



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

31

FACULTAD DE INGENIERIA

**“DISEÑO DE UNA PROTESIS TRANSRADIAL
MIOELECTRICA”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

INGENIERO EN COMPUTACION

P R E S E N T A :

ALFREDO LANDA HERRERA

DIRECTOR DE TESIS:

ING. CLAUDIA CANCHE RODRIGUEZ

290765



MEXICO, D. F.

MARZO 2001



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Mamá:

Gracias por tus enseñanzas y tu apoyo continuo, pero más que nada, gracias por tu cariño y amor incondicionales.

Te quiero mamá mía

Papá:

Gracias por apoyarme siempre. Me enseñaste a trabajar fuerte y a nunca darme por vencido.

Te quiero

Jorge:

Gracias por ser mi amigo y estar siempre a mi lado, aún en mis más grandes locuras.

Te quiero f... bro

Amor:

Gracias por ser mi Jeny y estar siempre a mi lado. Eres mi inspiración.

Te amo

Índice Temático

Introducción	V
¿Qué tan grande es el número de personas amputadas?	VI
Historia de la prótesis	VI
<hr/>	
Capítulo 1	
<hr/>	
Fundamentos anatómicos y fisiológicos del movimiento del brazo humano	1
1.1 Función, construcción y tipo de huesos y articulaciones	1
Estructura de la muñeca (articulación entre el radio y los carpos)	3
Estructura de las articulaciones intercarpianas	4
Estructura de las articulaciones carpo-metacarpiana e intermetacarpiana	4
Estructura de las articulaciones metacarpofalángicas	5
Estructura de las articulaciones interfalángicas	5
1.2 Función, construcción y tipo de músculos	5
Músculos de la muñeca	8
Músculos de los dedos	9
1.3 Fundamentos básicos del sistema neuromuscular	10
Estimulación muscular	16
<hr/>	
Capítulo 2	
<hr/>	
Fundamentos de Biomecánica	17

2.1 Descripción cinética	17
Muñeca	17
Pulgar	18
Dedos similares	19
2.2 Descripción cinemática	21
Sistemas de referencia de eslabón	21
Reglas particulares	22

Capítulo 3

Fundamentos de las prótesis	27
3.1 Construcción	27
3.2 Tipos de materiales	29
3.3 Tipos de prótesis	30
3.4 Formas de actuación de una prótesis	31

Capítulo 4

Diseño del sistema mecánico	33
4.1 Análisis preliminar	33
4.2 Modelado	33
4.3 Selección de Materiales	36
4.4 Selección de Actuadores	38

Capítulo 5

Diseño de los sensores, el controlador y el sistema de potencia	41
5.1 Sensores	41
Características de la señal EMG	41
Características del ruido eléctrico	42
Características eléctricas de los electrodos y del amplificador	42
Diseño de los electrodos	45
Localización y orientación de los electrodos	46
5.2 Controlador	46

5.3 Sistema de potencia	47
Conclusiones	51
<hr/>	
Apéndice A	
<hr/>	
Planos del sistema mecánico	55
<hr/>	
Apéndice B	
<hr/>	
Hojas de especificaciones	73
Glosario	85
<hr/>	
Bibliografía	87
<hr/>	

Introducción

La pérdida de un miembro es un acontecimiento que marca para siempre la vida de la persona que lo sufre. La gente siente una pérdida de autoestima porque han perdido una parte de ellos. Las limitaciones a las que se tienen que enfrentar son muchas; sin embargo, después de sufrir el dolor y la tensión que esto causa, la gente se sobrepone, se vuelven más fuertes por dentro y tienen una nueva perspectiva de la vida.

Antes de entender la protésica, uno debe familiarizarse con las causas y los efectos de una amputación. Una amputación puede ser necesaria por muchas razones. Las causas principales son: enfermedades vasculares, cáncer, infecciones, traumas y defectos de nacimiento.

- Las enfermedades vasculares se deben al colapso de las estructuras vasculares periféricas; su principal causa es la diabetes. La circulación de la sangre en estas áreas se ve comprometida y la estructura de las extremidades comienza a degradarse. El paciente experimenta la muerte de los nervios o neuropatía, ya no siente el dolor y el tejido se corrompe. Normalmente se forman úlceras que se infectan, y como no circula la sangre de manera adecuada, los anticuerpos no llegan al miembro infectado. El nivel de la amputación es determinado de acuerdo a varios métodos basados en la cantidad de sangre que circula en dicha área.
- El cáncer se forma de tumores que atacan a los huesos o al tejido suave. Estos tumores se tratan con quimioterapia o radioterapia. Sin embargo, muchas veces, para prevenir la proliferación del cáncer, se hace necesaria la amputación del miembro enfermo.
- La amputación debida a traumas, es el resultado de accidentes durante el uso de maquinaria, tal como: autos, herramienta industrial, armas de fuego, etc. Otros accidentes que causan este tipo de amputación son: quemaduras, congelamiento, electrocución, etc. Debido a estos accidentes, los huesos no sanan, existe daño nervioso severo o existe parálisis total del miembro, lo que hace necesaria la amputación.
- Las deficiencias congénitas se diferencian de las causas anteriores, debido a que no se requiere de amputación para el uso de la prótesis. Existen muchas razones para este tipo de anomalías, pero la causa principal es la interrupción del crecimiento esquelético. La mayoría de pacientes con deficiencias congénitas son mujeres que requieren prótesis transradiales.

¿Qué tan grande es el número de personas amputadas?

Según cifras de la Organización Mundial de la Salud (OMS) [14], el número de amputados es de 1.55 por cada 1000 personas. Los amputados debajo de la rodilla representan el grupo más grande con un 53%, el 33% es de amputados arriba de la rodilla. Incluyendo las amputaciones parciales del pie, el 91.7% conciernen a las extremidades inferiores. Del 8.3% de amputados en las extremidades superiores, 4.4% se refiere a amputaciones transradiales, 2% a amputaciones arriba del codo y el 1.9% a otros tipos de amputaciones.

El 68% de la población de amputados es mayor de 51 años. La gente entre 60 y 70 años representan la mayor parte de este grupo con el 28%, mientras que aquellos que se encuentran entre 51 y 60 años representan el 18%.

El 75% de la población amputada se debe a enfermedades, el 22% a traumas y el 3% a deficiencias congénitas.

Historia de la prótesis

La historia de la prótesis y la cirugía de amputación comienza en los albores del pensamiento médico humano. Comienza con la necesidad de la humanidad por sentirse completo, tanto funcional como espiritualmente, necesidades que se siguen teniendo hasta la fecha. Los primeros aparatos de rehabilitación reconocidos como prótesis se encontraron en tres grandes civilizaciones: Egipto, Grecia y Roma. Durante la edad media se producían prótesis para esconder deformidades y como una extensión del cuerpo, en forma de armas, para las batallas. Durante el renacimiento emergió y cobró gran auge el desarrollo de esta ciencia.

Subsecuentes refinamientos en la medicina, la cirugía y la prótesis mejoraron en gran medida el funcionamiento de las prótesis. La revolución industrial trajo consigo un gran avance en la prótesis, debido a la gran inyección de dinero con que contó esta ciencia.

En la actualidad la prótesis sigue básicamente los mismos principios que en la antigüedad, aunque debido a los grandes avances de la ciencia y la tecnología las mejoras a la prótesis pueden hacer que la vida de las personas que sufren amputaciones sea mejor, recobren su autoestima y se sobrepongan a esta traumática experiencia.

El presente trabajo es un intento para hacer que las prótesis sean lo más parecido al miembro perdido, sean lo más funcionales posibles, mientras que el costo de fabricación sea muy bajo, y de esta manera hacerlas accesibles a todos los estratos de la sociedad. El trabajo se encuentra dividido en cinco capítulos, de los cuales, los primeros tres forman parte de un extenso estudio y los dos capítulos finales hacen uso de este estudio para llevar a cabo el desarrollo propiamente dicho de la prótesis.

Cuenta además, con una serie de conclusiones en las que se analizan las ventajas y desventajas de la prótesis diseñada, así como los puntos más relevantes que surgieron a lo largo de su diseño. Finalmente cuenta con dos apéndices, el primero de los planos del sistema mecánico de la prótesis y el segundo de las hojas de especificaciones de los elementos electrónicos seleccionados.

La organización de los capítulos de la tesis es la siguiente:

- Capítulo 1, “Fundamentos anatómicos y fisiológicos del movimiento del brazo humano”. Como su nombre lo indica en este capítulo se aborda el estudio del cuerpo humano, de manera general, y del brazo, de manera más particular. Este estudio se enfoca principalmente a los huesos, las articulaciones, los músculos y los nervios que llevan a cabo el movimiento humano, y se centra en aquellos que corresponden al antebrazo, a la muñeca y a la mano.

Lo anterior tiene como finalidad el tener una base sólida de conocimiento en cuanto a la constitución del miembro que se va a

diseñar, ya que para poder diseñar algo se debe tener el pleno conocimiento de su constitución y su funcionamiento.

Provee además, la información para el posterior diseño de los sensores y el controlador, de tal manera, que este capítulo es parte medular de la investigación bibliográfica que se llevó a cabo.

- Capítulo 2, “Fundamentos de biomecánica”. En este capítulo se analiza el movimiento de la muñeca y la mano. Esta dividido en dos secciones principales, la descripción cinética, en la que se estudian los arcos de movilidad de cada una de las articulaciones. Esto es, se lleva a cabo el análisis del tipo de movimientos que puede realizar cada articulación, se analizan las limitantes que se encuentran en la población general y finalmente se hace un estudio de los músculos que participan en cada uno de los movimientos analizados.

La segunda parte del capítulo, la descripción cinemática, hace uso de una poderosa herramienta, los parámetros de Denavith-Hartenberg, para realizar el análisis matemático del movimiento de las articulaciones de la mano y la muñeca. Este punto es muy importante ya que gracias a él podemos referenciar un punto dado de cualquier dedo, o incluso cualquier articulación, a un punto prefijado por nosotros, del cual conocemos tanto la posición como la orientación. De este análisis se obtiene el modelo matemático por medio del cual obtendremos el rango de movimiento de la mano y la muñeca, tan solo con insertar las restricciones de la descripción cinética.

- Capítulo 3, “Fundamentos de las prótesis”. Aquí, se hace un estudio del procedimiento tradicional para hacer una prótesis. Cabe mencionar que este procedimiento puede variar de protesista en protesista, y también variará de acuerdo al tipo de prótesis de que se trate. Sin embargo, nos muestra los pasos más importantes que se llevan a cabo para la construcción de una prótesis.

Otro punto que se estudia en este capítulo, es el de los materiales más usados actualmente para la construcción de las prótesis. Se hace un análisis detallado de cada uno de ellos y la parte de la prótesis en la que se usa normalmente.

Finalmente, se hace un pequeño estudio de los tipos de prótesis que existen actualmente, así como las formas de actuación que se utilizan en la protésica actual.

- Capítulo 4, “Diseño del sistema mecánico”. A partir de este punto se deja atrás el estudio, para involucrarnos de lleno en el diseño de la prótesis. Haciendo uso de los parámetros de Denavith-Hartenberg y de los planos del sistema mecánico del Apéndice A, se realiza el análisis cinemático de la prótesis y se observan las similitudes que tiene respecto a la mano humana.

Posteriormente, se lleva a cabo la selección de los materiales con los que se construirán el endoesqueleto y las articulaciones, y se hace un análisis de las ventajas y desventajas que presentan respecto a los materiales tradicionales.

Para terminar el capítulo, se seleccionan los actuadores con los que se realizará el movimiento de la prótesis, haciendo también un análisis de las ventajas y desventajas que presentan los actuadores seleccionados, respecto a los actuadores tradicionales.

- Capítulo 5, “Diseño de los sensores, el controlador y el sistema de potencia”. El capítulo final de esta tesis se basa en la detección de las señales electromiográficas (EMG) que se usarán como disparadores de los actuadores de la prótesis.

Se abordan temas como las características de la señal EMG y el ruido eléctrico, el diseño de los sensores y su repercusión en la señal, el diseño de filtros y amplificadores que harán que la señal llegue de forma adecuada al controlador.

Se realiza el diseño de un controlador, con lógica TTL muy sencilla con el fin de que el costo de la prótesis sea muy bajo. Finalmente, se diseña un desacoplador para evitar que se contamine la señal EMG y un amplificador de potencia que se adecua a las necesidades del proyecto.

El diseño de esta prótesis es un sueño que se tuvo hace algunos años y al cual el autor se aferró a capa y espada.

Y no es sino un intento de humanizar un poco más a la ingeniería, ya que actualmente ésta se encuentra enfrascada en la solución de problemas como: manejo de la información, creación de supermáquinas, construcción de obras monumentales, búsqueda de nuevas tecnologías, estudio del universo, etc.; y no es que estos estudios no sean para el bien de la humanidad, sino que es preocupante que se ha descuidado el ayudar al ser humano como individuo y los problemas a los que como tal se enfrenta.

CAPÍTULO 1

Fundamentos anatómicos y fisiológicos del movimiento del brazo humano

1.1 Función, construcción y tipo de huesos y articulaciones

En general, el esqueleto humano cuenta con 206 huesos, de los cuales sólo 177 se emplean en el movimiento voluntario. El esqueleto sirve para soportar el peso, para sostener los músculos y para proteger estructuras críticas como la medula espinal, el cerebro y varios órganos. Debido a la gran variedad de formas y tamaños de huesos, sólo existen cuatro grandes categorías: largos, cortos, planos e irregulares.[2]

- Huesos largos. Tienen longitud mayor que su anchura, una diáfisis, dos epífisis y una curvatura leve que aumenta su resistencia. Algunos huesos de este tipo son: la clavícula, el húmero, el cúbito, el radio, los metacarpos y las falanges.
- Huesos cortos. Tienen una forma un tanto cuboidea, es decir, su longitud es casi igual a su anchura. Algunos ejemplos son los carpos de la muñeca.
- Huesos planos. Generalmente son delgados y compuestos por una o dos placas paralelas de hueso compacto que envuelve a otra de hueso esponjoso. Algunos ejemplos son: el esternón, los omoplatos, las costillas, los huesos de la pelvis y la rótula.
- Huesos irregulares. Tienen formas complejas y no se pueden agrupar en ninguna de las tres categorías anteriores. Entre estos huesos están: los huesos de la columna vertebral.

En cuanto a las articulaciones, su estructura y su función se encuentran tan interrelacionadas que es difícil discutir las por separado. De la misma manera que los rieles de un tren determinan la ruta a seguir por éste, la configuración de los huesos que forman la articulación, junto con los ligamentos, determinan y limitan los movimientos que el segmento involucrado puede realizar.

El término articulación se refiere al punto de contacto entre los huesos o entre cartílagos y huesos. El funcionamiento de una articulación depende de su estructura, las hay inmóviles, otras permiten movimientos limitados y en las restantes los movimientos son considerables. Cuanto más íntimo sea el contacto entre los huesos, tanto mayor será la resistencia de la articulación, aunque también estarán más restringidos los movimientos. Los movimientos articulares están en función de la flexibilidad del tejido conectivo que une a los huesos y de la posición de los ligamentos, músculos y tendones.

El cúbito (ulna) es el hueso medial (interno) del antebrazo, es decir, se localiza en el lado del dedo meñique. Su extremo proximal presenta el olécranon, prominencia que se palpa en el codo. El proceso coronoideo (apófisis coronoideas) se proyecta hacia adelante y, junto con el olécranon, aloja a la tróclea del húmero. La incisura troclear es un área semilunar entre el olécranon y el proceso coronoideo, y recibe la tróclea del húmero. La incisura radial es una depresión que se localiza en sentido inferolateral respecto de la incisura troclear, y aloja la cabeza del radio. El extremo distal del cúbito presenta la cabeza, separada de la muñeca por un disco de cartilago fibroso. Por último, el proceso estiloides (apófisis estiloides) se localiza en la cara posterior del extremo distal.

El radio es el hueso lateral (externo) del antebrazo, o sea que se sitúa en el lado del pulgar. Su extremo proximal presenta la cabeza, cilindro pequeño que recibe a la cabecita (cóndilo) del húmero y la incisura radial de la ulna. Además, presenta un área protuberante y rugosa en la cara medial (interna), la tuberosidad radial (bicipital), que es punto de inserción del músculo biceps. El cuerpo del radio se ensancha en sentido distal y forma una superficie inferior cóncava que articula con dos huesos de la muñeca, el semilunar y el escafoides. También en el extremo distal se encuentran el proceso estiloides (apófisis estiloides), en la cara lateral (externa), la incisura ulnar en el lado medial, que articula con el extremo distal del cúbito.

La mano y la muñeca deben su movilidad al generoso número de articulaciones con que cuenta. La muñeca está compuesta por ocho huesos del carpo, situados en dos filas: la fila proximal del carpo desde el lado radial hacia el lado cubital contiene escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. La fila distal del carpo desde radio hacia cúbito, está compuesta por trapecio, trapezoide, hueso grande y hueso ganchoso.

- Escafoides. Situado en el lado radial del carpo, es el hueso más grande de la fila proximal del carpo. De todos los huesos de esta región, es

el que se fractura más a menudo. La flexión cubital hace que el escafoides se deslice desde su articulación de modo que se vuelve palpable.

