricas de los actuadores utilizados

Corrientes consumidas a voltajes diferentes por ambos motores (tabla 5)

Voltaje	Actuador Presión	Actuador Prono-supinación
5.8	0.048 A	0.053 A
7.9	0.073 A	0.078 A
10	0.097 A	0.103 A
12	0.119 A	0.127 A
14.1	0.143 A	0.150 A
18	0.184 A	0.194 A
24	0.190 A	0.198 A

Tabla 4.2 Consumo de corriente en Amperios con respecto a la diferencia de potencial aplicados para cada actuador

4.2 Características mecánicas

Las características mecánicas se calcularon en base a algunos datos proporcionados por el fabricante y otras se midieron directamente.

4.2.1 Torque

Cálculo de Torque y Eficiencia para cada Motor.

Motor Prensión

$$T = \frac{(7.04)(P_o)}{rpm} \dots\dots \text{Relación para el cálculo del Torque}$$

T.....torque(lb.ft)

Po.....Potencia.de.salida(W) [proporcionado por el fabricante]

rpm...Revoluciones.por.minuto

$$P_i = (V_i)(I_i) = (12V)(0.119A) = 1.428W \dots\dots \text{Potencia de Entrada}$$

$$T = \frac{(7.04)(1.353)}{90} = 9.72 \times 10^{-2} lb.ft = 0.1315 N.m$$

Motor prono-supinación

$$P_o = 1.318W$$

$$T = \frac{(7.04)(1.318)}{83} = 0.117 lb.ft = 0.115156 N.m$$

4.2.2 Eficiencia

Motor Prensión

$$n = \frac{P_o}{P_i} \times 100\%$$

$$n = \frac{1.353}{1.428} \times 100\% = 94.53\%$$

Motor prono-supinación

$$P_i = (12V)(0.127A) = 1.524W$$

$$n = \frac{(1.318)}{1.524} \times 100\% = 86.482\%$$

4.2.3 Reductores de Velocidad Integrados

Se tuvo la oportunidad de evaluar el par de los motores con una máquina de torsión (Torquímetro), en donde se pudo ver que los reductores le dan un par mucho mayor a cada motor.

Torque Motor Prensión = 1.345 N.m a 68 rpm.

Torque Motor Pronosupinación = 1.517 N.m a 61 rpm.

Se puede notar que el torque se incrementa alrededor de poco más de 1000 %, con una reducción en la velocidad de la flecha de un 26% para el actuador de la prensión y de una reducción del 28% para el actuador de prono-supinación.

4.3 Dimensiones

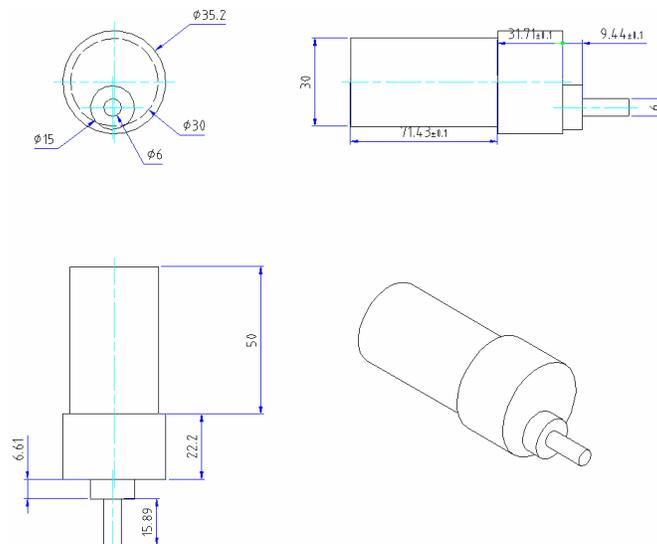


Figura 4.2 Dimensiones del motor de prono-supinación (Acotación en mm.)

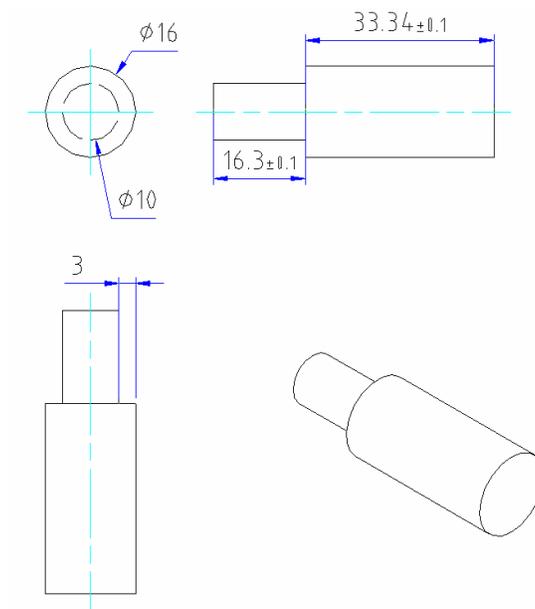


Figura 4.3 Dimensiones del motor de flexo-extensión dactilar (Acotación en mm.)

CAPÍTULO 5

DISEÑO

- 5.1 Diseño de piezas componentes de la mano**
- 5.2 Diseño del sistema de flexo-extensión dactilar**
 - 5.2.1 Módulo mecánico**
 - 5.2.2 Engranés**
 - 5.2.3 Poleas**
 - 5.2.4 Resortes**
- 5.3 Diseño de piezas a nivel del antebrazo**

La metodología para lograr el diseño de las estructuras se basó primeramente en la obtención de las medidas antropométricas de un paciente que perdió su extremidad superior derecha a nivel del segundo tercio transhumeral con el fin de obtener sus dimensiones y tomarlas en cuenta para el diseño del brazo artificial en software.

El diseño del brazo se puede dividir en las piezas de nylamid que componen a la mano (20 piezas), piezas que componen al antebrazo (2 piezas) y piezas del sistema de flexo-extensión dactilar (falanges, nudillos, pulgar, base de nudillos, base palmar, cubierta superior de mano).

5.1 Diseño de piezas componentes de la mano

Las piezas diseñadas para la mano corresponden a las falanges que conforman los dedos (12 piezas), el dedo pulgar (1 pieza), los metacarpianos o nudillos (4 piezas), la base de los metacarpianos (1 pieza), la base de la mano (1 pieza) y la cubierta de la mano (1 pieza).

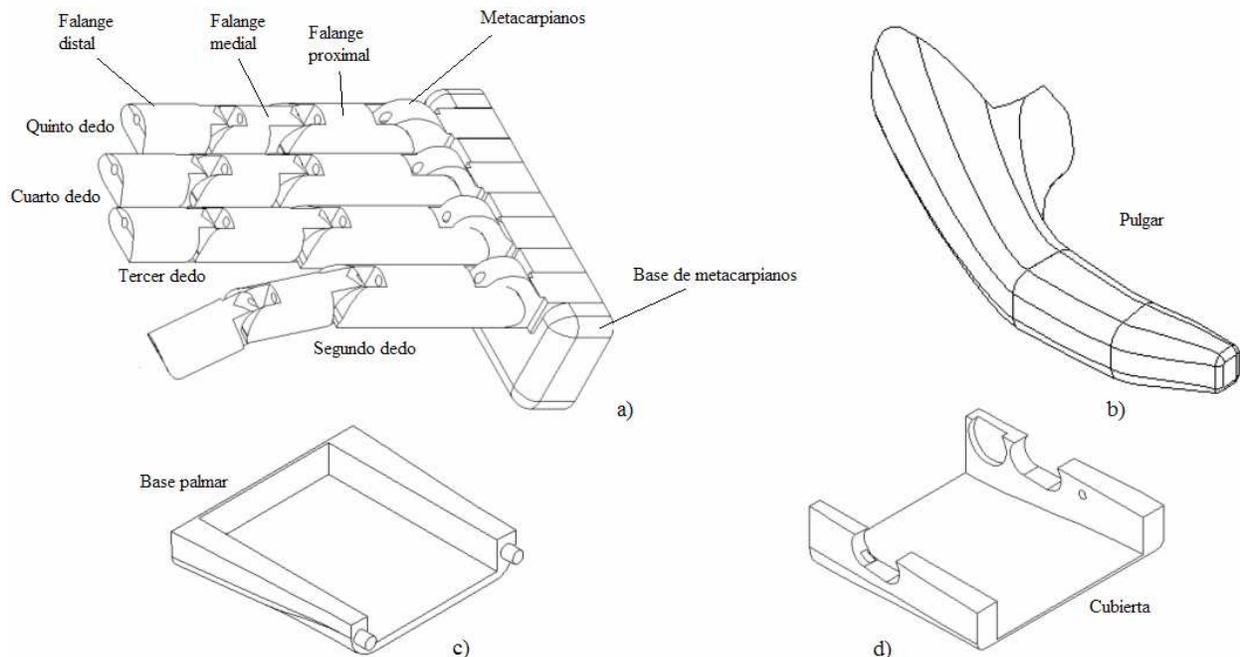


Figura 5.1 a) falanges, nudillos o metacarpianos y base de nudillos en ensamble, b)dedo pulgar, c)base palmar, d) cubierta de la mano

5.2 Diseño del sistema de flexo-extensión dactilar

Como el sistema de flexión se diseñó con el objetivo de que la apariencia en flexión de los dedos sean graduales, dando una impresión más natural, y esto conlleva a que la carrera de desplazamiento articular interfalángico sea ascendente del segundo al quinto dedo, variando los grados de desplazamiento polar en todas las articulaciones.

Los valores de movimiento angular para cada articulación se muestran en la tabla 5.1 y se obtuvieron en base a mediciones en un comparador óptico.

ARTICULACIÓN	Desplazamiento Angular Máximo Grados
2MF	20
2IFP	40
2IFD	15
3MF	30
3IFP	50
3IFD	15
4MF	55
4IFP	90
4IFD	30
5MF	90
5IFP	100
5IFD	30
P-S	120

Tabla 5.1 Medición de los ángulos de máximo desplazamiento en las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas. Los acrónimos utilizados hacen referencia primeramente al número de dedo y posteriormente a la articulación: 2(2° dedo)MetacarpoFalángica - InterFalángica Distal, Proximal

5.2.1 Módulo mecánico de Flexo-extensión dactilar

Como ya se mencionó este módulo fue elaborado de aluminio y contiene principalmente al actuador, a las poleas y a los resortes de extensión, los cuales llegan a fijarse en el interior del antebrazo distal.

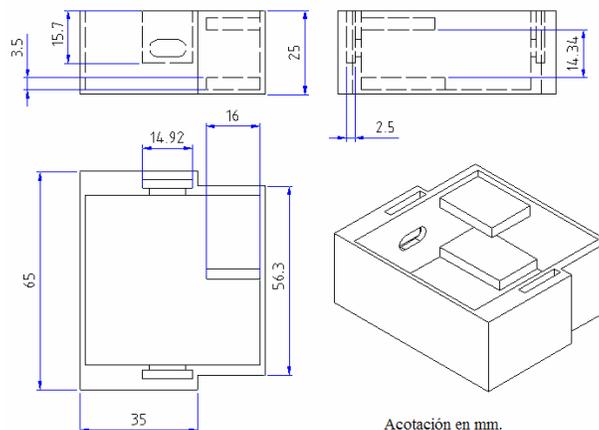


Figura 5.2. Dimensiones del módulo de flexo-extensión dactilar

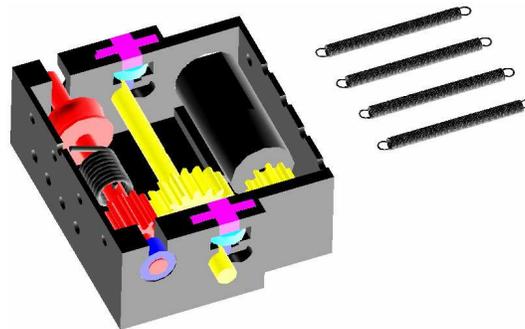


Figura 5.3 Módulo de flexo-extensión dactilar en ensamble con componentes

5.2.2 Engranes

La transmisión se hace por medio de un engrane recto que tiene a las poleas en donde se enrollan los cables y que embraga al engrane del motor.

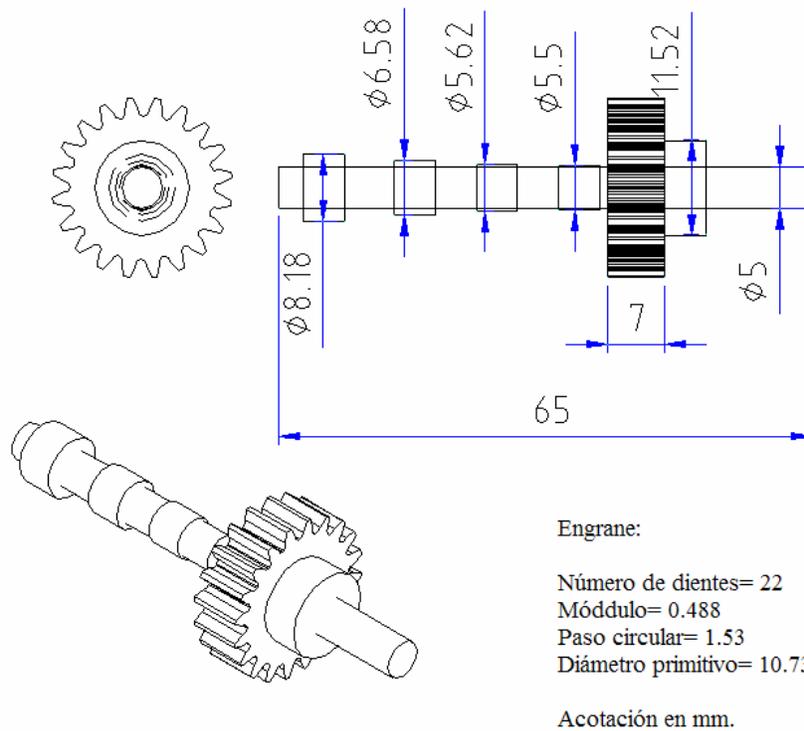


Figura. 5.4 Tren de poleas con eje común y el engrane que hace transmisión mecánica con el motor de flexo-extensión

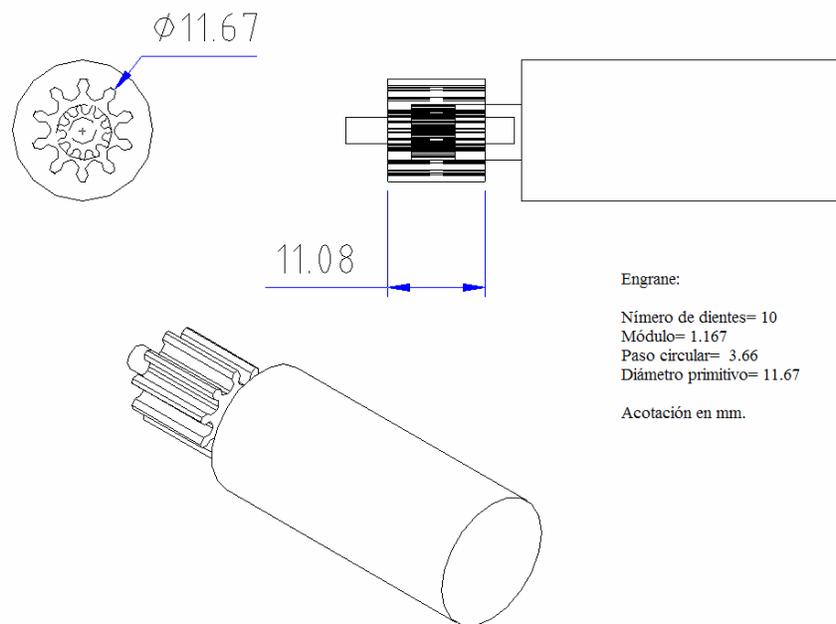


Figura.5.5 Engrane acoplado al eje del motor

5.2.3 Poleas

Los diámetros de las poleas se calcularon según la distancia que debe de enrollar el cable en una sola vuelta (fig.5.4), en base a mediciones en las flexiones de los dedos con la finalidad de que la flexión de los dedos sea ascendente del segundo al quinto dedo; dando una apariencia más natural al cerrar los dedos.

5.2.4 Resortes

Los resortes de extensión que generan la apertura de los dedos son resortes de 80 mm. de longitud con un diámetro de 4 mm. y un coeficiente de $k= 18.26 \text{ lb/ft}$



Figura 5.6 Resortes generadores de la extensión de los dedos

En la figura 5.7 se muestran los túneles de desplazamiento de los tendones de extensión en donde se conectan los resortes.

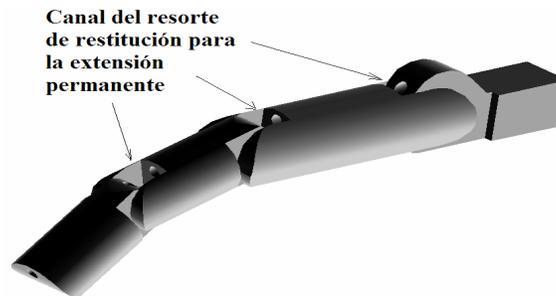


Figura 5.7 Diseño de un dedo mostrando los túneles de carrera de los tendones artificiales

Resorte de extensión del pulgar

En un principio la colocación del pulgar se pensó estática, sin embargo, la apertura de los dedos 2, 3, 4 y 5 no es suficiente para la sujeción de objetos de diámetro mayor a 5.5 cm. de diámetro. Por esta razón se acopló un sistema de movimiento de retracción para el pulgar compuesto por una bisagra (que da la unión de entre el pulgar y la base palmar) y un resorte que se acopla en una caja barrenada en el pulgar (fig. 5.8).



Figura 5.8 Acoplamiento de el sistema de movimiento del pulgar por software

5.3 Diseño de piezas a nivel del antebrazo

Las piezas que componen al antebrazo son dos, una distal que se ensambla con la mano y otra proximal que se articula a nivel del codo (fig.5.9)



Figura 5.9 a) antebrazo distal, b) antebrazo proximal

Un aspecto muy importante del diseño para prescindir de los cables que alimentan al actuador de flexo-extensión y la dan continuidad a los switches de paro y apertura de la sección distal a la proximal fue la generación de pistas de cobre maquinadas en la sección proximal (fig.5.10). Con ésto, el brazo puede realizar los movimientos de pronosupinación sin que haya una fractura de algún cable después de un número considerable de giros, ya que fueron substituidos por escobillas de titanio elástico que están fijadas a la sección distal de el antebrazo y que patinan en pistas individuales de cobre pasando así, la alimentación y las continuidades.