- Semilunar. Proximal en relación con el hueso grande. Se encuentra en la fila proximal del carpo, y se articula en este sentido con el radio y en sentido distal con el hueso grande. Este hueso, el hueso grande y la base del tercer metacarpiano están en línea entre sí.
- Piramidal. Se encuentra justamente distal a la apófisis estiloides cubital, en la fila proximal del carpo.
- Pisiforme. Se encuentra en la región anterolateral del piramidal, es un hueso sesamoideo pequeño incluido en el tendón del músculo cubital anterior.
- Trapecio. Esta localizado en el lado radial del carpo, sitio donde se articula con el primer metacarpiano. La articulación parece una silla de montar.
- Trapezoide. Se encuentra entre los huesos trapecio y grande y está directamente en la base del metacarpiano correspondiente al dedo índice.
- Hueso grande. Se encuentra en la base del tercer metacarpiano, el más grande y prominente de los huesos del metacarpo. Se puede palpar inmediatamente proximal en relación con la base del tercer metacarpiano.
- Hueso ganchoso. Está situado en posición ligeramente distal y radial al pisiforme. El gancho de este hueso tiene importancia porque forma el borde lateral (radial) del túnel de Guyon, que contiene al nervio y a la arteria cubitales en su camino hacia la mano. El borde medial del túnel de Guyon está formado por el hueso pisiforme.

Los cinco huesos del metacarpo forman la palma de la mano. Cada uno presenta base proximal, cuerpo (diáfisis) y cabeza distal. Estos huesos se identifican numerándolos del 1 al 5 comenzando por el del pulgar. (Fig. 1.1) Las articulaciones entre los carpos y los metacarpianos se encuentran en la base de la mano. Asociadas a estas articulaciones se encuentran las articulaciones intermetacarpianas, que son los puntos de contacto entre las bases de los huesos metacarpianos de cuatro de los dedos.

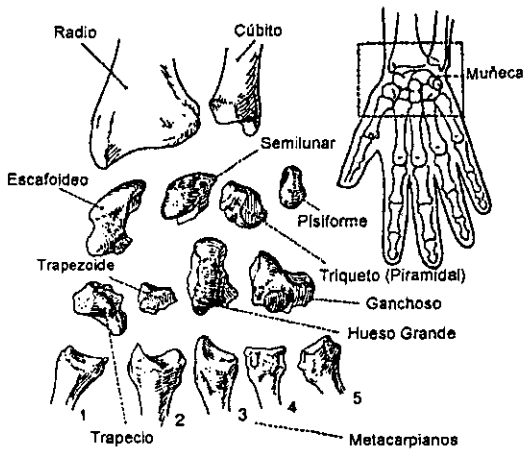


Fig. 1.1 Huesos de la muñeca, vista anterior. [1]

Las falanges son los huesos de los dedos, en cada mano existen catorce falanges, puesto que el pulgar tiene dos y los otros dedos tienen tres cada uno. Cada una de ellas consiste en base proximal, cuerpo y cabeza distal.

Los dedos se unen con la mano en las articulaciones metacarpofalángicas. Entre cada uno de los dedos se encuentran dos grupos de articulaciones interfalángicas, la primera entre las falanges (proximal) y las falanginas (media), y la segunda entre las falanginas y las falangetas (distal). El pulgar difiere de los otros cuatro dedos en que sólo cuenta con dos falanges en vez de tres. (Fig. 1.2)

El hueso metacarpiano del pulgar es similar a una falange, por lo cual se puede describir como un tipo entre hueso metacarpiano y falange.

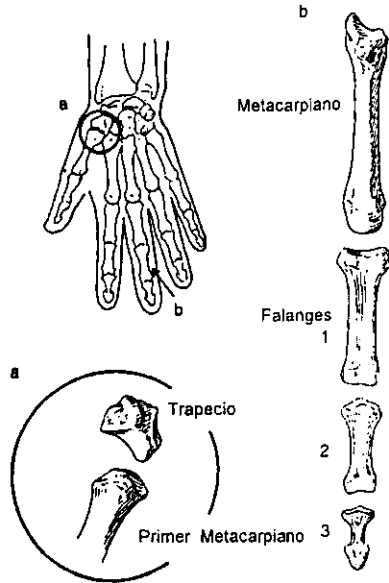


Fig. 1.2 Huesos de la mano, mostrando articulaciones: a) articulación carpo-metacarpiana del pulgar. b) Hueso metacarpiano y falanges del dedo medio, vista anterior. [1]

Estructura de la muñeca (articulación entre el radio y los carpos)

Esta articulación es ovoide, formada por la unión de la superficie cóncava de forma oval de la fila proximal de los huesos carpos (escafoides, semilunar y piramidal pero no el pisiforme). La articulación entre el cúbito y el radio se encuentra muy cercana a la muñeca y comparte con ella el disco articular que se encuentra entre la cabeza del cúbito y el hueso piramidal de la muñeca. Sin embargo, no es parte de la articulación de la muñeca ya que cada una cuenta con sus propios ligamentos.

Los ligamentos de la muñeca son cuatro, los cuales se unen para formar una cubierta para la articulación: el volar radio-carpal, el dorsal radio-carpal, el cubital colateral y el radial colateral. (Figs. 1.3 y 1.4)

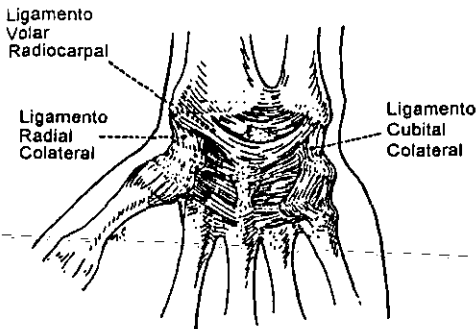


Fig. 1.3 Vista anterior de la muñeca derecha, mostrando los ligamentos.[1]

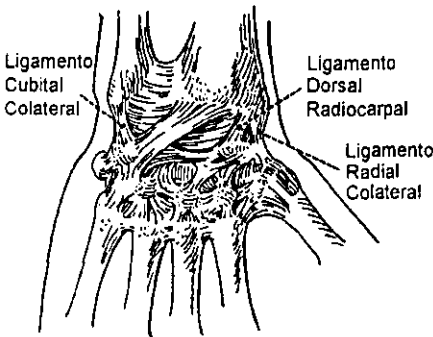


Fig. 1.4 Vista posterior de la muñeca derecha, mostrando los ligamentos.[1]

Estructura de las articulaciones intercarpianas

Se trata de las articulaciones dentro de la misma muñeca. La articulación entre los cuatro huesos de la fila proximal y los cuatro de la fila distal se conocen como articulación carpiana media. Las articulaciones entre los huesos adyacentes de cada fila se conocen como articulaciones intercarpianas proximal y distal respectivamente.

Estas articulaciones permiten solamente un pequeño deslizamiento entre los huesos. A pesar de ello, estos pequeños deslizamientos se suman para lograr un movimiento tipo bisagra para la articulación carpiana media.

Otra característica de la región carpal es que los huesos tienen tal forma y están arreglados de tal manera que la superficie anterior es un poco cóncava de lado a lado. Esto provee un pasaje protegido para los tendones, los nervios y las venas de la mano. De los ligamentos de esta región, el ligamento volar radio-carpal es el más fuerte. Sus fibras van del hueso grande al escafoides, al semilunar y al piramidal en la parte anterior de la muñeca.

Estructura de las articulaciones carpo-metacarpiana e intermetacarpiana

Las articulaciones carpo-metacarpianas se tratan de articulaciones ovoides o elipsoides modificadas, se encuentran encerradas en cápsulas articulares que son más fuertes en la parte trasera que en el frente. La cápsula es gruesa pero floja y sirve para restringir el movimiento en vez de prevenirlo. Estas articulaciones no sólo están encerradas en cápsulas, también están protegidas por los ligamentos: dorsal, volar e interóseo carpo-metacarpiano. (Figs. 1.5 y 1.6)

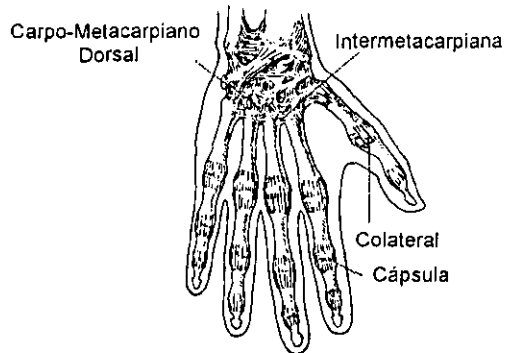


Fig. 1.5 Vista posterior de los ligamentos de la mano derecha.[1]

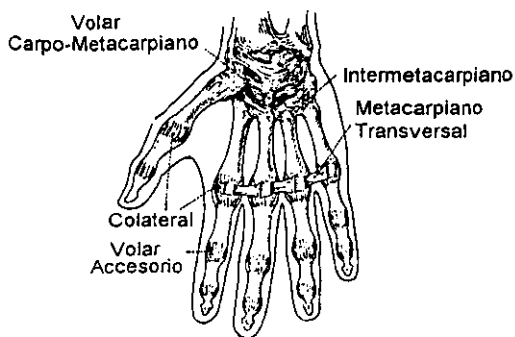


Fig. 1.6 Vista anterior de los ligamentos de la mano derecha. [1]

Asociadas con estas articulaciones se encuentran las articulaciones intermetacarpianas, que son las articulaciones entre las bases de los huesos metacarpianos de los cuatro dedos similares. Se trata de articulaciones irregulares, que comparten las cápsulas de las articulaciones carpo-metacarpianas y los ligamentos protectores además de los ligamentos transversales, que son fibras estrechas que conectan las cabezas de los cuatro huesos metacarpianos en la parte exterior.

Estructura de las articulaciones metacarpofalángicas

Se trata de la articulación en la base de los cuatro dedos similares, une la falange proximal con el metacarpiano correspondiente. Es una articulación ovoide; la forma oval convexa del metacarpiano encaja en la fosa oval poco profunda en la base de la falange. La fosa es profundizada un poco por el ligamento accesorio volar fibrocartilaginoso. La articulación es encerrada por una cápsula y es protegida en cada lado por los fuertes ligamentos colaterales. La articulación metacarpofalángica del pulgar tiene superficies de unión más planas que las de los otros dedos, y además tiene las características de una articulación tipo bisagra. Además de la cápsula articular, está protegida por un ligamento colateral de cada lado y por un ligamento dorsal.

Estructura de las articulaciones interfalángicas

Estas son las articulaciones entre las falanges adyacentes de cualquiera de los cinco dedos. Todas son articulaciones tipo bisagra, debido a esto, sólo permite movimientos de flexión y extensión. Cada articulación está encerrada en una cápsula, la cual está reforzada al frente por un ligamento accesorio volar y en cada lado por un fuerte ligamento colateral.

1.2 Función, construcción y tipo de músculos

Aunque los huesos y las articulaciones proporcionan acción de palanca y constituyen la estructura de sostén del cuerpo, no mueven a este por sí solos. Las partes del cuerpo se mueven por fuerzas internas y externas. Las fuerzas internas responsables del movimiento y posicionamiento de los segmentos del cuerpo son las de los músculos. Ellos son capaces de lograr esta acción debido a que se pueden contraer, están pegados a los huesos y existen las articulaciones. El tejido muscular tiene cuatro características principales que desempeñan funciones claves: excitabilidad, contractilidad, extensibilidad y elasticidad.

- **Excitabilidad.** Es la capacidad del tejido muscular de recibir estímulos y responder a ellos. Un estímulo es cualquier cambio en los medios externo e interno de intensidad suficiente para desencadenar un impulso nervioso (potencial de acción).
- **Contractilidad.** Es la capacidad de acortarse y engrosarse, o contraerse, cuando se recibe un estímulo de intensidad suficiente.
- **Extensibilidad.** Es la capacidad del tejido muscular de dejarse estirar. Muchos de los músculos estriados están dispuestos en forma de pares que efectúan acciones contrapuestas. Mientras uno se contrae, el otro se relaja o se estira.

- **Elasticidad.** Es la capacidad de los músculos para recuperar su forma original después de su contracción o extensión.

Gracias a la contracción, los músculos llevan a cabo tres funciones importantes: movimiento, mantenimiento de la postura y producción de calor.

- **Movimiento.** Todos los movimientos corporales se basan en el funcionamiento integrado de huesos, articulaciones y músculos que se insertan en los primeros.
- **Mantenimiento de la postura.** La contracción de los músculos esqueléticos mantiene el cuerpo en posiciones estables, como las de estar sentado o de pie.
- **Producción de calor.** Las contracciones de los músculos generan calor y, por lo tanto, revisten importancia para el mantenimiento de la temperatura corporal normal. Se ha calculado que hasta el 85% del calor corporal se genera como resultado de contracciones musculares.

Los músculos de la muñeca, los dedos y el pulgar se clasifican de acuerdo a su posición en el brazo, o en la mano. De los 19 músculos de los dedos, 10 se localizan completamente en la mano y se llaman intrínsecos. Aquellos que se localizan fuera de la mano, en el antebrazo, pero con tendones pegados a los dedos son los músculos extrínsecos.

Los músculos flexores de la muñeca se originan en el epicóndilo medial del húmero, los extensores tienen sus uniones próximas en el epicóndilo lateral del húmero. Estas uniones permiten que estos músculos permanezcan efectivos a través de la articulación de la muñeca a pesar de la posición del antebrazo.

También contribuyen a la estabilización de la articulación del codo, la cual contribuye a mejorar la acción efectiva de dichos músculos en la articulación de la muñeca. La mayor desventaja, como en todas las articulaciones múltiples, es el limitado rango de movimiento cuando existen movimientos simultáneos a través de todas las articulaciones.

Las tablas T-1, T-2, T-3 y T-4 muestran los músculos de la muñeca y los dedos, así como las más importantes acciones llevadas a cabo por cada uno de ellos:

Tabla T-1. Músculos de la muñeca

Anterior	Posterior
Flexor radial del carpo	Extensor radial corto del carpo
Flexor ulnar (cubital) del carpo	Extensor radial largo del carpo
Palmar largo	Extensor ulnar del carpo

Tabla T-2. Músculos de los dedos similares

En el brazo (extrínsecos)	En la mano (intrínsecos)
Extensor digiti minimi	Abductor digiti minimi
Extensor de los dedos	Flexor digiti minimi corto
Extensor propio del índice	Dorsales interóseos de las manos
Flexor de los dedos profundo	Palmares interóseos
Flexor de los dedos superficial	Lumbricales de las manos
	Oponente digiti minimi

Tabla T-3. Músculos del pulgar

En el brazo (extrínsecos)	En la mano (intrínsecos)
Abductor largo del pulgar	Abductor corto del pulgar
Extensor corto del pulgar	Aductor del pulgar
Flexor largo del pulgar	Oponente del pulgar
Extensor largo del pulgar	Flexor corto del pulgar

Tabla T-4. Función de los músculos de la muñeca y los dedos

Músculo	Origen	Inserción	Acción	Inervación
Flexor radial del carpo	Epicóndilo medial del húmero	Metacarpianos 2 y 3	Flexión y abducción de la muñeca	Nervio mediano
Flexor ulnar del carpo	Epicóndilo medial del húmero y borde dorsal superior del cúbito	Pisiforme, ganchoso y metacarpiano 5	Flexión y aducción de la muñeca	Nervio ulnar
Palmar largo	Epicóndilo medial del húmero	Ligamento transverso del carpo y aponeurosis palmar	Flexión de la muñeca y pone en tensión la aponeurosis palmar	Nervio mediano
Extensor radial largo del carpo	Epicóndilo lateral del húmero	Metacarpiano 2	Extensión y abducción de la muñeca	Nervio radial
Extensor ulnar del carpo	Epicóndilo lateral del húmero y borde dorsal del cúbito	Metacarpiano 5	Extensión y aducción de la muñeca	Nervio radial profundo
Flexor profundo de los dedos	Cara anteromedial de la diáfisis del cúbito	Bases de las falanges distales	Flexión de las falanges distales de cada dedo	Nervios mediano y ulnar
Flexor superficial de los dedos	Epicóndilo medial del húmero, proceso coronoideas del cúbito y línea oblicua del radio	Falanges medias	Flexión de las falanges medias de cada dedo	Nervio mediano
Extensor de los dedos	Epicóndilo lateral del húmero	Falanges medias y distales de cada dedo	Extensión de las falanges	Nervio radial profundo

Músculos de la muñeca

Como se puede observar de su localización, el flexor radial del carpo y el flexor ulnar del carpo, son los flexores importantes de la muñeca. (Fig. 1.7) El palmar largo, sin embargo, contribuye débilmente a la flexión de la muñeca y puede incluso no contribuir en algunos individuos. El flexor radial del carpo también contribuye a la flexión radial (abducción) y el flexor ulnar del carpo a la flexión cubital (aducción). Los tendones de estos músculos pueden ser palpados en la superficie anterior de la muñeca. Si el palmar largo esta presente puede ser claramente visible si la mano se flexiona en contra de una pequeña resistencia. (Fig. 1.8)

El tendón ulnar se puede identificar por su relación con el hueso pisiforme. No se debe confundir con el tendón que se encuentra cerca, al lado del tendón palmar del lado del cúbito. Este es el tendón del flexor superficial de los dedos.