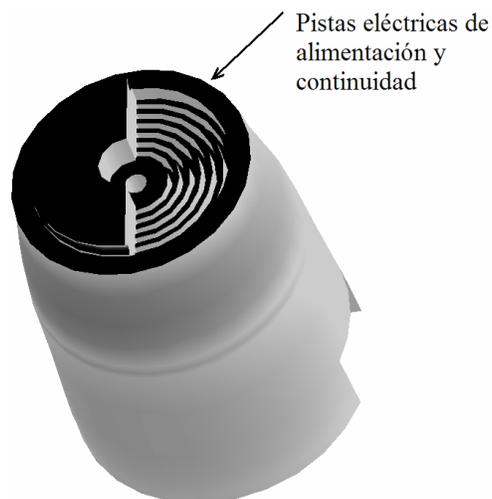


Figura.5.10 Diseño en software de las pistas en la superficie de la pieza proximal que compone al antebrazo

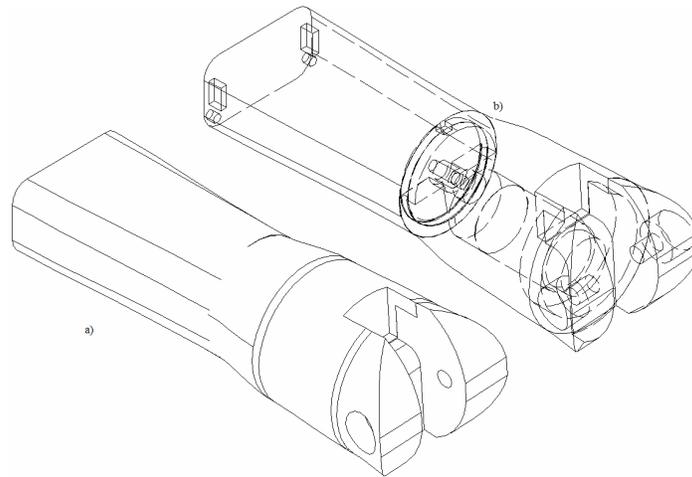


Figura 5.11 a) ensamble de el antebrazo proximal y distal con líneas ocultas, en donde se observa la disposición en su morfología para articular con la sección de brazo, emulando la articulación del codo, b) ensamble de antebrazo proximal y distal mostrando la manufactura interior, comprendiendo alojamiento para el motor de pronosupinación y rodamientos a nivel del codo.



Figura 5.12 Módulo de mano y antebrazo ensamblados mostrando el módulo de flexión



Figura 5.13 Diseño final

CAPÍTULO 6

CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLE

6.1 Elementos componentes del antebrazo

6.2 Elementos componentes de la mano

El proceso de manufactura que se siguió se puede resumir en 10 pasos:

- 1) Mediciones antropométricas del brazo biológico del cuál se va a diseñar el artificial
- 2) Diseño individual en software para cada pieza
- 3) Acoplamiento en software de las piezas
- 4) Generación de vistas perfiladas o “layers”
- 5) Importación de los layers al programa de control del CNC
- 6) Premaquinado de soporte de los bloques primitivos
- 7) Programación de las trayectorias de los cortadores en el CNC
- 8) Colocación de los bloques primitivos y maquinado
- 9) Recolocación de pieza en manufactura (en caso de ser necesario)
- 10) Comparación de dimensiones en pieza terminada.

Para la elaboración del diseño se utilizó el software Mechanical Desktop V.6 y para la programación del CNC el software MasterCAM V.9.1

El centro de maquinado que se utilizó es una fresadora CNC marca Hass de 80 Pulgadas.

6.1 Elementos componentes del antebrazo

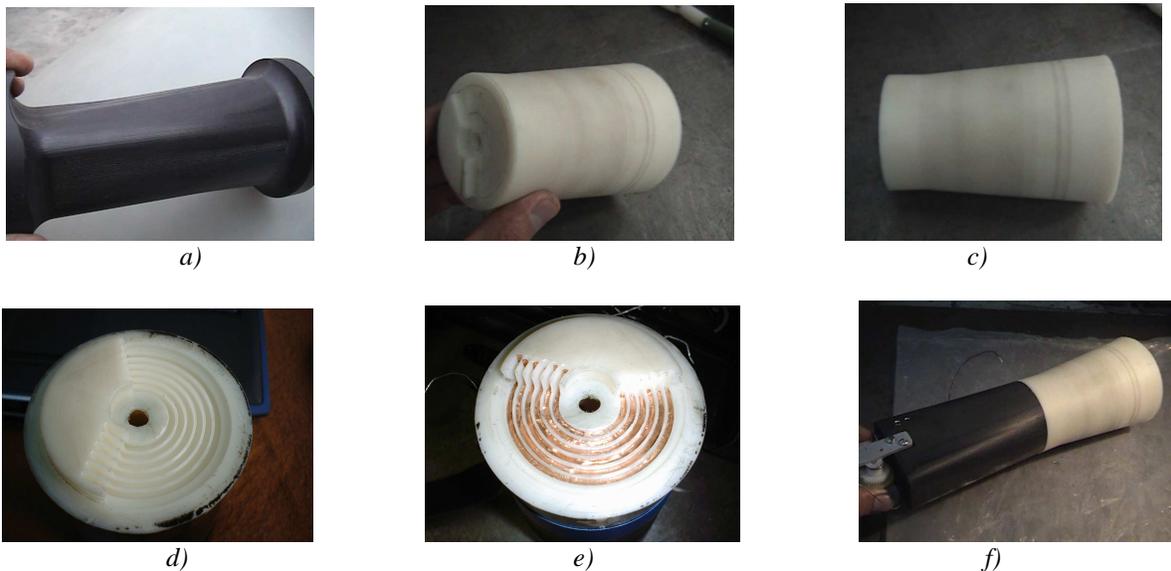


Figura 6.1 a) manufactura de la pieza de antebrazo distal, b) vista del área en donde se generaron las pistas eléctricas, c) vista lateral de la sección de antebrazo proximal, d) vista de las pistas generadas, e) revestimiento de cobre en las pistas eléctricas, f) sección distal y proximal del antebrazo ensamblado

6.2 Elementos componentes de la mano

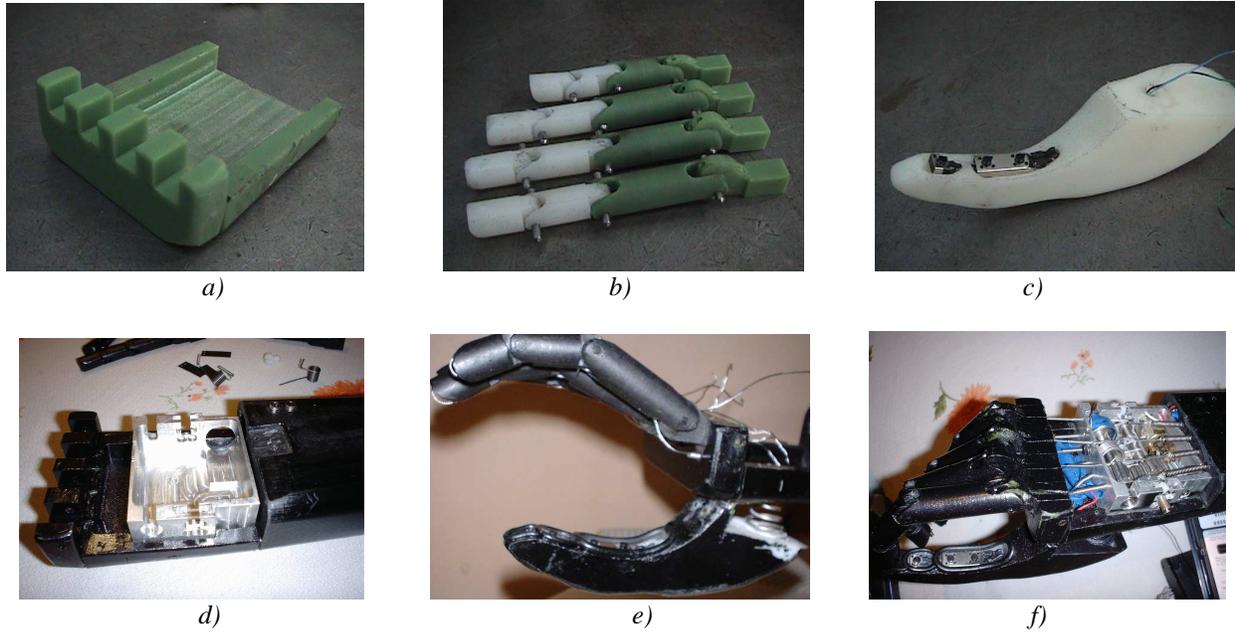


Figura 6.2. a)ensamble de la base de la mano con la base de los nudillos, b) ensamble de los componentes que forman los dedos mediante camisas de nylon y pernos rectificados, c) acoplamiento de los switches conectados en paralelo en la cara palmar del pulgar, d) ensamble del módulo mecánico en la base palmar, e) ensamble del pulgar mediante una bisagra y su resorte de flexión, ensamble de todo el sistema de flexión conectado a los cinco dedos.

Todos los ensambles se realizaron de manera segura mediante tornillos prisioneros para que el desacoplamiento sea sencillo.

CAPÍTULO 7

CONTROL

El control del brazo se realizó por medio de un programa en lenguaje en C, el cuál manda dos pulsos distintos, uno para cada motor, sin embargo al invertir por el programa su configuración, tenemos los mismos pulsos pero invertidos, con lo que en total podemos hablar que nos genera cuatro pulsos que activan a los dos motores en cada una de sus polaridades.

En forma externa el puerto paralelo consiste en un conjunto de 25 pines. En la figura 7.1 se muestra un conector DB25 tipo macho, el cuál se inserta en el puerto paralelo. En cada uno de los pines se puede manejar sólo dos valores de voltaje: 0 volts (o valor lógico bajo) y 5 volts (o valor lógico alto).