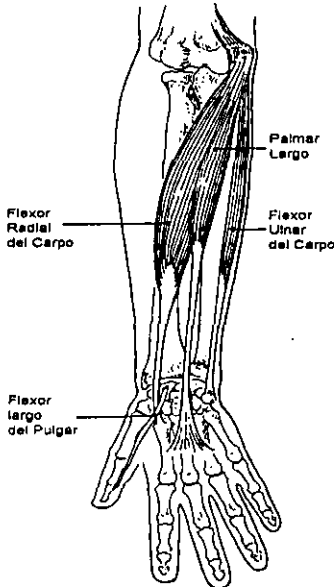


Fig. 1.7 Músculos superficiales al frente del brazo derecho. [1]

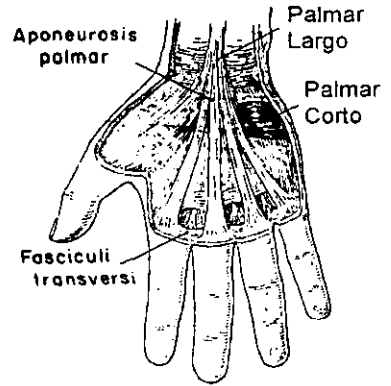


Fig. 1.8 Aponeurosis palmar y músculos de la palma derecha. [1]

Los músculos extensores radiales se activan en la extensión y en la flexión radial (abducción), con el extensor radial corto del carpo más activo en la extensión que el extensor radial largo del carpo. El extensor ulnar del carpo trabaja cooperativamente con el extensor radial del carpo en la extensión de la muñeca y participa en la flexión cubital. (Fig. 1.9)

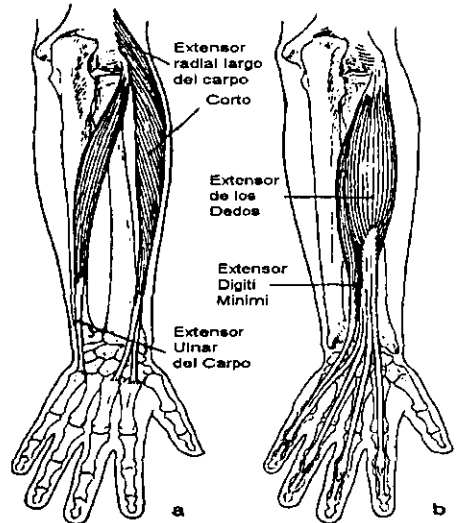


Fig. 1.9 Músculos en la parte trasera del antebrazo derecho: a) Extensor radial largo y corto del carpo y extensor ulnar del carpo. b) Extensor de los dedos y extensor digiti minimi.

Los tres músculos extensores se pueden palpar en la superficie dorsal del antebrazo, cuando éste y la mano se encuentran descansando con la palma hacia abajo sobre una mesa, el radial largo del carpo del lado del radio al nivel del codo, el radial corto del carpo un poco más abajo del largo y el ulnar del carpo en el margen de la superficie dorsal del cúbito, cerca de la mitad de la distancia entre el codo y la muñeca. El tendón del radial largo del carpo se puede sentir en la superficie dorsal de la muñeca en línea con el dedo índice.

El flexor radial del carpo y el extensor radial largo del carpo, juntos con el abductor largo del pulgar, se unen para producir la flexión radial de la muñeca, y el extensor y el flexor ulnar del carpo se unen de manera similar para producir la flexión cubital (aducción).

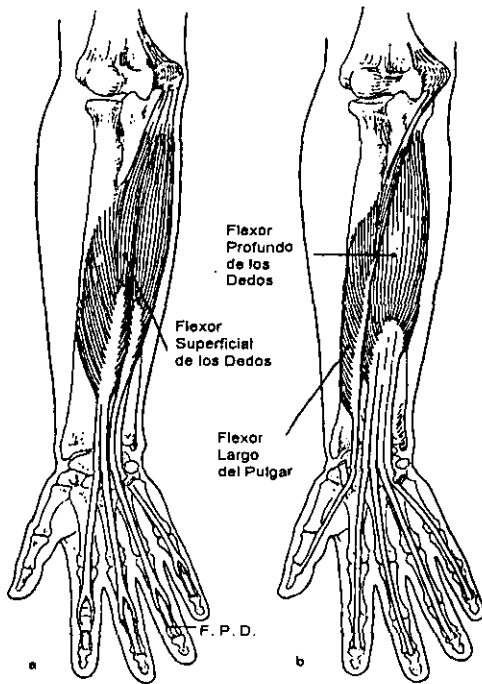


Fig. 1.10 Músculos profundos al frente del antebrazo derecho. a) Flexor superficial de los dedos. b) Flexor profundo de los dedos (F.P.D.) y flexor largo del pulgar:[1]

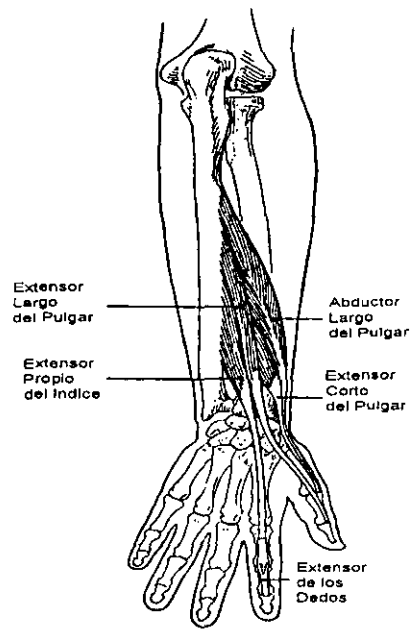


Fig. 1.11 Músculos posteriores del pulgar y el índice.[1]

Músculos de los dedos

En la mayoría de los casos, los nombres de los músculos de los dedos y el pulgar indican su función. Sin embargo, algunos de estos músculos tienen roles importantes adicionales. El extensor de los dedos, además de ser un extensor de las articulaciones interfalángicas, es un importante extensor de la muñeca. De manera similar, el flexor superficial de los dedos se activa en la flexión de las articulaciones interfalángicas proximales.(Fig. 1.10) El abductor largo del pulgar, abduce y flexiona la articulación metacarpofalángica del pulgar y el abductor corto del pulgar junto con el oponente del pulgar se activan en la extensión y abducción del pulgar. Los músculos flexor y extensor largo del pulgar se activan en la aducción y oposición del pulgar, y el aductor del pulgar participa en la oposición y en la flexión.(Figs. 1.11, 1.12, 1.13 y 1.14)

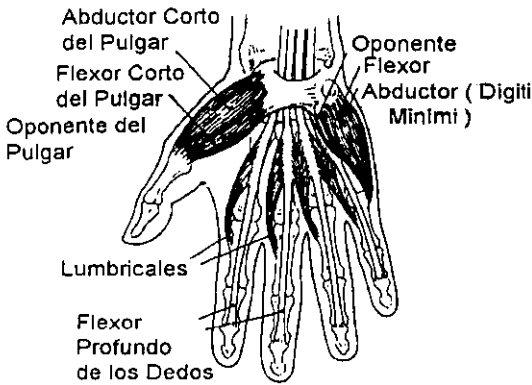


Fig. 1.12 Vista anterior de los músculos de la mano derecha.[1]

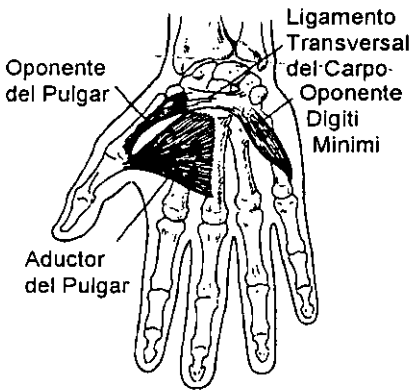


Fig. 1.13 Músculos profundos del pulgar y el quinto metacarpiano.[1]

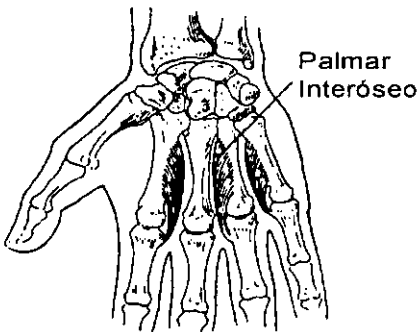


Fig. 1.14 Palmar interóseo de la mano derecha.[1]

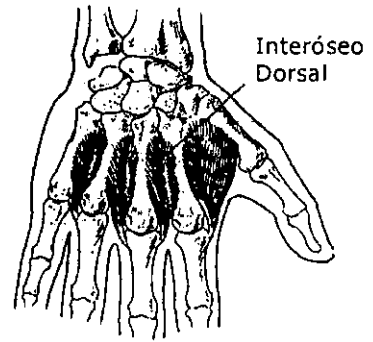


Fig. 1.15 Interóseo dorsal de la mano derecha.[1]

1.3 Fundamentos básicos del sistema neuromuscular [2,4]

El sistema nervioso es el centro de regulación y la red de comunicaciones del cuerpo. En los humanos, este sistema tiene tres funciones generales, a saber, sensorial, integradora y motora. En primer término, detecta los cambios del propio cuerpo y el medio externo, lo que constituye su función sensorial. En segundo, los interpreta, con lo que desempeña la función de integración, y en tercero, responde a tal interpretación mediante acciones consistentes en contracciones musculares o secreciones glandulares, lo que corresponde a su función motora.

Las células nerviosas, o neuronas, tienen como función la transmisión de impulsos nerviosos de una parte del cuerpo a otra. Son la unidad estructural y funcional del sistema nervioso. Una neurona consiste de tres partes bien definidas: cuerpo celular, dendritas y axón.

- **Cuerpo celular.** Posee núcleo y nucleolo claramente definidos, a los que rodea un citoplasma granuloso. En este último, hay organelos característicos de los diferentes tipos celulares, como lisosomas, mitocondrias y aparatos de Golgi; incluye además estructuras características de las neuronas como la sustancia cromatofila y neurofibrillas.

- Dendritas. Son prolongaciones gruesas y muy ramificadas del cuerpo celular. Es característico que contengan la sustancia cromatofila, mitocondrias y otros organelos citoplásmicos. Es usual que cada neurona tenga varias dendritas principales, cuya función es la transmisión de impulsos nerviosos hacia el cuerpo celular.
- Axón. Es una sola prolongación delgada, larga y muy especializada, que transmite impulsos desde el cuerpo celular a otra neurona o a diversos tejidos. Suele tener su origen en el cuerpo celular, en una pequeña prominencia cónica que recibe el nombre de prominencia axónica. Posee mitocondrias y neurofibrillas, pero no sustancia cromatofila, de modo que no se encarga de la síntesis de proteínas. La longitud del axón va desde unos cuantos milímetros en el encéfalo, hasta más de un metro en los axones que van de la médula espinal hasta los dedos de los pies.

Las neuronas se clasifican con base en su estructura y función. La clasificación estructural se fundamenta en el número de prolongaciones que se extienden desde el cuerpo celular. Las neuronas multipolares poseen varias dendritas y un axón, como sería el caso de la mayor parte de las neuronas de encéfalo y médula espinal. Las neuronas bipolares poseen una dendrita y un axón, como ocurre con la retina, oído interno y área olfatoria de la nariz. Las neuronas unipolares poseen una sola prolongación que se extiende desde el cuerpo celular.

La clasificación funcional de las neuronas se basa en la dirección de transmisión de impulsos nerviosos. Las neuronas sensoriales transmiten impulsos de los receptores de piel, órganos de los sentidos y vísceras al encéfalo y médula espinal. Las neuronas motoras transmiten impulsos del encéfalo y médula espinal a los órganos efectores, que pueden ser músculos o glándulas. Las neuronas de asociación o interneuronas transmiten impulsos de neuronas sensoriales a motoras y se localizan en el encéfalo y la médula espinal.

Las prolongaciones de las neuronas sensoriales y motoras están dispuestas en haces llamados nervios. Dado que se localizan fuera del sistema nervioso central, forman parte del sistema nervioso periférico. Dos características sobresalientes del tejido nervioso son:

- Su notable especialización en la generación de mensajes eléctricos, llamados impulsos nerviosos.
- Su capacidad limitada de regeneración.

Una de las funciones principales de la médula espinal es transmitir impulsos sensitivos de los nervios periféricos al encéfalo e impulsos motores del encéfalo a los nervios periféricos, lo cual ocurre por intermediación de los tractos espinales. Otra función es la de centro de integración de los reflejos.

Los 31 pares de nervios espinales reciben nombre y número según la región y el nivel en que salen de la médula espinal. El primer par cervical deja la médula entre el atlas y el occipital, mientras que los demás pares salen de la columna vertebral por los agujeros intervertebrales que hay entre cada par de vértebras adyacentes. Hay ocho pares de nervios cervicales, doce torácicos o dorsales, cinco lumbares, cinco sacros y un par coccigeo.

Cada nervio espinal tiene dos puntos de inserción en la médula espinal, las raíces posterior y anterior, que se unen para formar el nervio espinal en el agujero intervertebral. Dado que la raíz posterior contiene fibras sensitivas y la anterior posee fibras motoras, los nervios espinales son nervios mixtos. Poco después de que un nervio sale por el agujero intervertebral (foramen), se divide en varias ramas.

- La rama dorsal o primaria posterior inerva los músculos profundos y la piel de la cara dorsal del tronco.
- La rama ventral o primaria anterior llega a los músculos dorsales superficiales, todas las estructuras de los miembros y las caras laterales y ventral del tronco.

- La rama meníngea o nervio sinuvertebral inerva vértebras, ligamentos vertebrales, vasos sanguíneos de la médula y meninges.

La rama ventral de los nervios espinales, con excepción de los nervios torácicos T2 - T11, no se distribuyen directamente en las estructuras posteriores que inervan, sino que forman redes de unión con nervios adyacentes a ambos lados del cuerpo. Tales redes se conocen como plexos, siendo los principales el cervical, braquial, lumbar y sacro.

De los plexos, nacen nervios que por lo general tienen nombres descriptivos de las regiones que inervan o del curso que siguen. Cada nervio, a su vez, suele dividirse en varias ramas cuyos nombres corresponden a las estructuras específicas que inervan.

Para este estudio el plexo más importante es el braquial. (Fig. 1.16) Consiste en los ramos ventrales de los nervios C5 - C8 a T1 (o D1), con algunas fibras de C4 y T2. El plexo braquial se extiende hacia abajo y los lados a la altura de las últimas cuatro vértebras cervicales y las primeras torácicas, pasa por encima de la primera costilla y detrás de la clavícula, y entra en la axila. Este plexo inerva de manera completa los miembros superiores y la región del hombro.

Las raíces del plexo braquial, a semejanza de sus equivalentes del cervical, son los ramos ventrales de los nervios espinales correspondientes. Las raíces de C5 y C6 se unen para formar el tronco superior; C7 constituye el tronco medio y C8 y T1 forman el tronco inferior. A su vez, cada tronco tiene divisiones anterior y posterior, que dan origen a fascículos o troncos secundarios.

El fascículo posterior se forma por la unión de las divisiones posteriores de los tres troncos; el fascículo medial es la continuación de la división anterior de los troncos medio y superior; y el fascículo lateral resulta de la unión de las divisiones anteriores de los troncos medio y superior. Los nervios periféricos nacen de estos fascículos.

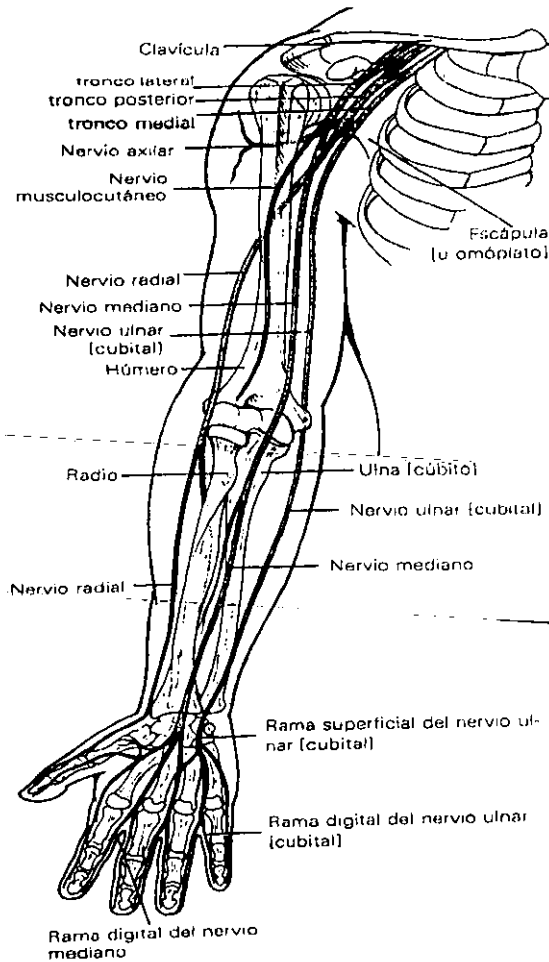


Fig. 1.16 Distribución de los nervios del plexo braquial. [2]

Tres nervios importantes que se derivan del plexo braquial son el radial, mediano y ulnar. El nervio radial se distribuye en los músculos de la cara posterior del brazo y el antebrazo, el mediano lo hace en los músculos de la cara anterior del antebrazo y algunos de la palma de la mano, y el ulnar inerva los músculos anteromediales del antebrazo y gran parte de los de la palma de la mano. El resumen de los nervios del plexo braquial y su distribución se presenta en la tabla T-5.