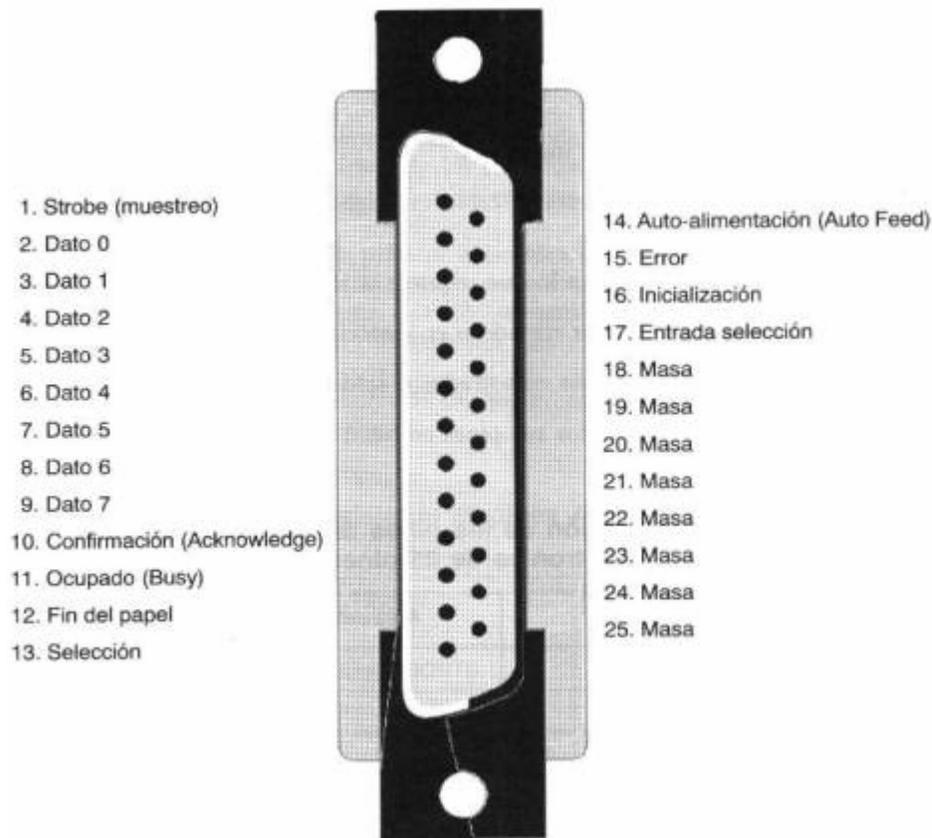


Figura 7.1 Configuración de los registros de cada pin de un conector DB25 para puerto paralelo

Los voltajes pueden entrar a la computadora (lectura) o pueden salir de esta (escritura). Por lo que los pines del puerto paralelo pueden ser de entrada (E) o salida (S) o ambos (E/S).

Para escribir o leer un voltaje en el puerto paralelo es necesario leer o escribir en localidades de memoria específica, llamadas registros. El nivel de voltaje en los pines de salida depende del dato escrito en los registros correspondientes. De igual manera, el dato leído en los registros de entrada refleja al voltaje existente en los pines de entrada.

Algunas señales son marcadas con /, indicando que el nivel lógico en los registros es contrario al que existe en los pines. Cada uno de los registros posee una dirección que permite su acceso. Las direcciones de los registros están dadas en forma de secuencias: registro de datos, registro de estado y registro de control. Conociendo la dirección de registro de datos (dirección base) se puede conocer la dirección de los demás registros.

La tabla 7.1 muestra los registros de cada pin.

No. Pin	Señal	Registro	Dir.
1	/Strobe	Control	E/S
2	Dato 0 (D0)	Datos	S
3	D1	Datos	S
4	D2	Datos	S
5	D3	Datos	S
6	D4	Datos	S
7	D5	Datos	S
8	D6	Datos	S
9	D7	Datos	S
10	Acknowledge	Estado	E
11	/Busy	Estado	E
12	Paper end	Estado	E
13	Select	Estado	E
14	/Auto-linefeed	Control	E/S
15	Error	Estado	E
16	Initialize	Control	E/S
17	/Select Printer	Control	E/S
18-25	Ground	Gnd	

Tabla 7.1 Configuración de los 25 pines del puerto paralelo, mostrando las señales que se reciben, el tipo de registro al que pertenecen y la dirección del flujo de datos

Para los fines que perseguimos en cuanto al control sólo utilizaremos 4 pines de salida (dos por actuador). Los pines a utilizar son el 3 y 4 para un motor y el 5 y 6 para otro motor (fig.7.2).

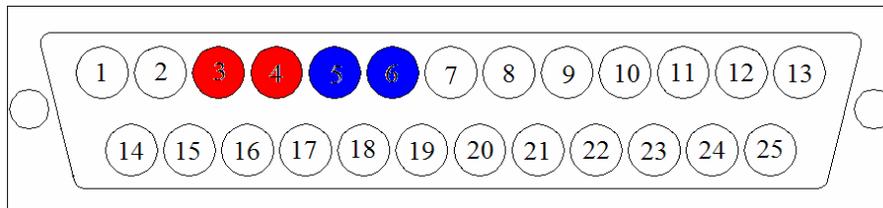


Figura 7.2. Pines de salida que se conectan a los actuadores, en rojo 3 y 4 para un motor y 5 y 6 para otro motor

Debido a que el nivel lógico alto entregado por el puerto es de sólo 5 volts, se tuvo que realizar un arreglo de transistores para formar un puente H para cada actuador.

Los transistores utilizados son el BC547 que es NPN y el BC548 que es PNP mostrados en la figura 7.3

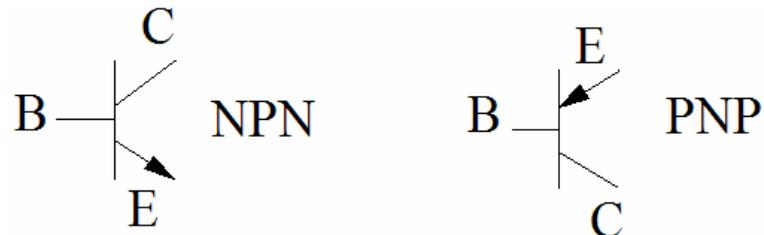


Figura 7.3 Configuración de los transistores NPN y PNP con sus respectivas terminales: Emisor, Base y Colector

La configuración de un puente H se muestra en la figura 7.4.

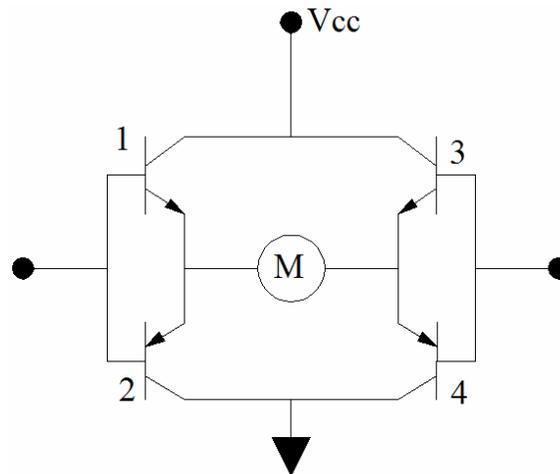


Figura 7.4. Configuración de un puente H con cuatro transistores, dos terminales para dos pines de salida del puerto paralelo, un voltaje que se suma a los 5 volts entregados por el puerto y una terminal que va a tierra

El puente H consta de cuatro transistores, dos de configuración NPN y los dos restantes de configuración PNP, en donde es posible poner la alimentación restante para la activación de los actuadores (18 volts) y una terminal para tierra, con dos terminales para cada pin mostrados en izquierda y derecha.

El programa elaborado en lenguaje en C utiliza las interrupciones de las teclas 4 y 6 del teclado numérico para mandar los pulsos en un sentido por un tiempo continuo que se puede controlar por medio del ingreso del tiempo que es una variable común para las dos parejas de pines y por lo tanto para ambos motores.

Al oprimir una tecla de activación (en este caso 4 o 6), la salida de un pulso entrega un cero y un uno en un sentido que tiene una duración variable (por ejemplo dos segundos) y a la siguiente petición mediante otra opresión entrega el cero y uno en sentido opuesto; es decir tiene una entrega alternativa: 01, 10, 01, 10, etc.

Electrónicamente el sentido de la corriente que recibe el actuador cambia con una configuración y otra de la siguiente manera:

Cuando se recibe un 0 y un 1 como en la figura 7.5, el paso de la corriente sólo puede circular por el emisor del transistor 3 y el emisor del transistor 2, pasando hacia su respectiva base, ya que el transistor 1 y 4 entran en corte y los dos restantes por donde circula la corriente están en saturación.

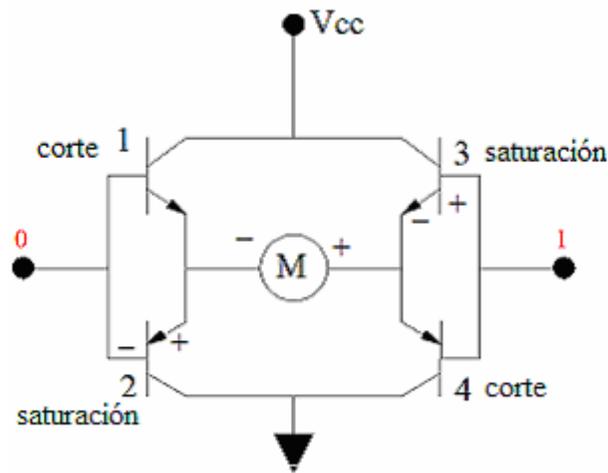


Figura 7.5 Sentido hacia la izquierda de la corriente con una salida de 01

En cambio, al tener una configuración opuesta a la anterior, es decir, un 1 y un 0 como se puede ver en la figura 7.6, ocurre lo opuesto, es decir la corriente circula por la base y el emisor de transistor 1, alimenta al actuador y llega al emisor del transistor 4 llegando después a su base.