Tabla T-5. Resumen de los nervios del plexo braquial y su distribución [2]

Nervio	Origen	Distribución
RAÍCES NERVIOSAS		
Dorsal de la clavícula (Nervio del romboides)	C5	Músculos elevador de la clavícula (angular del omóplato) y romboides (romboides) mayor y menor
Torácico largo (nervio del serrato mayor)	C5 - C7	Músculo serrato anterior
NERVIO DE LOS TRONCOS		
Subclavio	C5 - C6	Músculo subclavio
Supraescapular	C5 - C6	Músculo supraespinoso e infraespinoso
NERVIOS DEL FASCÍCULO LATERAL (TRONCO SECUNDARIO ANTEROEXTERNO)		
Musculocutáneo	C5 - C7	Músculos corocobraquial, biceps braquial y braquial
Mediano (raíz lateral externa)	C5 - C7	Distribución lateral del nervio mediano
Pectoral lateral (nervio del pectoral mayor)	C5 - C7	Músculo pectoral mayor
NERVIOS DEL FASCÍCULO POSTERIOR (TRONCO SECUNDARIO POSTERIOR)		
Nervio subescapular superior	C5 - C6	Músculo subescapular
Toracodorsal (nervio del dorsal ancho)	C6 - C8	Latísimo del dorso (Músculo dorsal ancho)
Nervio subescapular inferior	C5 - C6	Músculo subescapular y redondo mayor
Auxiliar (circunflejo)	C5 - C6	Músculo deltoideo y rededor menor; piel que recubre al deltoideo y la cara posterosuperior del brazo
Radial	C5 - T1	Músculos extensores del brazo y antebrazo (tríceps braquial, braquiorradial, extensor radial largo del carpo, extensor de los dedos, extensor ulnar del carpo y extensor del índice); piel de la cara posterior del brazo y antebrazo, los dos tercios laterales del dorso de la mano y la piel de los dedos que recubre las falanges proximal y media
NERVIOS DEL FASCÍCULO MEDIAL (TRONCO SECUNDARIO ANTEROINTERNO)		
Pectoral medial (nervio del pectoral menor)	C8 - T1	Músculos pectorales mayor y menor
Braquiocutáneo medial (nervio accesorio del braquial cutáneo interno)	C8 - T1	Piel de las caras medial interna y posterior del tercio inferior del brazo
Antebraquiocutáneo medial (nervio braquial cutáneo interno)	C8 - T1	Piel de las caras medial interna y posterior del antebrazo
Mediano (raíz medial interna)	C5 - T1	Las raíces medial interna y lateral externa forman juntas el nervio mediano. Este se distribuye en los músculos flexores del antebrazo; la piel de los dos tercios laterales de la palma de la mano y dedos
Ulnar (Cubital)	C8 - T1	Músculos flexor ulnar del carpo y flexor profundo de los dedos; piel de la cara medial interna de la mano, dedo meñique y mitad medial del anular

Nervio	Origen	Distribución
OTRAS RAMAS CUTÁNEAS		
Nervio intercostobraquial	Segundo nervio intercostal	Piel de la cara medial interna del brazo
Cutáneo braquial lateral superior	Axilar	Piel que recubre el músculo deltoideo y la que hay desde éste hasta el codo
Cutáneo braquial posterior	Radial	Piel de la cara posterior del brazo
Nervio cutáneo braquial lateral inferior	Radial	Piel de la cara lateral externa del codo
Cutáneo antebraquial lateral	Musculocutáneo	Piel de la cara lateral externa del antebrazo
Cutáneo antebraquial posterior	Radial	Piel de la cara posterior del antebrazo

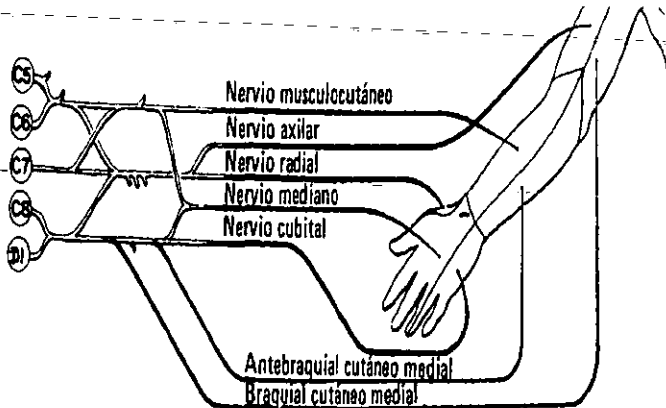


Fig. 1.17 Distribución sensorial del plexo braquial.[2]

Desde C5 hasta T1 cada nivel neurológico proporciona sensibilidad a una parte de la extremidad en una sucesión de dermatomas alrededor de la misma. En la lista que sigue se señalan los nervios primarios que intervienen en la distribución sensorial del plexo braquial. (Fig. 1.17)

- C5 . Porción lateral del brazo, nervio axilar. (Fig. 1.18)

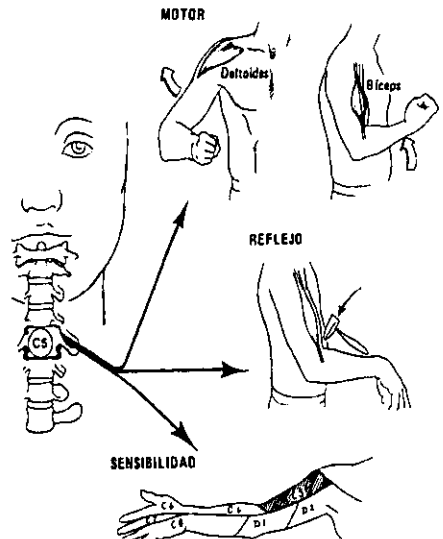


Fig. 1.18 Nivel neurológico C5.[3]

- C6 . Porción lateral del antebrazo, pulgar e índice y mitad del dedo medio, ramas sensitivas del nervio musculocutáneo. (Fig. 1.19)

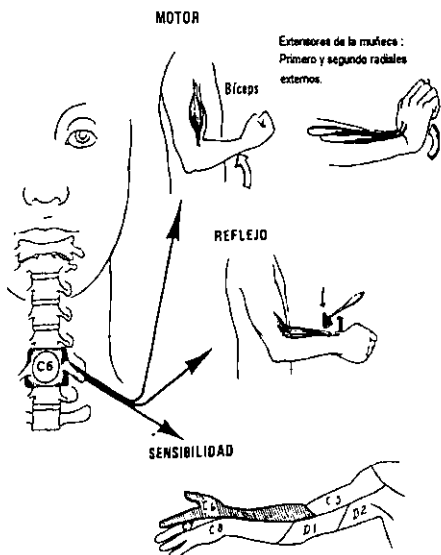


Fig. 1.19 Nivel neurológico C6. [3]

- C7 .- Dedo medio. (Fig. 1.20)

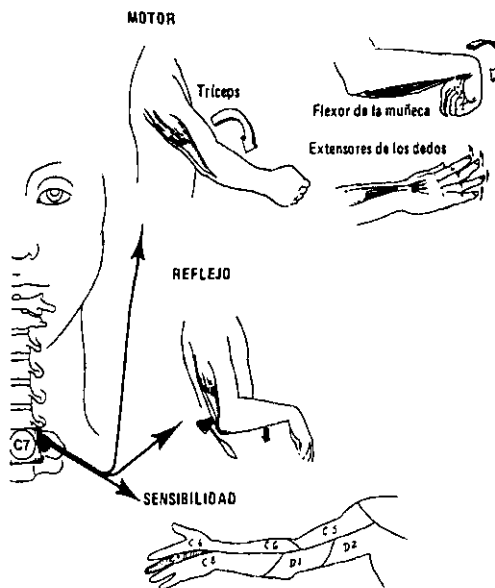


Fig. 1.20 Nivel neurológico C7. [3]

- C8 .- Dedos anular y meñique, porción medial del antebrazo, nervio antebrachial cutáneo, medial. (Fig. 1.21)

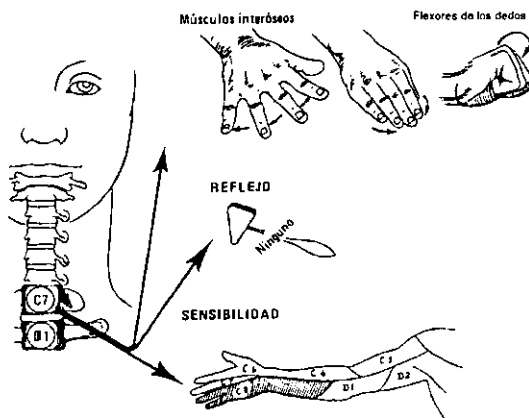


Fig. 1.21 Nivel neurológico C8. [3]

- T1 .- Porción medial del brazo, nervio braquial cutáneo medial. (Fig. 1.22)

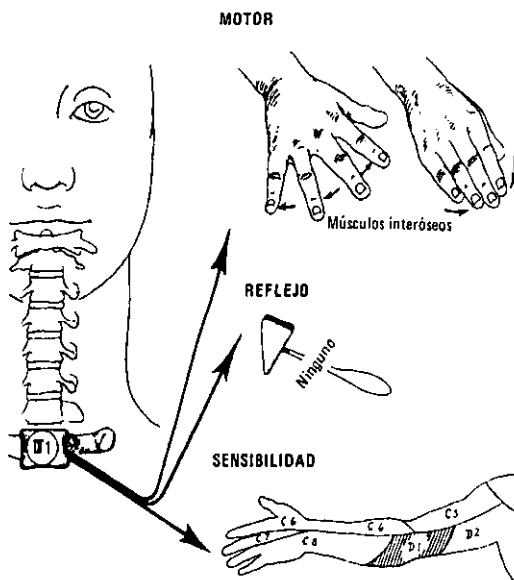


Fig. 1.22 Nivel neurológico T1. [3]

Estimulación muscular

La contracción de una fibra de músculo estriado implica necesariamente la aplicación de un estímulo a ella, mismo que proviene de una neurona motora. Esta tiene una prolongación filiforme, el axón, que en algunos casos viaja unos 90 cm o más hasta llegar a un músculo. Una vez que entra al músculo, el axón de una neurona motora se ramifica en terminales (telodendrones) que están en contacto íntimo con surcos presentes en la membrana de la célula muscular. La unión neuromuscular consiste en la terminal axónica de una neurona motora y una porción de una fibra muscular que están en aproximación estrecha con dicha terminal.

En la unión neuromuscular se encuentran unos sacos envueltos por membranas, las vesículas sinápticas, que almacenan los neurotransmisores. Cuando un impulso nervioso (potencial de acción) llega a una terminal axónica, desencadena una secuencia que libera moléculas del neurotransmisor, una vez liberadas se difunden por la hendidura sináptica y se combinan con los sitios receptores en el músculo. Esto modifica la permeabilidad del músculo y, finalmente, da como resultado un impulso nervioso que viaja por la membrana celular y desencadena los fenómenos que originan la contracción.

Una neurona tiene un potencial de reposo (de membrana) de -70 mV, en tal situación, se dice que la membrana está polarizada. Un estímulo es cualquier factor ambiental que modifique el potencial de membrana, que la hace cambiar de -70 mV a 0 y luego adquiere un valor positivo, esta etapa se llama despolarización.

Una vez terminada la despolarización, se dice que se ha desencadenado un potencial de acción o impulso nervioso, que dura aproximadamente 1 ms con un valor de membrana de 30 mV. El estímulo se transmite a los puntos adyacentes haciendo que el potencial de éstos pase de -70 mV a 30 mV hasta que el impulso se transmite en toda la longitud de la neurona. La despolarización y la inversión de potencial duran aproximadamente 0.5 ms.

Cuando el impulso pasa de un punto de la membrana al siguiente, el primero se repolariza, restaurándose así su potencial de reposo. Esta repolarización se lleva a cabo en diferentes tiempos dependiendo del calibre de las fibras nerviosas y de la temperatura; varía de 0.4 ms a 4 ms.

En condiciones normales, la frecuencia de impulsos transmitidos por las fibras nerviosas varía entre 10 y 500 por segundo.

2.1 Descripción cinética [1,3,4]

Este punto se refiere al tipo de movimientos que puede realizar la muñeca y cada uno de los dedos, así como sus limitaciones (arcos de movilidad).

Muñeca

- Flexión . De la posición anatómica (parado de frente con los pulgares hacia fuera, las palmas hacia el frente) éste es un movimiento hacia el frente y hacia arriba en el plano sagital, en el cual la superficie de la palma de la mano se aproxima a la superficie anterior del antebrazo. La flexión normal permite mover la muñeca aproximadamente 80° desde la posición neutra o recta (0°). Se lleva a cabo por los flexores: radial del carpo, ulnar del carpo y superficial de los dedos, con ayuda posible del palmar largo, flexor largo del pulgar y el flexor profundo de los dedos.
- Extensión . Movimiento de regreso de la flexión hasta la posición neutra.
- Hiperextensión . Movimiento en el cual la superficie dorsal de la mano se aproxima a la superficie posterior del antebrazo; es un movimiento opuesto a la flexión. El arco normal de la hiperextensión es aproximadamente 70° . Este movimiento, así como la extensión, se llevan a cabo por medio de los extensores: radial largo del carpo, radial corto del carpo, ulnar del carpo y de los dedos, con posible ayuda del largo del pulgar, y los extensores del índice y el digiti minimi. (Fig. 2.1)

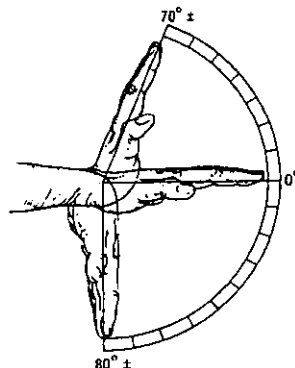


Fig. 2.1 Arcos de movilidad de la muñeca en flexión, extensión e hiperextensión.[3]

- Flexión radial (abducción) . De la posición anatómica es un movimiento de lado en el plano frontal, en el cual la mano se aleja del cuerpo en dirección del pulgar. La flexión radial tiene un arco de aproximadamente 20° . Se lleva a cabo por los extensores: radiales del carpo largo y corto, y el flexor radial del carpo, con posible ayuda del abductor largo del pulgar y los extensores del pulgar, largo y corto.
- Flexión cubital (aducción) . De la posición anatómica es un movimiento de lado en el plano frontal, en el cual la mano se mueve hacia el cuerpo en dirección del dedo meñique. La flexión cubital es más grande, puesto que el cúbito no se extiende en sentido distal hasta el mismo punto que el radio, y no se articula de manera directa con el carpo. La flexión cubital tiene un arco aproximado de 30° . Se lleva a cabo por el extensor ulnar del carpo y el flexor ulnar del carpo. (Fig. 2.2)

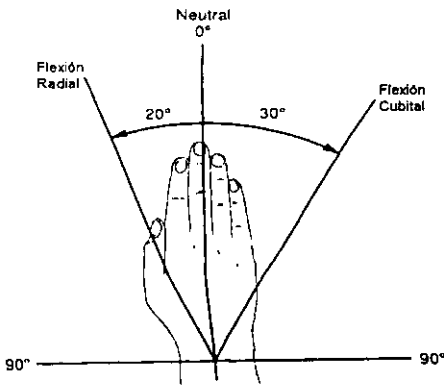


Fig. 2.2 Arco de movilidad de la muñeca en flexión radial y cubital. [4]

- Circunducción . Movimiento de la mano en la articulación de la muñeca en el cual la yema de los dedos describe un círculo, y la mano describe un cono. Consiste de flexión, flexión radial, hiperextensión, y flexión cubital, en esta secuencia, o en sentido inverso.

Pulgar

- Abducción . Un movimiento hacia adelante perpendicular a la palma de la mano. En condiciones normales pulgar e índice forman un ángulo de 70° aproximadamente cuando el pulgar está en abducción total. Se realiza por la acción de cuatro músculos: en el antebrazo, el abductor largo del pulgar y el extensor corto del pulgar, en la eminencia tenar, el abductor corto del pulgar y el oponente del pulgar. En algunas condiciones se pueden ayudar del flexor corto del pulgar.
- Aducción . Movimiento de regreso de la abducción hasta la palma de la mano. Se lleva a cabo por el aductor del pulgar, con ayuda del flexor corto del pulgar y en algunas ocasiones el extensor largo del pulgar. (Fig. 2.3)

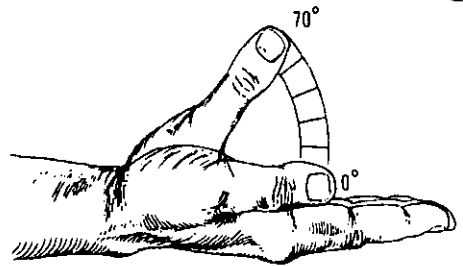


Fig. 2.3 Abducción y aducción del pulgar. [3]

- Extensión . Movimiento lateral del pulgar en el que se aleja del dedo índice al mismo nivel de la palma de la mano, formando un ángulo de 90° aproximadamente. Se realiza por medio del abductor largo del pulgar con ayuda del oponente del pulgar, el abductor corto del pulgar y los extensores largo y corto del pulgar.
- Flexión . Movimiento de regreso de la extensión. Se lleva a cabo después de una pequeña abducción hecha por el flexor corto del pulgar y el aductor del pulgar. El flexor largo del pulgar también participa y se vuelve dominante cuando se trata de flexión total. (Fig. 2.4)

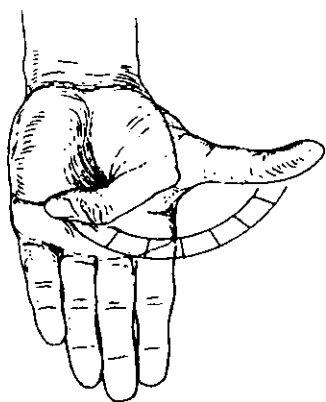


Fig. 2.4 Flexión y extensión del pulgar. [3]

- Circunducción. Movimiento en el cual el pulgar describe un cono mientras la punta describe un círculo. Consiste en todos los movimientos descritos arriba en uno u otro sentido.
- Oposición. Movimiento que hace posible tocar la yema del dedo pulgar con la yema de los otros cuatro dedos; es esencialmente una combinación de abducción e hiperflexión. Esta acción se lleva a cabo principalmente por el músculo oponente, con ayuda del flexor corto del pulgar. Debido a que no se trata de un movimiento bien definido, varía de acuerdo al dedo con que se está oponiendo; los músculos del pulgar se deben adaptar a las demandas de la situación.

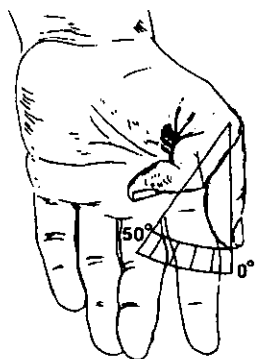


Fig. 2.5 Flexión y extensión del pulgar, articulación metacarpofalángica. [3]

- Flexión y extensión de la articulación metacarpofalángica del pulgar. Este movimiento es similar al de flexión y extensión del pulgar pero este ocurre en la articulación metacarpofalángica. El arco de movilidad de la flexión es aproximadamente 50° y el de la extensión es hasta llegar al punto neutro. Este movimiento varía ampliamente de persona en persona. (Fig. 2.5)
- Flexión articulación interfalángica. Ocurre como una flexión interfalángica de los dedos. Se lleva a cabo por el flexor largo del pulgar, el cual flexiona ambas falanges. Los flexores adicionales de la falange proximal son el corto del pulgar y el aductor del pulgar, con posible ayuda del abductor corto del pulgar.
- Extensión articulación interfalángica. - Ocurre como una extensión interfalángica de los dedos. El extensor largo del pulgar extiende ambas falanges. Lo ayuda el extensor corto del pulgar en la extensión de la falange proximal. (Fig. 2.6)

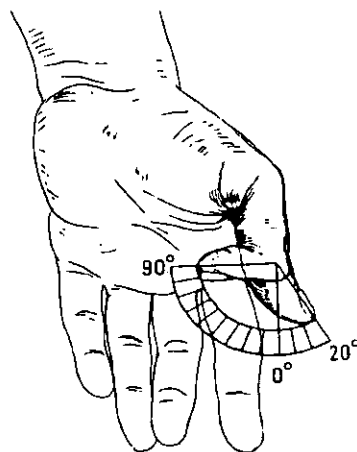


Fig. 2.6 Flexión y extensión del pulgar, articulación interfalángica. [3]

Dedos similares

- Flexión. La superficie anterior del dedo se aproxima a la superficie de la palma de la mano en cualquiera de sus articulaciones. (Fig. 2.7)

Falange proximal: flexionada por los lumbricales de las manos, el palmar interóseo (2,3,4), flexor digiti minimi corto (5) y el oponente digiti minimi (5), con posible ayuda de los flexores de los dedos superficial y profundo.

Falange media: flexionada por el flexor superficial de los dedos. (Fig. 2.8)

Falange distal: flexionada por el flexor profundo de los dedos. (Fig. 2.9)

- Extensión. Movimiento de regreso de la flexión. Algunos individuos son capaces de lograr un pequeño rango de hiperextensión en estas articulaciones.

Falange proximal: extendida por el extensor de los dedos, el extensor del índice (2) y el extensor digiti minimi.

Falanges media y distal: extendidas por los lumbricales de las manos y el dorsal interóseo (2,3,4). El abductor digiti minimi (5) y el extensor de los dedos pueden ayudar.

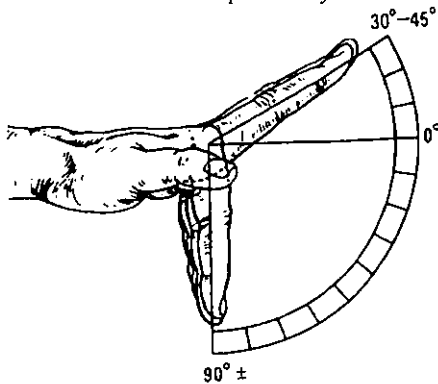


Fig. 2.7 Arco de movilidad de la articulación metacarpofalángica. [3]

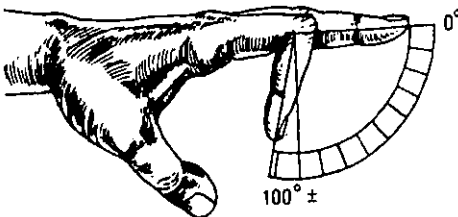


Fig. 2.8 Arco de movilidad de la articulación interfalángica proximal. [3]

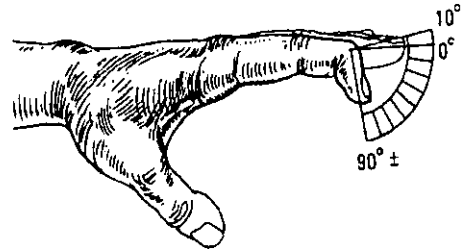


Fig. 2.9 Arco de movilidad de la articulación interfalángica distal. [3]

- Abducción. En este movimiento todos los dedos deben separarse en arcos iguales de 20° entre sí aproximadamente, medidos a partir de la línea axial de la mano. Se lleva a cabo por medio del dorsal interóseo (2, 4) y el abductor digiti minimi (5). En el dedo medio se lleva a cabo por el dorsal interóseo (3).

- Aducción. Movimiento de regreso de la abducción en el que todos los dedos deben estar juntos y tocarse entre sí. Se lleva a cabo por el palmar interóseo.

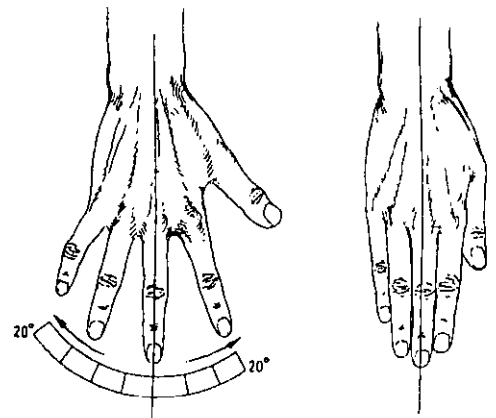


Fig. 2.10 Abducción y aducción de los dedos. [3]

- Circunducción. Una combinación de flexión, abducción, extensión y aducción, realizados en esta secuencia, o en sentido contrario.

2.2 Descripción cinemática [5]

La descripción cinemática de la mano, se refiere a la relación entre los parámetros que rigen el movimiento y las partes de la mano. De acuerdo a esto, es necesario establecer algunas definiciones (adecuadas para el análisis tanto del movimiento humano, como el de cualquier robot).

- **Eslabón:** cuerpo que puede ser rígido o flexible, que tiene dos o más articulaciones, o una articulación y un órgano terminal.
- **Articulación:** unión entre dos eslabones que pueden o no tener movimiento relativo entre ellos. Es un punto, una línea, un eje o una superficie común entre ambos cuerpos.
- **Estructura:** conjunto de eslabones y articulaciones.
- **Cadena cinemática:** conjunto de eslabones y articulaciones entre los cuales existe movimiento relativo. Se divide en cadenas cinemáticas abiertas, cerradas y compuestas. (Fig. 2.11)

- **Abiertas:** contienen eslabones con dos articulaciones solamente, además de un eslabonamiento denominado de referencia con una sola articulación y un eslabón que tiene una articulación y un órgano terminal.
- **Cerradas:** todos los eslabones tienen dos articulaciones.
- **Compuestas:** una combinación de las dos anteriores, que además pueden contener eslabones con tres o más articulaciones.

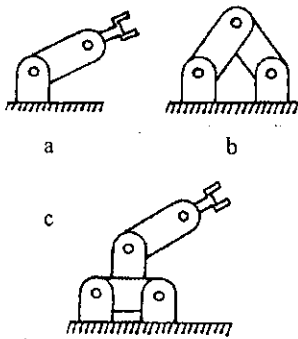


Fig. 2.11 Cadenas cinemáticas. a) Abierta. b) Cerrada. c) Compuesta.

- **Grado de libertad:** número de parámetros independientes necesarios para posicionar y orientar un cuerpo en el espacio.

Para resolver el problema de relación entre los elementos y sus ejes el método más utilizado es el de Denavith-Hartenberg [5], el cual sirve para definir el estado de un eslabón en particular, así como para definir el estado de un eslabón con respecto a otro. Este método consiste de 4 parámetros y una serie de reglas para obtener la relación deseada. (Fig. 2.12)

a_{i-1} : es llamado longitud real de eslabón; esta longitud es la distancia más corta entre el eje $i-1$ y el eje i ; como vector va desde el eje $i-1$ hacia el eje i .

α_{i-1} : es llamado torsión de eslabón y es el ángulo empleado en llevar el positivo del eje $i-1$ hacia el positivo de la proyección del eje i , donde a_{i-1} corta al eje $i-1$.

d_i : es la distancia medida sobre el eje i desde donde a_{i-1} corta al eje i hasta donde a_i corta al eje i , como vector va desde donde a_{i-1} corta al eje i hacia donde a_i corta al mismo eje. Este parámetro da la dirección positiva del eje y varía en articulaciones prismáticas.

θ_i : es el ángulo empleado en llevar la prolongación de a_{i-1} hasta la proyección de a_i en el punto donde a_{i-1} corta al eje i , alrededor de d_i según la regla de la mano derecha. Este parámetro varía para articulaciones rotacionales.

En el caso de articulaciones prismáticas, d_i varía; para articulaciones rotacionales, varía θ_i .

Sistemas de referencia de eslabón

- El origen de referencia del eslabón $i-1$ se coloca donde a_{i-1} corta al eje $i-1$.
- El eje z_{i-1} se coloca a lo largo del eje $i-1$ según la dirección positiva de este, esto es normalizando a d_{i-1} .
- El eje x_{i-1} se coloca sobre a_{i-1} con el mismo sentido de este, esto es normalizando a a_{i-1} .
- El eje y_{i-1} se coloca según el producto vectorial entre x_{i-1} y z_{i-1} .

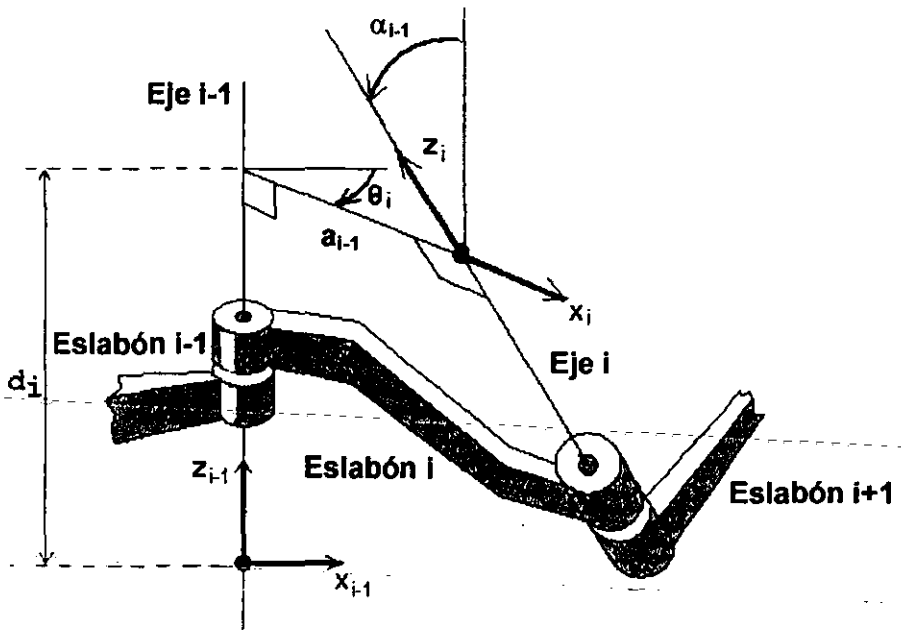


Fig. 2.12 Parámetros de Denavit-Hartenberg y sistemas de referencia. [5]

Para obtener la referencia entre eslabones contiguos se transportan los parámetros a la matriz de transformación:

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\text{sen} \theta_i & 0 & a_{i-1} \\ \cos \alpha_{i-1} \text{sen} \theta_i & \cos \alpha_{i-1} \cos \theta_i & -\text{sen} \alpha_{i-1} & -\text{sen} \alpha_{i-1} d_i \\ \text{sen} \alpha_{i-1} \text{sen} \theta_i & \text{sen} \alpha_{i-1} \cos \theta_i & \cos \alpha_{i-1} & \cos \alpha_{i-1} d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Finalmente, para obtener la referencia entre el primer eslabón y el último se obtienen las matrices de eslabones contiguos y se multiplican, esto es:

$${}^0T_n = {}^0T_1 {}^1T_2 \dots {}^{n-1}T_n$$

Reglas particulares

El primer eslabón llamado 0 carece de eje 0, para encontrar el parámetro a_0 requiere los ejes 0 y 1, como no existe eje 0 entonces su posición es arbitraria tratando de que en lo posible los parámetros de eslabonamiento sean 0.

Esto normalmente se cumple cuando los ejes 0 y 1 coinciden en una misma línea; debido a esto a_0 no tendrá magnitud, dirección ni sentido, y por lo tanto, el cruce de a_0 con el eje 0 es arbitrario y también su sentido.

El último eslabón llamado n-1 carece de eje n, se siguen las mismas reglas que para el eslabón cero y su sistema de referencia n normalmente se orienta de la misma manera que n-1, en el punto de aplicación del órgano terminal.

Para el análisis de la mano, debemos tomar en cuenta que la muñeca cuenta con una articulación esférica con tres grados de libertad; los dedos cuentan con una articulación compuesta de dos grados de libertad y dos rotacionales de un grado de libertad, dando como resultado siete grados de libertad. (Fig. 2.13)

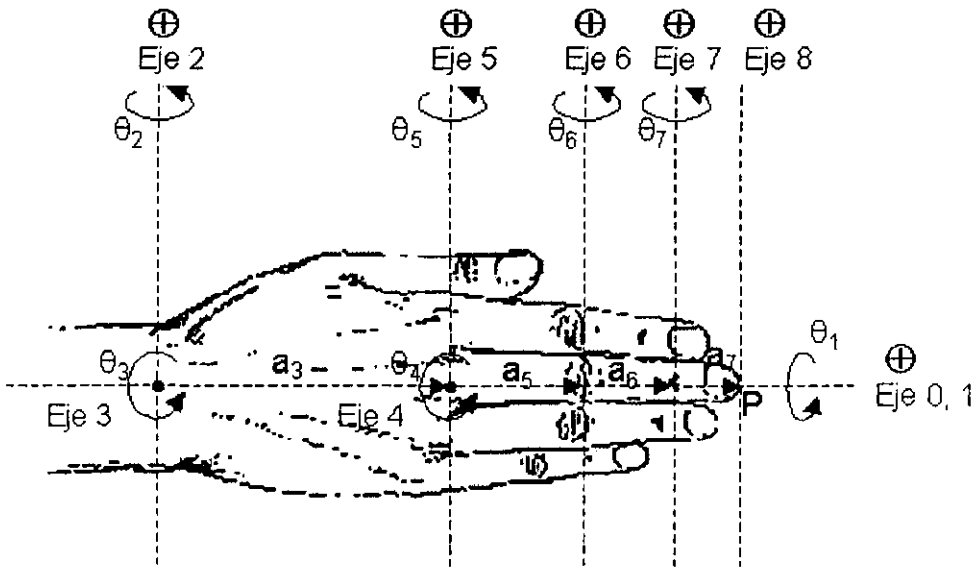


Fig. 2.13 Parámetros de Denavith-Hartenberg de la mano y la muñeca.