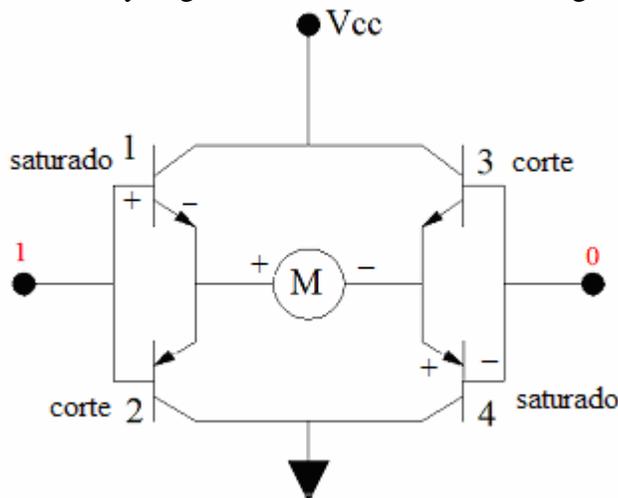


Figura 7.6 sentido hacia la derecha de la corriente con una salida de 10

Con la entrega de estos niveles de operación alternos que entran a las terminales del puente H, los flujos de corriente que recibe el motor van de derecha a izquierda y viceversa alternativamente.

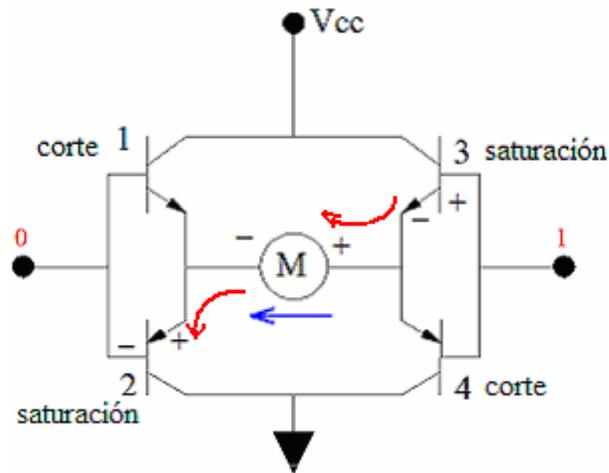


Figura 7.7 Flujo de corriente desde el transistor 3 hasta el 2 en el puente H al tener una configuración de pulsos 0, 1

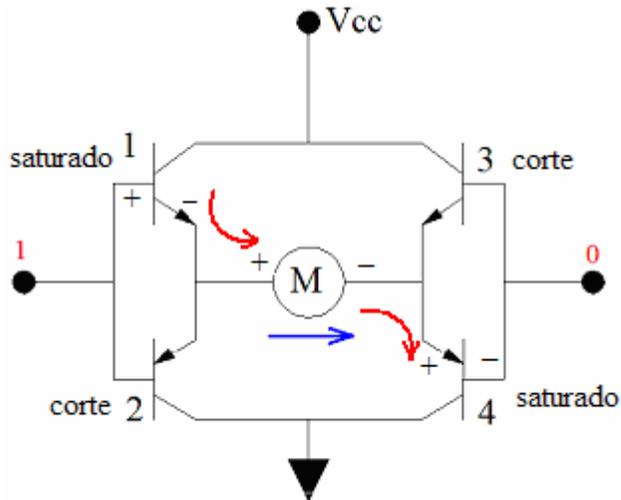


Figura 7.8 Flujo de corriente desde el transistor 1 hasta el 4 en el puente H al tener una configuración de pulsos 1, 0

El programa generado en lenguaje en C es el siguiente:

```

#include <dos.h>
#include <math.h>
#include <conio.h>
#include <stdio.h>
#define base 0x378

void main()
{
int
A=10,N,N1=0,N2=0,i=0,tiempo=2000;
clrscr();

for (i;i<=A;i++)
{
printf (" Numero de Control: ");
scanf ("%d",&N);

if(N==6)
{
if(N1==0)
{
outportb(base,2);
delay(tiempo);
outportb(base,0);
N1=1;
}
else
{
outportb(base,4);
delay(tiempo);
outportb(base,0);
N1=0;
}
}
if(N==4)
{
if(N2==0)
{
outportb(base,8);
delay(tiempo);
outportb(base,0);
N2=1;
}
else
{
outportb(base,16);
delay(tiempo);
outportb(base,0);
N2=0;
}
}
}
getch();
}

```

CAPÍTULO 8

VALIDACIÓN Y RESULTADOS

- 8.1 Características del prototipo**
- 8.2 Desempeño sin cargas**
- 8.3 Validación**

8.1 Características del prototipo

Peso. 1, 680 gr.

Peso soportado por el brazo: en el borde radial 18 kg

Peso soportado por la mano: 2.4 kg

Peso soportado en prono-supinación: 1.8 kg

Apertura de dedos: 8.3 cm. de diámetro.

Desplazamiento angular de prono-supinación: 120°

8.2 Desempeño sin cargas

Tiempo de flexión: 1 s. a 24 volts

Tiempo de extensión: 0.8 s. a 24 volts

Tiempo de pronación: 1.6 s. a 24 volts

Tiempo de supinación: 1.8 s. a 24 volts

8.3 Validación

En este trabajo se puede ver la importancia de los ensambles que permiten un movimiento sin fricciones o con fricciones muy bajas, ya que aunque la potencia del actuador se calcule como suficiente para el trabajo a desempeñar, una fricción elevada puede impedir el movimiento, puede desgastar una de las piezas y puede causar sonidos indeseados.

En cuanto al actuador de prono-supinación podemos decir que aunque genera un torque de 1.517 N.m a 18 volts, este disminuye en una suma no muy considerable por los aspectos de fricción en las superficies de ambas piezas del antebrazo al moverse en pronación y supinación. Otro factor de disminución de la fuerza del movimiento se debe a que la flecha del motor se acopla con todos los elementos ensamblados a partir de la sección distal de antebrazo hasta la mano y obviamente la suma de este peso estructural resta fuerza al movimiento total.

El aspecto en el movimiento de pronosupinación que propicia que el tiempo de alcanzar la pronación total y la supinación total sean distintos es que las escobillas que se fijan en la sección distal del antebrazo y que se deslizan en sus respectivas pistas eléctricas en la sección proximal tienen una disposición arqueada, en virtud de la cual, las escobillas generan cierta presión sobre las pistas de cobre y esto garantiza que se haga un mejor contacto, no obstante cuando se realiza el movimiento de pronación las escobillas van a favor de su arco, dando un arrastre sin mucho esfuerzo registrándose un tiempo de 1.6 s. con una alimentación de 24 volts, mientras que en el movimiento de supinación las escobillas se arrastran sobre las pistas de cobre en contra de su arco, lo cual genera más fricción, ruido indeseable y más lentitud, ya que se registra un tiempo de 1.8 s. a 24 volts de alimentación.

Existe una relación inversa entre la fuerza de pronosupinación y la longitud de donde parta la flecha del motor, ya que el centro de masa de toda la estructura de mano y la sección distal del antebrazo entre más alejado se encuentre del nacimiento de la flecha del motor menos fuerza se desarrollará en el movimiento.

Una desventaja del sistema de flexión dactilar es que el cierre de los dedos es susceptible de disminuir por una fuerza externa, ya que la transmisión del movimiento del motor se lleva a cabo por un engrane recto. En cambio si la transmisión se generara por un engrane helicoidal o cónico, el sistema funcionaría como un diodo mecánico, el cual no cedería desplazamientos involuntarios porque la transmisión no es lineal.

Como ya se mencionó con anterioridad, la eficiencia del motor es mayor entre menores sean las fricciones que se presenten con las piezas que se mueven gracias a él; y justamente la eficiencia del actuador del sistema de flexo-extensión se mantiene elevado gracias a que las articulaciones interfalángicas contienen una fricción muy baja, por tanto los resortes que generan la extensión constante sólo se desplazan 12 mm. en flexión significando que cuando los dedos están extendidos el motor prácticamente sólo tiene que vencer la fuerza de oposición de los resortes conectados a los dedos 2,3, 4 y 5.

Las pruebas que se realizaron con distintos objetos dieron buenos resultados, ya que fue posible llevar a cabo la sujeción de objetos como una botella llena de agua y pequeños como una pelota de esponja o una goma.

Las siguientes imágenes describen los objetos sujetos.



Figura 8.1 Peso del objeto: 400g., tipo: cilíndrico cilíndrico



Figura 8.2 Peso del objeto: 987g., tipo:



Figura 8.3. Peso del objeto: 3g., tipo: esférico



Figura 8.4. Peso del objeto: 17.4g., tipo: ovalado

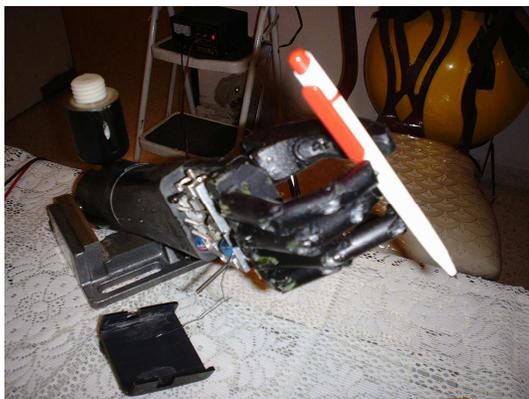


Figura 8.5 Peso del objeto: 9g., tipo: cilíndrico

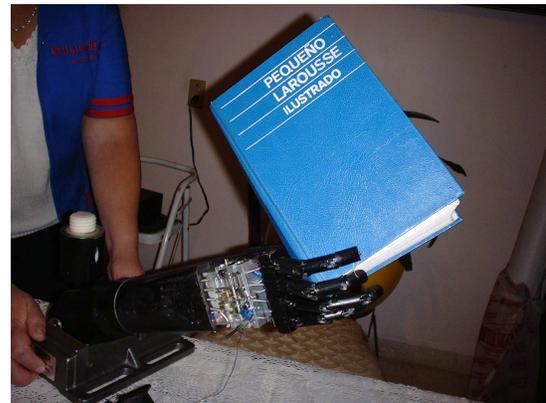


Figura 8.6. Peso del objeto: 1, 800g., tipo: cuadrado



Figura 8.7 Peso del objeto: 27 g., tipo: cilíndrico



Figura 8.8., Peso del objeto: 387g., tipo: cilíndrico



CAPÍTULO 9

CONCLUSIONES

9.1 Trabajo futuro

No cabe ninguna duda de que enfrenté más obstáculos de los que había imaginado antes de comenzar con el proyecto; pero creo que el hecho de haber consultado trabajos previos realizados en el mismo campo me dio muchas ideas para implementarlas en el diseño, el cuál justamente se complicó en la manufactura de algunas piezas de geometría caprichosa, pero que finalmente mimetizan bien la morfología de la mano y antebrazo humanos; no obstante en trabajos futuros lo recomendable será desarrollar piezas de una geometría cilíndrica y ortogonal que funcione correctamente dejando como detallado final el darle la apariencia humana con resinas, polímeros, hules espuma y siliconas.