Los parámetros son transportados a una tabla para facilitar su manejo:

i	a_{i-1}	α_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	0	90°	0	θ_2
3	0	90°	0	θ_3
4	a_3	0	0	θ_4
5	0	270°	0	θ_5
6	a_5	0	0	θ_6
7	a_6	0	0	θ_7
8 (P)	a_7	0	*	*

De la tabla anterior, obtenemos la información para llenar las matrices de transformación de eslabones contiguos, aplicando la matriz general de transformación tenemos:

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\text{sen}\theta_1 & 0 & 0 \\ \text{sen}\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\text{sen}\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \text{sen}\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\text{sen}\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \text{sen}\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_4T = \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\text{sen}\theta_4 & 0 & a_3 \\ \text{sen}\theta_4 & \cos\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4_5T = \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & -\text{sen}\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}\theta_5 & -\cos\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^5_6T = \begin{bmatrix} \cos\theta_6 & -\text{sen}\theta_6 & 0 & a_5 \\ \text{sen}\theta_6 & \cos\theta_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^6_7T = \begin{bmatrix} \cos\theta_7 & -\text{sen}\theta_7 & 0 & a_6 \\ \text{sen}\theta_7 & \cos\theta_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^7_6T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_7 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Finalmente, la matriz de transformación entre la referencia, situada en la muñeca, y la punta del dedo es:

$${}^0_P T = {}^0_1 T {}^1_2 T {}^2_3 T {}^3_4 T {}^4_5 T {}^5_6 T {}^6_7 T {}^7_8 T$$

$${}^0_P T = \begin{bmatrix} a & d & g & x \\ b & e & h & y \\ c & f & i & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$a = [\cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) + \text{sen}\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)] \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) - \cos\theta_1 \text{sen}\theta_2 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)$$

$$b = [\text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) - \cos\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)] \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) - \text{sen}\theta_1 \text{sen}\theta_2 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)$$

$$c = \text{sen}\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + \cos\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) \cos\theta_7 + \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) \text{sen}\theta_7$$

$$d = [\cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) + \text{sen}\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)] [-\text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)] - \cos\theta_1 \text{sen}\theta_2 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)$$

$$e = [\text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) - \cos\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)] [-\text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)] - \text{sen}\theta_1 \text{sen}\theta_2 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)$$

$$f = -\text{sen}\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) \text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) \text{sen}\theta_7$$

$$g = -\cos\theta_1 \cos\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) + \text{sen}\theta_1 \cos(\theta_3 + \theta_4)$$

$$h = -\text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) - \cos\theta_1 \cos(\theta_3 + \theta_4)$$

$$i = -\text{sen}\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)$$

$$x = [\cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) + \text{sen}\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)] [a_7 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + a_6 \cos(\theta_5 + \theta_6) + a_5 \cos\theta_5] - \cos\theta_1 \text{sen}\theta_2 [a_7 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + a_6 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6) + a_5 \text{sen}\theta_5] + a_3 (\cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3 + \text{sen}\theta_1 \text{sen}\theta_3)$$

$$y = [\text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) - \cos\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)] [a_7 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + a_6 \cos(\theta_5 + \theta_6) + a_5 \cos\theta_5] - \text{sen}\theta_1 \text{sen}\theta_2 [a_7 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + a_6 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6) + a_5 \text{sen}\theta_5] + a_3 (\text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3 - \cos\theta_1 \text{sen}\theta_3)$$

$$z = \text{sen}\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) [a_7 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + a_6 \cos(\theta_5 + \theta_6) + a_5 \cos\theta_5] + \cos\theta_2 [a_7 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) + a_6 \text{sen}(\theta_5 + \theta_6) + a_5 \text{sen}\theta_5] + a_3 \text{sen}\theta_2 \cos\theta_3$$

Donde:

a_7 es el tamaño de la falange distal

a_6 es el tamaño de la falange medial

a_5 es el tamaño de la falange proximal

a_3 es el tamaño de los huesos del carpo y metacarpo

θ_i es el ángulo de rotación de la articulación de que se trate

Aplicando esta matriz de transformación podemos obtener la posición y la orientación de la punta del dedo medio con respecto a la muñeca. El cálculo para cada uno de los dedos es el mismo y sólo variará el tamaño de las falanges, los huesos del carpo y un desplazamiento lateral dependiendo del dedo de que se trate. En el caso del pulgar, se debe añadir también un ángulo inicial α_0 .

3.1 Construcción [6]

En los últimos 30 años el campo de las prótesis ortopédicas ha avanzado, de un tiempo en el que todas las técnicas eran artesanales y aprendidas de una generación a otra, al presente, donde la mayoría de los protesistas son graduados de carreras universitarias.

Los materiales y los métodos utilizados por los protesistas hoy en día son diferentes de aquellos usados hace 30 años. En la mayoría de los casos las pieles han sido reemplazadas con resinas de poliéster y termoplásticos, la madera ha sido reemplazada con espumas de poliuretano y el acero ha sido reemplazado con aleaciones de aluminio de alta resistencia. Sin embargo, los nuevos materiales y técnicas deben todavía satisfacer los criterios de diseño que satisfacían las pieles, la madera y el acero hace algunos años. Estos materiales deben ser resistentes, ligeros, biocompatibles y maleables.

Para que una prótesis pueda ser usada por un paciente, se debe pasar por una serie de pasos que a continuación se describen, para apreciar las metodologías usadas por los protesistas.

- **Evaluación:** el paciente es evaluado por un equipo de expertos, que generalmente incluye un doctor, un protesista, un terapeuta, una enfermera y un trabajador del servicio social, para observar sus necesidades y determinar el tipo de prótesis que más se adecua a ellas.
- **Orientación:** el protesista describe el diseño de la prótesis, explica qué es lo que el paciente podrá y no podrá hacer, el tiempo que tomará la construcción de la prótesis y el tiempo que le tomará acostumbrarse a su uso. Le explica además las diferentes etapas por las que deberá pasar el paciente antes de recibir su prótesis.
- **Evaluación detallada:** esta evaluación incluye cosas como la localización de tejido cicatrizado adherente, neuromas, rango de movimiento, edemas, medidas de fuerza, problemas de peso, contracturas, etc. Se toman además, las medidas del miembro residual y del miembro sano del paciente para poder realizar las modificaciones necesarias del molde y para establecer el largo adecuado del miembro. Las medidas del miembro sano en relación con las del miembro residual, comúnmente determinan los componentes que pueden ser utilizados y la forma final de la prótesis. Estas medidas se usan también para diseñar el molde, la suspensión, la media ortopédica para que no lastime la prótesis y proveen información importante para el tratamiento. Debido a todo lo anterior, es de máxima importancia que las medidas sean lo más precisas posibles.

- **Moldeado:** el propósito de este procedimiento es proveer al protesista con un molde exacto del miembro residual del paciente. El molde es tomado generalmente del miembro residual en una posición específica y es deformado intencionalmente para definir claramente puntos anatómicos específicos. Para hacer el molde, los materiales más usados son el yeso y el sulfato de calcio. Vendas de gasa impregnadas con yeso, iguales a las usadas para las fracturas, son la manera más común para obtener el molde, debido a su facilidad de aplicación y a la variedad de anchos y longitudes en que se pueden encontrar.

El segundo material más usado para hacer impresiones del miembro residual es el alginate. El alginate es una sal de ácido que se extrae de las algas marinas, que es usado comúnmente por dentistas para tomar impresiones de los dientes. Los protesistas lo usan cuando es necesario tener una gran definición en la impresión, como huellas digitales y folículos capilares. Su uso más común en ortopedia es para tomar impresiones de manos y pies, para hacer miembros cosméticos y, en menor medida, para orejas, narices y algunas partes de la cara.

El procedimiento de moldeado es mucho más que sólo crear el molde del miembro residual; también detalla el posible diseño del socket y provee con información acerca de la alineación. Todos los moldes son deformados intencionalmente, ya sea a mano o con instrumentos especiales, para dar más estabilidad rotacional y mejor distribución de la presión.

- **Modificaciones del molde:** durante el proceso de modificaciones, el protesista se refiere a las medidas y a las marcas hechas con anterioridad en el miembro del paciente, el cual ha sido transferido al yeso. Usando estas marcas de referencia y otra información proporcionada por las medidas, el protesista modifica el molde positivo, removiendo el yeso de las áreas donde se necesita aumentar

la presión y aumentando yeso al molde en las áreas donde se necesita menor presión. El propósito principal de este proceso es lograr distribuir uniformemente la presión en todo el socket, de tal manera que el peso y otras fuerzas aplicadas, debidas al uso del miembro, puedan ser toleradas sin causar molestias o incluso dañar la piel.

- **Pruebas del socket:** el propósito de estas pruebas es asegurarse de que el socket se ajusta al paciente adecuadamente, antes de que se una al miembro artificial. Algunas veces el socket se une a los otros componentes para permitir que el paciente trabaje con todo el conjunto mientras se prueba el socket. Los sockets de prueba se hacen por medio del molde positivo y son hechos de una gran variedad de materiales como pueden ser: resinas de poliéster, policarbonato, polipropileno, cera, etc. Los puntos más importantes a verificar durante la prueba son: confort, distribución uniforme de peso y presión en relación con las fuerzas biomecánicas, suspensión y libertad de movimiento de la articulación más próxima al socket.
- **Alineación y adecuación:** debido a que cada paciente tiene un ritmo de marcha y un nivel de actividad únicos, la alineación de la prótesis es diferente para cada paciente. El propósito de la alineación es el dar el mayor confort, lograr la mayor eficiencia en el funcionamiento y obtener la mejor estética, ajustando la posición relativa de los componentes mientras el paciente utiliza la prótesis en un número de situaciones controladas.

Esta etapa del diseño se conoce también como adecuación. El procedimiento para la adecuación generalmente es el siguiente:

1. El funcionamiento de la prótesis es explicado al paciente. Se le enseña a usarla adecuadamente, incluyendo el uso de medias ortopédicas en caso de ser necesarias.
2. Se verifica el ajuste del socket.
3. Se verifica el largo de la prótesis.

4. Se verifica la suspensión.
5. Se enseña al paciente a usar la prótesis de una manera adecuada y controlada.
6. Se alinean los componentes que así lo requieran.
7. El paciente camina con la prótesis, o en caso de un miembro superior, se le pide que flexione, cierre y abra el dispositivo terminal y que opere la prótesis en diferentes situaciones. La alineación de los componentes es verificada durante el funcionamiento y se ajusta nuevamente para brindar el máximo confort y cosmética.

La adecuación y la alineación de la prótesis no se completan hasta que el paciente y el protesista están convencidos de que la prótesis funciona tan bien como es posible.

Finalmente, la prótesis es modelada y terminada para proveer la mayor cosmética posible, y se iguala con el color de la piel del paciente, para tener la prótesis lista para funcionar. Normalmente, este proceso se hace por medio de espuma de poliuretano, que es moldeada para parecerse al otro miembro del paciente y se cubre con plástico laminado para dar fuerza y estética adicionales.

3.2 Tipos de materiales

Una amplia variedad de materiales naturales y artificiales se usan en las prótesis hoy en día. Sin importar si se trata de materiales naturales o artificiales, deben llenar los requisitos preestablecidos: biocompatibilidad, fuerza, durabilidad, ligeros y de fácil manufactura. Los materiales más comúnmente usados actualmente son: madera, plásticos, piel, metales y telas.

- Madera: se usa comúnmente en las prótesis de miembros inferiores, para dar forma y fuerza estructural interna. Las propiedades naturales de la madera la hacen un material muy difícil de reemplazar. Sus ventajas son: fuerte, ligera, barata, fácil de manejar y textura consistente.

- Piel: es usada generalmente para las tiras de suspensión, cinturones de cintura y cadera, comodidad de los sockets y cosmética en las articulaciones de rodilla y la cadera. Sus ventajas son: facilidad de uso, sensación suave, se puede estirar en cualquier dirección y es biocompatible.
- Tela: se usa para medias ortopédicas, cinturones, cintas y arneses de prótesis de miembros superiores. Probablemente, su mayor aplicación sean las medias ortopédicas, cuya función es mantener la piel seca, acolchonar el miembro residual y mejorar el ajuste de la prótesis. Las medias ortopédicas se hacen comúnmente de lana, algodón o una combinación de ambos con otras fibras, como el nylon, orlón, acrílico, etc.
- Plásticos: el nylon se usa para fundas, para laminar, para válvulas de succión y para cubrir las prótesis. Sus mayores ventajas son: fuerza, elasticidad y bajo coeficiente de fricción.

Los acrílicos son termoplásticos de gran durabilidad. Son usados frecuentemente combinados con telas para medias ortopédicas, para hacerlas más suaves y durables. Se usan también en forma de resina para laminar el socket y hacerlo más delgado y ligero, y debido a sus propiedades, permite hacer los ajustes más fácilmente sólo calentándolo y volviendo a moldear.

Las resinas de poliéster son plásticos térmicos que se usan para laminar. Su presentación es líquida y puede ser pigmentada para igualar el tono natural de la piel del paciente. Normalmente, se mezclan con resinas de estireno para dar mayor flexibilidad.

El polipropileno se usa en articulaciones de cadera, bandas pélvicas, articulaciones de rodilla y prótesis ligeras. Se trata de un termoplástico de alto volumen, que en la industria se usa desde aspas de ventiladores hasta tapetes de automóvil.

El polietileno es un termoplástico opaco muy parecido al polipropileno aunque más ceroso. Sus propiedades varían dependiendo de su densidad.

El polietileno de baja densidad es muy flexible y fácil de calentar y moldear. El de alta densidad es más difícil de modificar, pero es mucho más resistente; se usa para hacer articulaciones.

Las espumas de poliuretano se usan para cubrir la estructura rígida de la prótesis y dar una apariencia cosmética. Existen diversos tipos: flexibles, rígidas y elásticas, que se usan dependiendo las necesidades.

Los silicones se usan para hacer almohadillas que proporcionan protección, agarre, estabilidad y de esta manera, asegurar contacto total con el socket. También son usados en forma de fluidos como agente lubricante de las partes móviles de la prótesis.

- Fibras: básicamente dos tipos de refuerzos de fibra son usados en las prótesis: fibra de vidrio y fibra de carbono. El propósito de los refuerzos de fibra es el fortalecer un plástico sin aumentar su peso. La fibra de vidrio se usa para reforzar resinas de poliéster laminadas donde las partes mecánicas se van a asegurar. También es usada para endurecer ciertas áreas y para prevenir la ruptura de partes vulnerables.

La fibra de carbono es usada para reemplazar metales. Debido a sus propiedades, puede dar a un material el doble de la dureza del acero con tan sólo la quinta parte de su peso, además de aumentar al doble su resistencia de trabajo. Los componentes prefabricados hechos con fibra de carbono pueden reducir drásticamente el peso de una prótesis, mientras se aumenta en mucho su fuerza.

- Metales: una gran variedad de ellos, como el acero, aluminio, carbono, titanio, etc., son utilizados para fabricar todas las partes mecánicas y móviles de las prótesis, además de servir para fabricar la suspensión y parte del soporte.

3.3 Tipos de prótesis

Existen varios tipos de prótesis dependiendo de la función que ejercen.

Las hay dentales, cosméticas, de cadera, de extremidades, etc. Dentro de la categoría que a este trabajo incumbe, prótesis de extremidades, se encuentran:

- Miembro inferior, prótesis debajo de la rodilla: aquella en la que la articulación funcional más próxima al miembro residual es la rodilla.
- Miembro inferior, prótesis arriba de la rodilla: prótesis en la que la articulación de la rodilla no existe y la articulación funcional más próxima al miembro residual es la formada por el fémur y la cadera.
- Miembro superior, prótesis de mano: es en la que la articulación funcional más próxima al miembro residual es la muñeca. Normalmente este tipo de prótesis es usada sólo para cosmética. (Fig. 3.1)

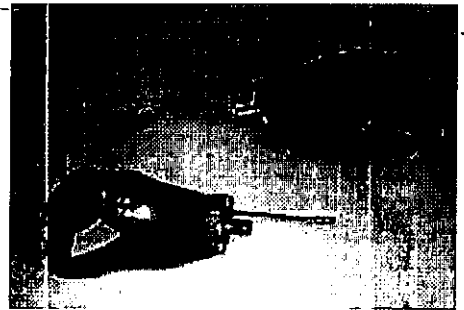


Fig. 3.1 Prótesis de mano mioeléctrica. [14]

- Miembro superior, prótesis debajo del codo o prótesis transradial: aquella en la que la articulación funcional más próxima al miembro residual es el codo. (Fig. 3.2)

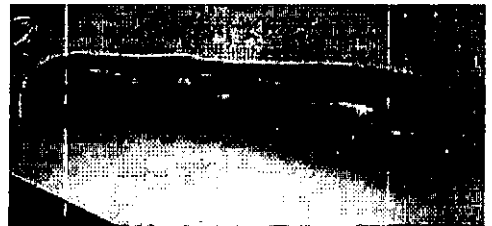


Fig. 3.2 Prótesis transradial mioeléctrica. [14]

- Miembro superior, prótesis arriba del codo: prótesis en la que la articulación del codo no existe y la articulación funcional más próxima al miembro residual es el hombro. (Fig. 3.3)



Fig. 3.3 Prótesis arriba del codo mecánica. [14]

- Miembro superior, prótesis total: prótesis en la que no se cuenta con ninguna articulación del miembro superior incluyendo el hombro. (Fig. 3.4)



Fig. 3.4 Prótesis total mecánica. [14]

3.4 Formas de actuación de una prótesis

Al igual que existe una gran variedad de materiales que un protesista puede utilizar para construir una prótesis, puede usar una variedad de formas de actuación dependiendo de diversos parámetros como son: costo, comodidad, fuerza requerida, cosmética, etc. Las formas de actuación más comunes son:

- **Mecánica:** utiliza la fuerza del cuerpo para operar el órgano terminal. Un cable con resortes se sujeta al órgano terminal y al hombro opuesto al que se va a fijar la prótesis. Al levantar el paciente el brazo, el cable y los resortes jalen el órgano terminal y lo abren. Para cerrar el órgano terminal se colocan bandas de hule, que sirven también para dar la fuerza necesaria para que se pueda sujetar un objeto.
- **Hidráulica:** utilizan la fuerza de diferentes tipos de fluidos (agua, aceites, etc.), para poner en funcionamiento las articulaciones o el órgano terminal. Los fluidos son inyectados o evacuados de cámaras de presión, por medio de una red de tubos que llega a todas las articulaciones que lo requieran.
- **Eléctrica:** utilizan la fuerza eléctrica para poner en funcionamiento motores que moverán, por medio de engranes o cables, las articulaciones de la prótesis. Cuando la señal para mover proviene de interruptores convencionales, se trata de una prótesis eléctrica convencional.

Cuando dicha señal proviene de la pequeña energía eléctrica derivada de las contracciones musculares, se trata de una prótesis mioeléctrica, que utiliza electrodos en contacto con la piel para detectar los impulsos causados por la contracción de un músculo específico y a través de un circuito se da la orden al motor para que se mueva.

Circuitos más complejos pueden incluso determinar qué tan rápido o qué tan fuerte mover el motor.

4.1 Análisis preliminar

Como se vio en el capítulo 2 de esta tesis, la mano cuenta con tres grados de libertad en la muñeca, dos en las articulaciones metacarpo-falángicas y una en cada articulación interfalángica. Analizando cada dedo como un miembro individual de la prótesis y tomando como base de referencia la muñeca, entonces cada miembro cuenta con siete grados de libertad, lo cual hace al sistema sumamente complejo de analizar, construir y controlar.

Específicamente para este trabajo, se diseñará una prótesis transradial, en la que la articulación funcional más cercana es el codo. Debido a esto, uno de los grados de libertad de la muñeca aún se tiene, el de pronación-supinación. Para hacer más fácil de analizar, construir y controlar la prótesis y dotándola al mismo tiempo de unas características adecuadas para suplir las funciones de una mano real, se eliminará únicamente un grado de libertad en las articulaciones metacarpo-falángicas, el de aducción y abducción, y se dejarán los de las articulaciones interfalángicas intactos. Esto nos deja con una prótesis que contará con cinco grados de libertad en cada dedo y que será capaz de aportarle a la persona discapacitada al menos las funciones básicas del miembro perdido.

4.2 Modelado

De acuerdo a lo anterior y aplicando los parámetros de Denavith-Hartenberg al dedo medio de la prótesis con cinco grados de libertad, tenemos la figura 4.1:

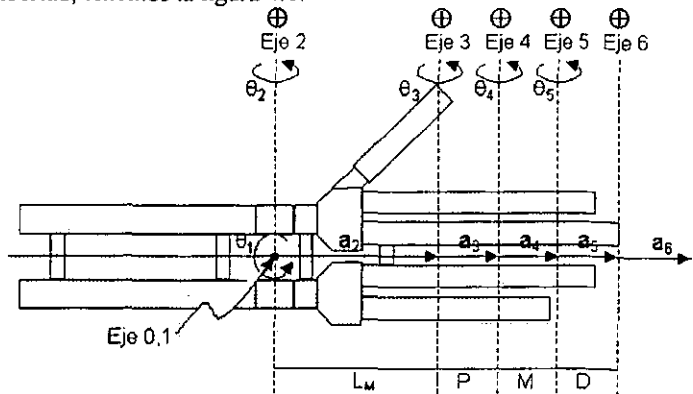


Fig. 4.1 Parámetros de Denavith-Hartenberg de los dedos similares de la prótesis.

De donde obtenemos la tabla de parámetros:

i	a_{i-1}	α_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	0	90°	0	θ_2
3	L_m	0	0	θ_3
4	P	0	0	θ_4
5	M	0	0	θ_5
6	D	0	0	0

De acuerdo a la tabla anterior, podemos obtener las matrices de referencia entre eslabones, transportando los datos a la matriz de transformación explicada en el capítulo 2.

$${}^0_1T = \begin{pmatrix} \cos\theta_1 & -\text{sen}\theta_1 & 0 & 0 \\ \text{sen}\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^1_2T = \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & -\text{sen}\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \text{sen}\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^2_3T = \begin{pmatrix} \cos\theta_3 & -\text{sen}\theta_3 & 0 & L_m \\ \text{sen}\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^3_4T = \begin{pmatrix} \cos\theta_4 & -\text{sen}\theta_4 & 0 & P \\ \text{sen}\theta_4 & \cos\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^4_5T = \begin{pmatrix} \cos\theta_5 & -\text{sen}\theta_5 & 0 & M \\ \text{sen}\theta_5 & \cos\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^5_6T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & D \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Multiplicando para obtener la referencia entre la punta del dedo (6) y la referencia (0) tenemos:

$${}^0_6T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T {}^5_6T$$

$${}^0_6T = \begin{pmatrix} a & d & \text{sen}\theta_1 & g \\ b & e & -\cos\theta_1 & h \\ c & f & 0 & i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$a = \cos(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \cos\theta_1 \cos\theta_2 - \text{sen}(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \cos\theta_1 \text{sen}\theta_2$$

$$b = \cos(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 - \text{sen}(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \text{sen}\theta_1 \text{sen}\theta_2$$

$$c = \text{sen}(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5)$$

$$d = -\text{sen}(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \cos \theta_1 \cos \theta_2 - \cos(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \cos \theta_1 \text{sen} \theta_2$$

$$e = -\text{sen}(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \text{sen} \theta_1 \cos \theta_2 - \cos(\theta_3 + \theta_4 + \theta_5) \text{sen} \theta_1 \text{sen} \theta_2$$

$$f = \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5)$$

$$g = \cos \theta_1 \cos \theta_2 [\cos(\theta_3 + \theta_4) (D \cos \theta_5 + M) - D \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) \text{sen} \theta_5 + P \cos \theta_3 + L_m] - \cos \theta_1 \text{sen} \theta_2 [\text{sen}(\theta_3 + \theta_4) (D \cos \theta_5 + M) + D \cos(\theta_3 + \theta_4) \text{sen} \theta_5 + P \text{sen} \theta_3]$$

$$h = \text{sen} \theta_1 \cos \theta_2 [\cos(\theta_3 + \theta_4) (D \cos \theta_5 + M) - D \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) \text{sen} \theta_5 + P \cos \theta_3 + L_m] - \text{sen} \theta_1 \text{sen} \theta_2 [\text{sen}(\theta_3 + \theta_4) (D \cos \theta_5 + M) + D \cos(\theta_3 + \theta_4) \text{sen} \theta_5 + P \text{sen} \theta_3]$$

$$i = \text{sen} \theta_2 [\cos(\theta_3 + \theta_4) (D \cos \theta_5 + M) - D \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) \text{sen} \theta_5 + P \cos \theta_3 + L_m] + \cos \theta_2 [\text{sen}(\theta_3 + \theta_4) (D \cos \theta_5 + M) + D \cos(\theta_3 + \theta_4) \text{sen} \theta_5 + P \text{sen} \theta_3]$$

Aplicando la matriz anterior podemos saber, en todo momento, la posición y orientación de la punta del dedo medio con respecto al punto de referencia, que en este caso es la muñeca. La matriz para cada uno de los dedos similares es la misma y sólo varía el valor de D, M y P, que se refieren al tamaño de las falanges distal, medial y proximal de cada dedo.

Para el pulgar, la ecuación varía un poco, ya que sólo se trabajará con una articulación metacarpo-falángica y una articulación interfalángica, además de las articulaciones de la muñeca. De esta manera, los parámetros de Denavith-Hartenberg para el pulgar se muestran en la figura 4.2:

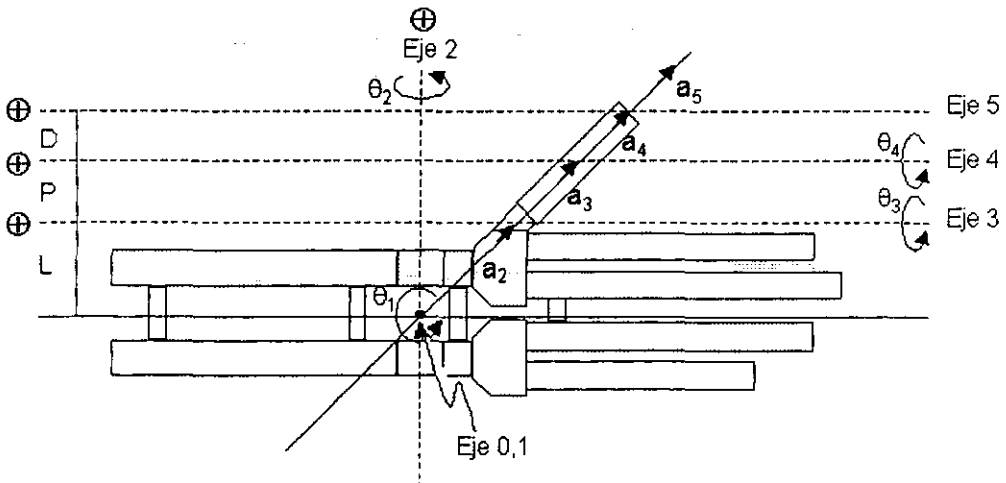


Fig. 4.2 Parámetros de Denavith-Hartenberg del dedo pulgar de la prótesis.

De donde obtenemos la tabla de parámetros:

i	a_{i-1}	α_{i-1}	d	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	0	90°	0	θ_2
3	L	90°	0	θ_3
4	P	0	0	θ_4
5	D	0	0	0

Obteniendo las matrices de referencia entre eslabones:

$${}^0_1T = \begin{pmatrix} \cos\theta_1 & -\text{sen}\theta_1 & 0 & 0 \\ \text{sen}\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^1_2T = \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & -\text{sen}\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \text{sen}\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^2_3T = \begin{pmatrix} \cos\theta_3 & -\text{sen}\theta_3 & 0 & L \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \text{sen}\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^3_4T = \begin{pmatrix} \cos\theta_4 & -\text{sen}\theta_4 & 0 & P \\ \text{sen}\theta_4 & \cos\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$${}^4_5T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & D \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Finalmente, multiplicamos para obtener la relación entre la referencia (la muñeca) y la punta del pulgar:

$${}^0_5T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T$$

$${}^0_5T = \begin{pmatrix} a & c & \cos\theta_1 \text{sen}\theta_2 & e \\ b & d & \text{sen}\theta_1 \text{sen}\theta_2 & f \\ \text{sen}\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) & -\text{sen}\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) & -\cos\theta_2 & g \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$a = \cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) + \text{sen}\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)$$

$$b = \text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) - \cos\theta_1 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4)$$

$$c = -\cos\theta_1 \cos\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) + \text{sen}\theta_1 \cos(\theta_3 + \theta_4)$$

$$d = -\text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) - \cos\theta_1 \cos(\theta_3 + \theta_4)$$

$$e = \cos\theta_1 \cos\theta_2 [D \cos(\theta_3 + \theta_4) + P \cos\theta_3 + L] + \text{sen}\theta_1 [D \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) + P \text{sen}\theta_3]$$

$$f = \text{sen}\theta_1 \cos\theta_2 [D \cos(\theta_3 + \theta_4) + P \cos\theta_3 + L] - \cos\theta_1 [D \text{sen}(\theta_3 + \theta_4) + P \text{sen}\theta_3]$$

$$g = \text{sen}\theta_2 [D \cos(\theta_3 + \theta_4) + P \cos\theta_3 + L]$$

De esta manera podremos saber en todo momento la posición y orientación de cada uno de los dedos similares y el pulgar, y la prótesis podrá ser controlada variando los ángulos de cada una de las articulaciones.

4.3 Selección de materiales

Una vez modelada la prótesis, el siguiente paso es seleccionar los materiales con los que será construida.

Para la construcción del endoesqueleto, los materiales más usados son los metales como el acero y el aluminio. Sin embargo, tienen varias desventajas como el aumento del peso de la prótesis y su dificultad de maquinado.

Otro material usado es la fibra de carbono, que es muy ligera y resistente, pero su principal desventaja es su elevado precio.

Debido a los avances en la tecnología de polímeros de ingeniería, ha surgido un material plástico a base de pasta de nylon, llamado nylamid, con el que se pueden fabricar partes y refacciones de maquinaria y equipos de la industria en general. [7]

Las aplicaciones en las que el nylamid puede ser usado, están en función de sus propiedades y las necesidades específicas del usuario; entre las más comunes se encuentran: engranes, chumaceras, poleas, ruedas, rodillos, guías de desgaste, etc. Sin embargo, no ha sido utilizado en la construcción de prótesis, aún cuando sus propiedades son ideales para ello.

Desde un enfoque mecánico el nylamid ofrece:

- Resistencia al desgaste: absorbe cargas que pueden fracturar a los metales y posee grandes resistencias mecánicas.
- Reducción de ruido: las partes hechas con nylamid son silenciosas; además, absorben el ruido producido por otras piezas.
- Reducción de peso: esta cualidad proporciona un ahorro en la energía necesaria para mover el sistema y proporciona un ahorro en la fabricación de piezas.
- Resistencia dieléctrica.

Las ventajas que ofrece en comparación con otros materiales de ingeniería tradicionales son:

- Es menos costoso por unidad de volumen en comparación a otros materiales de mayor peso específico.
- Tiene un mayor tiempo de vida, debido a su resistencia a la abrasión y supera en tiempo de duración a otros metales suaves o de mediana dureza, como el bronce, el colorón y el acero.
- Es más fácil de maquinar que la mayoría de los metales y otros materiales más duros.
- Ahorra energía, debido a su bajo peso específico, en comparación con materiales tradicionales.

- Es más resistente al impacto que el bronce, el teflón y otros polímeros.

Sus principales propiedades se presentan en la tabla T-6:

Propiedades	Unidades	Nylamid
Densidad	g/cm ³	1.14
Absorción de agua (24 h)	%	0.6
Hasta saturación	%	3
Temperatura de servicio	°C	100
Coefficiente de exposición térmica	1/°C	100 × 10 ⁻⁶
Resistencia a la tensión	kgf/cm ²	720
Resistencia a la compresión	kgf/cm ²	850
Resistencia a la flexión	kgf/cm ²	1200
Resistencia a la torsión	kgf/cm ²	530
Resistencia al impacto	kgf/cm ²	8
Elongación	%	15 - 30
Módulo de elasticidad	kgf/cm ²	24000
Coefficiente de fricción en seco		
Estático		0.3 a 0.4
Dinámico		0.15 a 0.3

Tabla T-6. Propiedades del Nylamid

Por otro lado, la mayoría de las prótesis y robots en general con articulaciones rotacionales, utilizan dos sistemas, el esférico, en el que una parte de la articulación es cóncava y la otra es una esfera que embona en la primera. El otro sistema es el tipo bisagra, en el que las piezas se unen a través de un eje.

Sin embargo, como se vio en el capítulo 1, el cuerpo humano no funciona de esa manera; en sus articulaciones los eslabones no están en contacto, sino a través de tendones, ligamentos y una cápsula muscular flexible.

Para hacer la prótesis más parecida al cuerpo humano, los eslabones no estarán en contacto directo. En cambio, se unirán por medio de articulaciones de silicón flexible que harán las veces de los tendones y los ligamentos, y se cubrirán con una cápsula de hilos de goma, también flexibles, que simularán la cápsula muscular y reforzarán la articulación de silicón.

El silicón seleccionado para este propósito es sólido de tipo comercial, de alta densidad, cuyas propiedades principales son: alta flexibilidad, resistencia a la torsión, fácil maquinado, dieléctrico, etc.

El pegado es una forma de abatir costos, para lograr diversas geometrías difíciles o incosteables de obtener por otros métodos. Sin embargo, se requiere de un mecanismo cuidadoso para tener una adhesión entre superficies del mismo o diferente material. Esto involucra un tratamiento previo, durante y después del pegado.

Así como entre los metales se debe tener cuidado para unir diferentes aleaciones por medio de soldadura, buscando compatibilidad entre ellos, también en los plásticos se debe buscar un adhesivo ideal para lograr la unión entre las piezas de nylamid y silicón.

En el caso de pegado de nylamid con nylamid, se usa un método alternativo a los pegamentos convencionales, en el cual la unión no será pegada, sino fusionada o soldada. El material para lograr esta fusión es el ácido fórmico en concentraciones comerciales de aproximadamente 36% disponible en cualquier droguería. Para realizar el pegado, se debe diluir el ácido fórmico con escamas de nylamid en una proporción del 90% y 10% respectivamente, en un frasco de vidrio; se aplica en las partes a pegar perfectamente limpias y se mantiene una presión constante con un peso muerto.