También rediseñé varias veces la disposición de los elementos para dar el dinamismo deseado, cambiando en ocasiones totalmente los elementos o su disposición para lograrlo.

Es muy ventajoso realizar ensambles con soleras y tornillos prisioneros, ya que los sistemas pueden desmontarse fácilmente para implementar un nuevo elemento, hacer algún ajuste o arreglo o simplemente para darle mantenimiento.

Las pruebas de los materiales y su posterior elección me dieron la seguridad de que cumplen en su mayoría con las condiciones de resistencia, perdurabilidad y buen rendimiento para la tarea que desempeñan en el brazo artificial.

Definitivamente será muy difícil llegar a emular los cientos de movimientos que en conjunto puede realizar toda una extremidad superior ya que cada movimiento implica una señal de control diferente, y ésto le suma complejidad a la operación del brazo y si estamos hablando de que se pretende de alguna manera que sea adaptado como una prótesis, entonces no sería práctico el operarla para el usuario.

Un aspecto que resulta provechoso es el hecho de que el consumo de energía por parte de los actuadores es relativamente bajo, detalle que nos da la posibilidad de adaptar una pila de ion –Litio de tamaño pequeño, que se pueda llevar a nivel de la cintura, ya que los motores en su conjunto consumen 246 mA, es decir un cuarto de Ampere, y si adaptamos una pila de 3000mA-H, pues el rendimiento va a ser muy grande y ésto, claro dependerá de la utilización del brazo, pero de inicio sabemos que los actuadores no van a estar trabajando continuamente, es decir abriendo y cerrando sin interrupción.

9.1 Trabajo futuro

El paso inmediato a la conclusión del presente trabajo será hacer la adaptación para el uso de un individuo amputado a nivel del tercio proximal del brazo, realizando pruebas de desempeño en tareas cotidianas y mejorar los detalles que vayan requiriéndolo. El movimiento de flexión a nivel del codo será adaptando un sistema de flexo-extensión del antebrazo sobre el brazo actuado mediante la fuerza mecánico-muscular del usuario por medio de un precinto anclado a su hombro.

Los electrodos de control para la prótesis estarán a nivel del socket y la etapa electrónica de procesamiento de las señales mioeléctricas, así como la batería recargable de alimentación del mismo circuito electrónico, así como de los actuadores, estarán portados mediante una bolsa cómoda tomada de la cintura (como una canguñera).

Las pruebas con biomateriales en sustituciones protésicas o implantes en cirugía reconstructiva (fig. 9.1)son cada vez más frecuentes en institutos que tienen los recursos y la infraestructura para hacerlo.



Figura 9.1. Dedo artificial de polímero tratado químicamente para evitar rechazo antes del implante. [22]

La sorprendente característica del tejido óseo de crecer alrededor del Titanio reconociéndolo como propio ha puesto a las prótesis en un camino de múltiples ensayos para pasar de ser externas o removibles a ser implantadas. Aunque hay aspectos con los que aún se está luchando, cómo las infecciones recurrentes que se pueden presentar a nivel de la piel del muñón en donde sale el implante. Bajo este mismo esquema de involucrarse con el ambiente interno del paciente, en cuestión del control electromiográfico podemos decir que los electrodos podrían ser de igual manera implantados en los músculos; e incluso probar otros tipos de control, en donde no necesariamente tenga que ser algún músculo o grupo muscular.

Referencias

Referencias Bibliográficas

- [1] F. Quiroz Gutierrez; “Anatomía humana”; 3ª edición; Porrúa; México 1991
- [2] A I. Kapandji, “Fisiología articular”, 5ª edición; Editorial Médica Panamericana, Tomo I
- [3] Barney Le Veau, “Biomecánica del movimiento humano”, 2ª edición; Editorial Trillas
- [4] Frank H. Netter, “Interactive atlas of human Anatomy”
- [5] Manual NTN Corporation, “Rodamientos de bolas y de rodillos”, *cat. no. 2200-ii / s*
- [6] Wilson, A. Bennett, Jr., “Prosthetics and orthotics research in the united states”, *rehabilitation lit*, 24 (4): 98 – 107, 1986.
- [7] Ichiro Kato and Kuni Sadamoto, “Mechanical hand illustrated”, 2nd edition, Edit. Prentice Hall, Japon, 1993.
- [8] Mary A. Farrell Epstein and James R. Ligas, “Motor biomechanics”, 1st Edition, Edit. Springer-Verlag, Part I and II, United States of America, 1990.
- [9] Biomechanics and motor control of human movement, David A. Winter, Second Edition, Edit. A Wiley-Interscience Publication J.W. and sons Inc., United States of America, 1976.
- [10] James R. Carstens P.E., *Electrical sensors and transducers*, Second Edition, Edit. Regents Prentice Hall, United States of America, 1993.

Referencias obtenidas de Internet

- [11] <http://www.hobbico.com/>
- [12] <http://www.infoab.uclm.es/labeledec/solar/electronica/elementos/servomotor.html>
- [13] <http://www.alu-stock.com.es>
- [14] <http://www.infomecanica.com>
- [15] <http://www.imss.com.mx>
- [16] <http://www.inegi.com.mx>
- [17] <http://www.barmex.com>
- [18] <http://www.asmo.com.jp>
- [19] <http://www.nylamid.com.mx>
- [20] www.norgren.com/products/characteristics.html
- [21] www.sensorica.com.mx
- [22] www.news.bbc.co.uk/low/english/health/default.stm
- [23] www.robotstore.com/download/nm70_motor_di.pdf
- [24] www.msu.edu/home.html
- [25] www.altrubain.com/#2
- [26] www.bionic/system.com/main.html
- [27] www.bionic.es/home.html
- [28] www.sciam.com/1999/0999bionic/0999ezzell.html
- [29] www.amputee-coalition.org.mx
- [30] www.sarcos_utah.uk/hand/1.14.html
- [31] www.brazoartificial.com/marich_1999/duke/university/3933f.html
- [32] www.bioingenieria.com.es/brozino_1995/conceptos_?123-5.html

[33] www.orthopedic_engineering.com.uk/center/peter_kyberd_ue.html

[34] www.hidraulica_1.com.mx/nitinol/properties-345.html

[35] www.rhode_island.com.es/miembrosartificiales-jeffdonn.html

Artículos

- [36]. K. J. Delaurentis, C. Mavroidis; “Development of a shape memory alloy actuated robotic hand”; The state university of New Jersey, Piscataway, USA. cybotic technologies, inc., Toms River, USA
- [37]. Charles Pfeiffer, K. J. Delaurentis and C. Mavroidis “Shape memory alloy actuated robot proshtheses: initial experiments”;robotics and mechatronics laboratory, department of mechanical and aerospace enginnering the state university of New Jersey, Piscataway, USA cybotic technologies, inc
- [38]. O. A. Kuchar and J. N. Scrimger, “Biomechanical Modelling Human Hand Movements”; School of computer Science, Technical University of Nova Scotia, Halifax, Canada.
- [39].Charles Pfeiffer¹, Kathryn DeLaurentis² and Constantinos Mavroidis³
Robotics and Mechatronics Laboratory, Department of Mechanical and Aerospace Engineering Rutgers University, The State University of New Jersey, 98 Brett Road, Piscataway, NJ, USA, 08854, Tel: 732-445-0732, Fax: 732-445-3124,Email: cpfeiffe@caip.rutgers.edu, kjdela@eden.rutgers.edu, mavro@jove.rutgers.edu
- [40] R.S. Porfírio, “Estudo Analítico do Mecanismo Dinâmico de uma Prótese de Mão: Representação pelo Modelo de um Dedo”, Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, Brasil.
- [41] A. Bicchi, P. Dario, P.C. Pinotti, “On The Control of a Sensorized Artificial Finger for Tactile Exploration of Objects”, IFAC Robot Control – Syroco ’85, Barcelona, España.
- [42] R. C. Brost, “Automatic Grasp Planning in the Presence of Uncertainty”, The International Journal of Robotics Research.
- [43] P.H. Chappell, P.J. Kyberd, “Prehensile Control of a Hand Prosthesis by a Microcontroller”, J. Biomed. Eng.
- [44] P.J. Kyberd et al., “MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control”, IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering.

Glosario

Etiología.- Parte de la medicina que tiene por objeto el estudio de las causas de las enfermedades.

Prótesis.- Rama de la terapéutica quirúrgica que tiene por objeto reemplazar la falta de un órgano o parte por uno artificial.

Ortesis.- Dispositivo ortopédico aplicado al cuerpo.

Fulcro.- Unión en donde dos piezas se articulan.

Esterognocia.- Retroalimentación psicomotriz por el que el sentido de la vista se relaciona con las acciones motrices.

Músculo intrínseco .- Órgano carnoso productor del movimiento exclusivo de un hueso donde se encuentra.

Músculo extrínseco.- Órgano carnoso productor del movimiento que no forma parte esencial del hueso donde se encuentra.

Cadena cinemática .- Conjunto de piezas que se articulan formando un sistema con diversos grados de libertad de movimiento y estos pueden ser abiertos y cerrados.

Artródesis.- Fijación quirúrgica de la articulación.

Varo.- Dirigido hacia adentro.

Valgo.- Dirigido hacia fuera.

Indemne.- Exento o libre de daño.

Luxación.- Dislocación permanente de una parte, especialmente de las superficies articulares óseas.

Subluxación .- Luxación parcial o incompleta.

Laxitud .- Cualidad de laxo.

Laxo.- Relajado, flojo; sin fuerza o tensión en las fibras.

Artroplastia.- Cirugía correcta de las articulaciones.

APÉNDICE A

Clasificación de los aceros

Los aceros inoxidable no son indestructibles, sin embargo con una selección cuidadosa, sometiéndolos a procesos de transformación adecuados y realizando una limpieza periódica, algún integrante de la familia de los aceros inoxidable resistirá las condiciones corrosivas y de servicio más severas.

Serie 400

Aceros Inoxidable Martensíticos

Son la primera rama de los aceros inoxidable, llamados simplemente al Cromo y fueron los primeros desarrollados industrialmente (aplicados en cuchillería). Tienen un contenido de Carbono relativamente alto de 0.2 a 1.2% y de Cromo de 12 a 18%.

Los tipos más comunes son el AISI 410, 420 y 431.

Las propiedades básicas son: Elevada dureza (se puede incrementar por tratamiento térmico) y gran facilidad de maquinado, resistencia a la corrosión moderada.

Principales aplicaciones: Ejes, flechas, instrumental quirúrgico y cuchillería.

Serie 400

Aceros Inoxidable Ferríticos

También se consideran simplemente al Cromo, su contenido varia de 12 a 18%, pero el contenido de Carbono es bajo $<0.2\%$.

Los tipos más comunes son el AISI 430, 409 y 434

Las propiedades básicas son: Buena resistencia a la corrosión. La dureza no es muy alta y no pueden incrementarla por tratamiento térmico.

Principales aplicaciones: Equipo y utensilios domésticos y en aplicaciones arquitectónicas y decorativas.

Serie 300

Los Aceros Inoxidable Austeníticos

Son los más utilizados por su amplia variedad de propiedades, se obtienen agregando Níquel a la aleación, por lo que la estructura cristalina del material se transforma en austenita y de aquí adquieren el nombre. El contenido de Cromo varia de 16 a 28%, el de Níquel de 3.5 a 22% y el de Molibdeno 1.5 a 6%.

Los tipos más comunes son el AISI 304, 304L, 316, 316L, 310 y 317.

Las propiedades básicas son: Excelente resistencia a la corrosión, excelente factor de higiene - limpieza, fáciles de transformar, excelente soldabilidad, no se endurecen por tratamiento térmico, se pueden utilizar tanto a temperaturas criogénicas como a elevadas temperaturas.

Principales aplicaciones: Utensilios y equipo para uso doméstico, hospitalario y en la industria alimentaria, tanques, tuberías, etc.

ALGUNOS USOS DE LOS ACEROS INOXIDABLES

Los aceros inoxidable ofrecen resistencia a la corrosión, una adecuada relación resistencia mecánica - peso, propiedades higiénicas, resistencia a temperaturas elevadas y criogénicas y valor a largo plazo. Son totalmente reciclables y amigables con el medio ambiente.

Los aceros inoxidable son ampliamente utilizados en varios sectores, desde la más sofisticada aplicación industrial hasta los utensilios domésticos. Contribuyen, de manera indirecta, a satisfacer las necesidades humanas básicas tales como alimentación, salud, construcción, medio ambiente, transporte y energía.

Algunos ejemplos de productos fabricados con aceros inoxidable son los equipos de procesos químicos y petroquímicos, equipos de proceso de alimentos y bebidas, equipos farmacéuticos, cámaras de combustión, sistemas de escape y filtros automotrices, vagones de ferrocarril, aplicaciones arquitectónicas y estructurales, mobiliario urbano, paneles de aislamiento térmico, intercambiadores de calor, tanques y recipientes, barriles de cerveza, instrumentos quirúrgicos, agujas hipodérmicas, monedas, tarjas, ollas y sartenes, cubiertos, lavadoras, lavavajillas y utensilios de cocina.

En la industria química y petroquímica, los aceros inoxidable ofrecen elevada resistencia a la corrosión y excelentes propiedades mecánicas así como un bajo costo de mantenimiento. En la industria de alimentos y bebidas y en la industria farmacéutica, proveen excelentes condiciones de higiene además de su resistencia a la corrosión y duración a largo plazo.

Aluminio Composición química

Nomos EN AW	Denominaciones A.S.K.	% Si	% Fe	% Cu	% Mn	% Mg	% Zn	% Ti	% Pb	% Cr	%	% Otros	% Al
1050 A	Puraltek 99,50	0,25	0,40	0,05	0,05	0,05	0,07	0,06				0,03	99,50
1060	Puraltek 99,50	0,25	0,35	0,05	0,03	0,03	0,05	0,03				0,03	99,60
1080	Puraltek 99,80	0,15	0,15	0,03	0,02	0,02	0,06	0,03		Ga 0,03	V 0,05	0,02	99,80
1100	Puraltek 99,10	0,95 Si+Fe		0,05-0,20	0,05		0,10					0,05	99,00
1200	Puraltek 99,00	1,0 Si+Fe		0,05	0,05		0,10	0,05				0,15	99,00
1350	Bect-pural 99,5	0,10	0,40	0,05	0,01	0,05					0,05 B, 0,02 V+Ti	0,03	99,50
2007	Cobreattek 07	0,80	0,80	3,30-4,60	0,50-1,00	0,40-1,80	0,80	0,20	0,80-1,50			Bi 0,20	0,30 Resto
2011	Cobreattek 11	0,40	0,70	5,00-6,00			0,30		0,20-0,60	0,01		Bi 0,20-0,60	0,15 *
2014	Cobreattek 14	0,50-1,20	0,70	3,90-5,00	0,40-1,20	0,20-0,80	0,25	0,15		0,10			0,15 *
2018	Cobreattek 18	0,50-0,90	0,50	3,90-5,00	0,40-1,20	0,40-0,80	0,25	0,15		Bi 0,2-0,6		0,20 Zr + Ti	0,15 *
2017 A	Cobreattek 17	0,20-0,80	0,70	3,50-4,50	0,40-1,00	0,40-1,00	0,25	0,15		0,10		0,25 Zr + Ti	0,15 *
2024	Cobreattek 24	0,50	0,50	3,80-4,90	0,30-0,90	1,20-1,80	0,25	0,15		0,10		0,25 Zr + Ti	0,15 *
2618 A	Cobreattek 18	0,15-0,25	0,90-1,40	1,80-2,70	0,25	0,40-0,80	0,15	0,20	Ni (0,8-1,4)	0,10		0,25 Zr + Ti	0,15 *
2030	Cobreattek 30	0,80	0,70	3,30-4,50	0,20-1,00	0,50-1,30	0,50	0,20	0,80-1,50	0,10		Bi 0,20	0,15 *
3003	Almantek 3003	0,60	0,70	0,05-0,20	1,00-1,50		0,10	+Zr 0,20		0,10			0,15 *
3004	Almantek 3004	0,30	0,70	0,25	1,00-1,50	0,80-1,30	0,25						0,15 *
3104	Almantek 3104	0,60	0,80	0,05-0,25	0,8-1,4	0,80-1,30	0,25	0,10				0,06	0,15 *
3005	Almantek 3005	0,60	0,70	0,30	1,0-1,5	0,2-0,6	0,25	0,10		0,10		0,05 V	0,15 *
3105	Almantek 3105	0,60	0,70	0,30	0,30-0,80	0,20-0,80	0,40	0,10		0,20			0,15 *
5005	Magnealtek 10	0,30	0,45	0,05	0,15	0,70-1,10	0,20			0,10			0,15 *
5050	Magnealtek 15	0,40	0,70	0,20	0,10	1,10-1,80	0,25	0,15		0,10			0,15 *
5052	Magnealtek 25	0,25	0,40	0,10	0,10	2,20-2,80	0,10	0,20		0,15-0,35			0,15 *
5056	Magnealtek 50	0,30	0,40	0,10	0,05-0,20	4,50-5,60	0,20			0,05-0,20			0,15 *
5083	Magnealtek 45	0,40	0,40	0,10	0,40-1,00	4,00-4,90	0,25	+Zr 0,20		0,05-0,25			0,15 *
5086	Magnealtek 40	0,40	0,50	0,10	0,20-0,70	3,50-4,50	0,25	+Zr 0,20		0,05-0,25			0,15 *
5154 A	Magnealtek 35	0,50	0,50	0,10	0,50	3,10-3,90	0,20	+Zr 0,20		0,15-0,35			0,15 *
5251	Magnealtek 20	0,40	0,50	0,15	0,10-0,50	1,70-2,40	0,15	0,15		0,15			0,15 *
5454	Magnealtek 31	0,25	0,40	0,10	0,50-1,00	2,40-3,60	0,25	0,20		0,05-0,20			0,15 *
5754	Magnealtek 30	0,40	0,40	0,10	0,50	2,60-3,60	0,15	0,15		0,30		0,1-0,6Mn+Cr	0,15 *
Alpion	Aluplanmag	0,40	0,40	0,10	0,40-1,00	4,00-4,90	0,25	0,15				Ni 0,05	0,15 *

Propiedades

Aleación Normas A.A.	Aleación Normas ALU-STOCK	ESTADO	Carga de rotura Rm N / mm ²	Límite elástico Rp 0,2 N / mm ²	Alargamiento A 5,65 %	Límite de fatiga N / mm ²	Dureza Brinell HB
Serie 1000							
1050 A	Puraltok 99,5	0	80	35	4	50	2
1050 A	Puraltok 99,5	H	100	85	2	-	1
1050 A	Puraltok 99,5	2	115	105	1	70	3
1050 A	Puraltok 99,5	H	130	120	2	-	0
1050 A	Puraltok 99,5	4	150	140	1	100	3
1050 A	Puraltok 99,5	H	180	170	0	-	5
1200	Puraltok 99,0	0	90	40	4	70	2
1200	Puraltok 99,0	H	110	90	0	-	3
1200	Puraltok 99,0	2	125	115	11	100	3
1200	Puraltok 99,0	H	140	130	9	-	2
1200	Puraltok 99,0	4	160	150	7	130	3
1200	Puraltok 99,0	H	190	180	6	-	7
Serie 2000							
2007	Cobrealtok 07	T3	460	360	11	-	115
2007	Cobrealtok 07	T4	445	295	1	-	110
2011	Cobrealtok 11	T3	365	290	4	250	95
2011	Cobrealtok 11	T4	350	270	1	250	90
2011	Cobrealtok 11	T6	395	300	5	250	110
2011	Cobrealtok 11	T8	420	315	1	250	115
2014	Cobrealtok 14	0	190	85	8	180	55
2014	Cobrealtok 14	T4	430	275	1	280	110
2014	Cobrealtok 14	T6	485	425	2	290	140
2014 A	Cobrealtok 14	0	190	85	1	180	55
2014 A	Cobrealtok 14	T4/T451	430	275	3	280	110
2014 A	Cobrealtok 14	T6	485	425	2	290	140
2017 A	Cobrealtok 17	0	180	70	0	180	45
2017 A	Cobrealtok 17	T4	425	275	1	260	105
2024	Cobrealtok 24	0	185	75	8	180	55
2024	Cobrealtok 24	T3	475	340	1	280	120
2024	Cobrealtok 24	T4	460	330	2	280	120
2024	Cobrealtok 24	T8	485	450	2	250	130
2030	Cobrealtok 30	T3	460	360	0	270	115
2030	Cobrealtok 30	T4	445	295	1	260	110
Serie 3000							
3003	Almantok 03	0	110	50	2	100	2
3003	Almantok 03	H	140	120	9	110	9
3003	Almantok 03	2	160	145	11	130	4
3003	Almantok 03	H	180	165	9	140	0
3003	Almantok 03	4	205	185	8	150	4
3003	Almantok 03	H	245	215	6	-	5
3103	Almantok 103	6	105	45	4	100	5
3103	Almantok 103	H	135	115	2	-	0
3103	Almantok 103	8	155	140	9	130	5
3103	Almantok 103	H	185	160	11	-	5
3103	Almantok 103	9	200	180	9	150	6
3103	Almantok 103	0	240	210	8	-	5

Serie 5000							
5005 A	Magnealtok 10	0	120	45	2	-	3
5005 A	Magnealtok 10	H	145	125	7	-	2
5005 A	Magnealtok 10	2	165	145	1	-	4
5005 A	Magnealtok 10	H	185	165	3	-	5
5005 A	Magnealtok 10	4	205	185	1	-	5
5005 A	Magnealtok 10	H	225	210	2	-	0
5052	Magnealtok 25	0 / H111	195	90	2	210	5
5052	Magnealtok 25	H2	225	175	5	220	0
5052	Magnealtok 25	H4	250	200	1	240	6
5052	Magnealtok 25	H6	270	225	5	250	5
5052	Magnealtok 25	H8	290	250	1	260	7
5052	Magnealtok 25	H9	310	280	4	-	0
5083	Magnealtok 45	0 / H111	300	145	2	250	70
5083	Magnealtok 45	H2	330	240	3	280	90
5083	Magnealtok 45	H4	360	275	1	280	100
5083	Magnealtok 45	H6	380	305	7	-	105
5083	Magnealtok 45	H8	400	335	1	-	110
5083	Magnealtok 45	H9	420	370	6	-	115
5086	Magnealtok 40	0 / H111	275	130	2	240	65
5086	Magnealtok 40	H2	305	220	4	260	85
5086	Magnealtok 40	H4	330	250	1	270	95
5086	Magnealtok 40	H6	345	280	6	-	100
5086	Magnealtok 40	H8	360	305	1	-	105
5086	Magnealtok 40	H9	380	335	5	-	110
5154 A	Magnealtok 35	0 / H111	235	110	2	230	5
5154 A	Magnealtok 35	H2	265	205	4	250	5
5154 A	Magnealtok 35	H4	290	235	1	260	7
5154 A	Magnealtok 35	H6	315	260	4	-	5
5154 A	Magnealtok 35	H8	340	285	1	290	8
5154 A	Magnealtok 35	H9	375	320	3	-	0
5251	Magnealtok 20	0 / H111	180	80	2	200	4
5251	Magnealtok 20	H2	210	165	6	-	5
5251	Magnealtok 20	H4	230	190	1	230	6
5251	Magnealtok 20	H6	255	215	4	-	0
5251	Magnealtok 20	H8	280	240	1	250	6
5251	Magnealtok 20	H9	310	270	3	-	5
5754	Magnealtok 30	0 / H111	215	100	2	220	5
5754	Magnealtok 30	H2	245	185	5	-	5
5754	Magnealtok 30	H4	270	215	1	250	7
5754	Magnealtok 30	H6	290	245	5	-	0
5754	Magnealtok 30	H8	315	270	1	280	7
5754	Magnealtok 30	H9	340	300	4	-	5

Serie 6000							
6005 A	Simagaltok 05	T	200	100	2	-	-
6005 A	Simagaltok 05	1	210	110	5	-	-
6005 A	Simagaltok 05	T	270	240	1	-	-
6005 A	Simagaltok 05	4	285	260	6	190	9
6060	Simagaltok 60	0	100	50	2	110	2
6060	Simagaltok 60	T	150	90	7	-	5
6060	Simagaltok 60	1	160	90	2	-	4
6060	Simagaltok 60	T	220	185	5	160	5
6060	Simagaltok 60	4	245	215	2	160	5
6061	Simagaltok 61	0	125	55	2	120	3
6061	Simagaltok 61	T4	235	140	7	180	0
6061	Simagaltok 61	T6 /	310	270	2	190	6
6063	Simagaltok 63	0	100	50	2	110	2
6063	Simagaltok 63	T	150	90	7	150	5
6063	Simagaltok 63	1	160	90	2	150	4
6063	Simagaltok 63	T	215	175	6	150	5
6063	Simagaltok 63	4	245	210	2	150	5
6063	Simagaltok 63	T	260	240	1	-	0
6082	Simagaltok 82	0	130	60	2	120	3
6082	Simagaltok 82	T1	260	170	7	200	5
6082	Simagaltok 82	T4	260	170	2	200	7
6082	Simagaltok 82	T5	325	275	4	210	0
6082	Simagaltok 82	T6 /	340	310	1	210	7
Serie 7000							
7020	Alzintok 20	0	180	80	2	-	55
7020	Alzintok 20	T5	375	315	4	250	110
7020	Alzintok 20	T6 /	380	335	1	270	120
7049 A	Alzintok 49	T	590	500	7	-	-
7075	Alzintok 75	0	225	105	-	230	60
7075	Alzintok 75	T6 /	570	505	1	300	150
7075	Alzintok 75	T651	505	435	0	300	140

H2 = H12,
H22
H4 = H14,
H24
H6 = H16,

Nylamid

Propiedades

PROPIEDADES PRINCIPALES DE NYLAMID®							
PROPIEDADES	NORMA ASTM	UNIDADES	TIPOS DE NYLAMID				
			M	XL		TS	6/6
DENSIDAD	D792	gr/cm ³	1.14	1.14	1.14	1.11	1.14-1.15
DUREZA SHORE-D			80-82	80-85	80-82	74-77	80-85
ABSORCION AGUA: 24 hrs.	D570	%	0.60	0.5-1	0.60		0.6-1.15
HASTA SATURACION		%máx	3	1	3		7-9
TEMPERATURA DE SERVICIO	D648	°C	100	110	100		100
COEFICIENTE ESPOSICION TERMICA	D696	1/°C	100X10(-6)	100X10(-6)	100X10(-6)	475	100X10(-5)
RESISTENCIA A LA TENSION	D638	kg/cm ²	720	810-914	720	500	632-843
RESISTENCIA A LA COMPRESION	D695	kg/cm ²	850	670-810	850	110	843
RESISTENCIA A LA FLEXION	D790	kg/cm ²	1,200	770-1,270	1,200		879-984
RESISTENCIA AL IMPACTO	D256	kg-m/cm	8.0	11.8	8.0	7	6.5
ELONGACION	D638	%	15-30	40	15-30	275	50
MODULO DE ELASTICIDAD	D638	kg/cm ²	24,000	21,093-28,124	24,000		28,120
COEFICIENTE FRICCION SECO:							
ESTATICO			0.3 a 0.4	0.05-0.1	0.07 a 0.15		
DINAMICO			0.15 a 0.3		0.06 a 0.1		0.17-0.4