Para el pegado entre piezas de nylamid y silicón, se usan pegamentos epóxicos, lo que hace que los esfuerzos se distribuyan uniformemente y crea una unión mecánica. Las superficies a pegar deberán permanecer unidas bajo una presión de 1 kg/cm² aproximadamente, durante el tiempo de curado, a continuación se presenta la tabla T-7 de temperaturas y tiempos de carga:

Temperatura de trabajo	Tiempo de carga
82°C (180°F)	30 - 40 min
65°C (150°F)	60 min
52°C (125°F)	100 min
Temperatura ambiente	6 h para esfuerzo manual
Temperatura ambiente	18 para 60 % de pegado máximo
Temperatura ambiente	8 días para máxima adhesividad

Tabla T-7. Temperaturas y tiempos de carga para el pegado. [8]

4.4 Selección de actuadores

La activación de las prótesis y de los robots en general, se realiza, por lo regular, de tres formas: la acción mecánica del cuerpo, dispositivos hidráulicos o motores eléctricos. La activación mecánica suele ser molesta y poco práctica. Los motores eléctricos incrementan el peso de la prótesis y requieren mucha potencia para su activación. Los dispositivos hidráulicos, también tienen la desventaja del peso, además de su falta de precisión y la dificultad de control.

Debido a estas inconveniencias y gracias a los avances de la tecnología de materiales, se puede activar la prótesis de una nueva manera, a través de alambres musculares con memoria de forma o flexinol.

El flexinol es una aleación de níquel y titanio en forma de alambre de diferentes calibres, que asume diferentes formas o fases a diferentes temperaturas. Estos alambres permanecen sin cambio a temperatura ambiente; sin embargo, cuando una corriente eléctrica circula a través del alambre, lo calienta y hace que éste se contraiga hasta cerca del 8% de su longitud, con una fuerza que depende del calibre del alambre.

Existen dos tipos de flexinol: el HT que cuenta con alta transición de temperatura y debido a esto sus ciclos de trabajo son más rápidos, y el LT cuya transición de temperatura es lenta y por lo tanto sus ciclos de trabajo son lentos.

La tabla T-8 presenta las propiedades y los ciclos de trabajo del flexinol a temperatura ambiente en el aire; sin embargo, los ciclos se pueden incrementar sumergiendo los alambres en fluidos como agua o glicerina.

Tipo	Diámetro (µm)	Resistencia lineal (Ω/m)	Corriente típica (mA)	Peso de deformación (g)	Peso de recuperación (g)	Frecuencia de trabajo (ciclos por minuto)
Flexinol 037	37	860	30	4	20	52 / 68
Flexinol 050	50	510	50	8	35	46 / 67
Flexinol 100	100	150	180	28	150	33 / 50
Flexinol 150	150	50	400	62	330	20 / 30
Flexinol 250	250	20	1000	172	930	9 / 13
Flexinol 300	300	13	1750	245	1250	7 / 9
Flexinol 375	375	8	2750	393	2000	4 / 5

Tabla T-8. Propiedades y ciclos de trabajo del flexinol. [15]

En la tabla anterior, el peso de deformación es el peso necesario para que el alambre vuelva a su estado inicial y el peso de recuperación, el peso capaz de levantar en su estado de contracción.

Para lograr un óptimo funcionamiento de la prótesis, cada dedo deberá tener una fuerza entre 800 y 1000 g_r, para que pueda vencer la resistencia de las articulaciones de silicón y proporcionen una sujeción adecuada.

Por otro lado, se requieren de 40 a 70 ciclos por minuto, para que la prótesis sea práctica al 100%. Realizando un análisis de los requerimientos y utilizando la tabla anterior, tenemos tres posibilidades:

26 alambres de flexinol 50 HT
Peso de recuperación: 910 g_r
Corriente típica: 1.3 A
Ciclos por minuto: 67

6 alambres de flexinol 100 HT
Peso de recuperación: 900 g_r
Corriente típica: 1.08 A
Ciclos por minuto: 50

3 alambres de flexinol 150 HT
Peso de recuperación: 990 g_r
Corriente típica: 1.2 A
Ciclos por minuto: 30

De estas tres opciones, se seleccionó la de 6 alambres de flexinol 100 HT para cada dedo y cada movimiento de la muñeca, debido a que proporciona la mejor opción en la relación entre peso de recuperación, corriente típica y ciclos por minuto, dando como resultado 54 alambres de flexinol 100 HT con un requerimiento de corriente de 9.72 A.

Diseño de los sensores, el controlador y el sistema de potencia

5.1 Sensores

Cuando se detecta una señal electromiográfica (EMG), hay dos puntos principales que afectan la fidelidad de la señal. El primero es la relación entre la energía de la señal y el ruido. En general, el ruido se define como una señal eléctrica que no es parte de la señal EMG deseada. El segundo punto es la distorsión de la señal, esto es, que la contribución relativa de cualquier componente de frecuencia de la señal permanezca sin alteración.

Características de la señal EMG [16]

Su principal característica es que la amplitud de la señal es aleatoria y puede ser representada por una función de distribución Gaussiana. La amplitud de la señal tiene un rango de 0 a 10 mV (pico a pico) o de 0 a 1.5 mV (rms). La energía utilizable de la señal se limita a las frecuencias entre 0 y 500 Hz, con la energía dominante en el rango entre 50 y 150 Hz, considerando que, las señales utilizables son aquellas que poseen mayor energía que el nivel de ruido eléctrico. (Fig. 5.1)

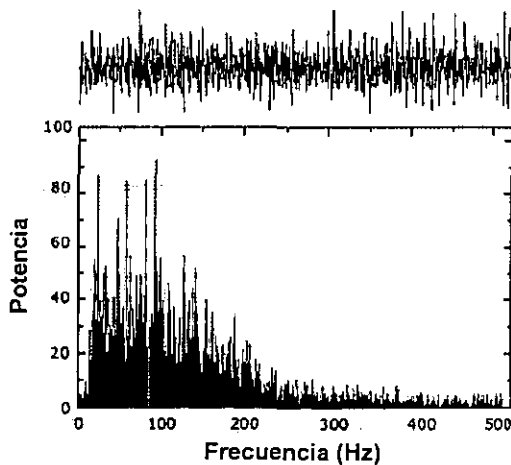


Fig. 5.1 Ejemplo de señal EMG. [16]

Características del ruido eléctrico

El ruido puede provenir de distintas fuentes, tales como:

- Ruido inherente de componentes electrónicos del equipo de detección: todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico. Este ruido tiene una frecuencia que puede ir desde 0 hasta varios miles de Hertz, no puede ser eliminado, sólo puede ser reducido mediante el uso de componentes electrónicos de calidad, diseño adecuado de los circuitos y diversas técnicas de construcción.
- Ruido ambiental: este ruido se origina de fuentes de radiación electromagnética, tales como la radio, la televisión, la alimentación eléctrica, focos, etc. De hecho, cualquier aparato electromagnético genera este tipo de ruido. Nuestro cuerpo se encuentra bombardeado constantemente por radiación electromagnética y es virtualmente imposible evitarlo. La mayor parte de este ruido tiene una frecuencia de 60 Hz (50 – 60 Hz) y su amplitud puede llegar a ser hasta tres veces mayor que la amplitud de la señal EMG.
- Ruido debido al movimiento: existen dos fuentes principales de este tipo de ruido, la debida a la fricción ente el electrodo y la piel, y la debida al movimiento de los cables del electrodo y el amplificador. Ambas fuentes pueden ser reducidas mediante un diseño adecuado de los circuitos eléctricos. El rango de frecuencias de este tipo de ruido va desde 0 hasta 20 Hz.
- Inestabilidad inherente de la señal: la amplitud de la señal EMG es aleatoria en naturaleza. Los componentes de la señal en el rango entre 0 y 20 Hz, son muy inestables debido a la forma en que las unidades motoras de los músculos se disparan; ya que en la mayoría de las ocasiones lo hacen en este rango de frecuencias. Por esto es aconsejable considerar estos componentes de la señal como ruido y filtrarlos.

Características eléctricas de los electrodos y del amplificador

El diseño de los electrodos es el aspecto más crítico del diseño de los sensores. La fidelidad de la señal EMG detectada por el electrodo, influye en todo el tratamiento subsecuente que se le dé a la señal. Es muy difícil (prácticamente imposible) mejorar la fidelidad y la relación señal-ruido de la señal más allá de este punto. Debido a esto, es muy importante diseñar un electrodo que provea la mínima distorsión y la máxima relación señal-ruido. Las siguientes características son importantes para lograrlo:

- Amplificación diferencial: para poder eliminar la mayor cantidad posible de ruido, lo más recomendado es la utilización de una configuración diferencial para la detección. La amplificación diferencial es una técnica cuya premisa es muy simple: la señal se detecta en dos sitios, por medio de amplificadores operacionales, las dos señales son restadas y la diferencia es amplificada. Como resultado de esto, cualquier señal que sea común a ambos sitios de detección será removida y las señales que son diferentes en ambos sitios, tendrán un diferencial que será amplificado. Cualquier señal que se origine lejos de las superficies de detección será común, mientras que las señales que se originen en la vecindad de las superficies serán diferentes y por lo tanto amplificadas. Debido a esto, el ruido ambiental será removido y las señales EMG locales serán amplificadas. (Fig. 5.2)

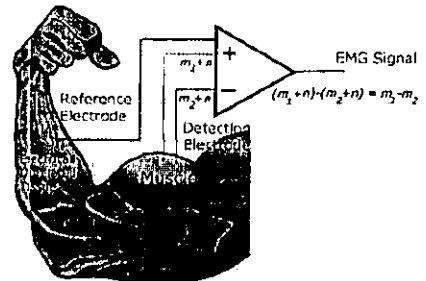


Fig. 5.2 Figura esquemática del amplificador diferencial. [16]

De acuerdo a lo anterior, la configuración para el amplificador diferencial será la mostrada en la figura 5.3, la cual es una de las configuraciones más comunes de amplificadores de instrumentación.

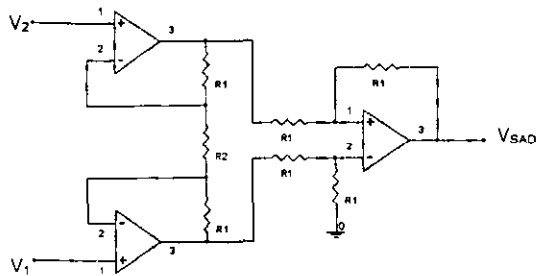


Fig. 5.3 Diagrama del amplificador diferencial.

En este tipo de configuración el voltaje de salida puede obtenerse de la ecuación:

$$V_{SAD} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_2}\right)(V_1 - V_2)$$

La ganancia del amplificador está dada por el valor de las resistencias R_1 y R_2 . Para facilitar los cálculos y obtener un voltaje de salida adecuado para las siguientes etapas, el valor de R_1 será de $5 \text{ k}\Omega$ y el de R_2 de $1 \text{ k}\Omega$, dando como resultado:

$$V_{SAD} = 11(V_1 - V_2)$$

- Impedancia de entrada: la impedancia en la unión entre la piel y la superficie del electrodo puede variar entre varios miles de ohms hasta varios megaohms en la piel seca. Para prevenir la atenuación y la distorsión de la señal detectada, la impedancia de entrada del amplificador diferencial debe ser tan grande como sea posible. Esta restricción se cubre fácilmente ya que los amplificadores operacionales proveen una impedancia de entrada del orden de $10^{12} \Omega$. Además de la magnitud de la impedancia de entrada, el balance entre las impedancias de las dos superficies de detección es de gran importancia.

Por esto, las dos superficies deberán ir conectadas directamente a los amplificadores operacionales (V_1 y V_2) y los amplificadores deben ser del mismo tipo.

- Diseño activo de los electrodos: el requerimiento de alta impedancia en la entrada, introduce un nuevo problema conocido como capacitancia de acoplamiento en la entrada del amplificador diferencial. Una pequeña capacitancia entre los cables que van desde el amplificador hasta los electrodos, crea una señal de ruido. La solución a esto, es colocar el amplificador tan cerca como sea posible a las superficies de contacto del electrodo. Esta solución se conoce como electrodos activos. Otra ventaja de esta configuración es que la impedancia de salida del amplificador diferencial es muy baja y debido a esto, cualquier movimiento del cable de salida no generará señales de ruido notables a la entrada de la siguiente etapa.
- Filtrado: aún con las consideraciones anteriores, la señal EMG estará contaminada por ruido. La relación señal-ruido puede ser aumentada añadiendo filtros activos. Los filtros recomendados para la reducción del ruido son un filtro supresor de banda a 60 Hz y un filtro paso bajas, cuya frecuencia de corte depende de la aplicación. Para el análisis total de la señal EMG, la frecuencia de corte recomendada es de 500 Hz ; sin embargo, si la aplicación sólo servirá de disparador, la frecuencia de corte recomendada es de 200 Hz .

Los filtros activos permiten el uso de resistencias y capacitores de valor razonable para su construcción, aún para frecuencias tan bajas como 10^{-3} Hz . Su principal ventaja es el aislamiento que proporcionan, debido a su alta impedancia de entrada y su baja impedancia de salida, de manera que las etapas de una red pueden proyectarse y sintonizarse independientemente con la interacción mínima. Debido a que la aplicación sólo utiliza la señal EMG como disparador, la etapa siguiente al amplificador diferencial será un filtro paso bajas

(Butterworth) de 2° orden, con frecuencia de corte 60 Hz, cuyo diagrama se muestra en la figura 5.4.

Donde:

$$C_3=C$$

$$C_2=KC$$

$$K > \frac{4(H_0 + 1)}{\alpha^2}$$

$$R_4 = \frac{\alpha}{2\omega_0 C} \left[1 \pm \sqrt{1 - \frac{4(H_0 + 1)}{K\alpha^2}} \right]$$

$$R_1 = \frac{R_4}{H_0}$$

$$R_3 = \frac{1}{\omega_0^2 C^2 R_4 K}$$

H_0 es la ganancia del filtro; para facilitar los cálculos, será igual a uno

$$\omega_0 = 2\pi f_0$$

f_0 es la frecuencia de corte del filtro, 60 Hz

α es el factor de atenuación; para el caso de un filtro paso bajas es igual a $\frac{1}{2}$.

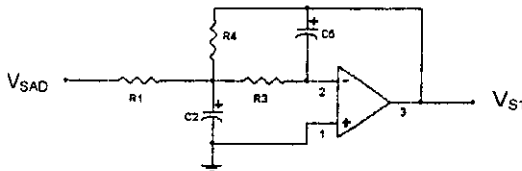


Fig. 5.4 Diagrama del filtro paso bajo. [11]

Se elige el valor de $C_3=C$ tal que sea un valor comercial y de preferencia un valor pequeño para que el capacitor no sea electrolítico. El valor de K se elige de tal manera que cumpla la restricción y que lleve el valor de C_2 a un valor comercial y con las mismas características que C_3 , de preferencia.

Al calcular se tiene que:

$$K > 32$$

Se elige $C_3=10$ nF y llevando el valor de k a un valor tal que C_2 sea comercial, entonces $K=33$ y $C_2=330$ nF.

$$\begin{aligned} R_3^+ &= 77858.4427 \Omega & R_4^- &= 54770.6765 \Omega \\ R_1^+ &= 77858.4427 \Omega & R_1^- &= 54770.6765 \Omega \\ R_3^+ &= 27385.3383 \Omega & R_3^- &= 38929.2214 \Omega \end{aligned}$$

Finalmente eligiendo los valores para R_1^+ , R_3^- y R_4^- por ser menores, los componentes del circuito tendrán los siguientes valores:

$$\begin{aligned} R_1^- &= 54770.6765 \Omega & R_4^- &= 54770.6765 \Omega \\ C_2 &= 330 \text{ nF} & C_3 &= 10 \text{ nF} \\ R_3^- &= 38929.2214 \Omega \end{aligned}$$

El filtro paso bajas deberá ir en paralelo con un filtro paso banda con frecuencias de corte $f_{c1}=60$ Hz y $f_{c2}=200$ Hz, según el diagrama mostrado en la figura 5.5.

Donde:

$$C_3=C_4=C$$

$$R_1 = \frac{Q}{H_0 \omega_0 C}$$

$$R_2 = \frac{Q}{(2Q^2 - H_0) \omega_0 C}$$

$$R_5 = \frac{2Q}{\omega_0 C}$$

H_0 es la ganancia del filtro; para facilitar los cálculos será igual a uno

$$\omega_0 = \sqrt{\omega_{c1} \omega_{c2}}$$

$$\omega_{c1} = 2\pi f_{c1}$$

$$\omega_{c2} = 2\pi f_{c2}$$

$$Q = \frac{\omega_0}{\omega_{c2} - \omega_{c1}} = \frac{1}{\alpha} \quad \text{es el factor de calidad del filtro.}$$

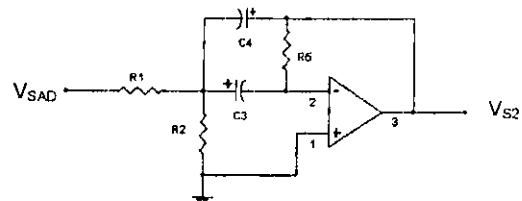


Fig. 5.5 Diagrama del filtro paso banda. [11]

Se elige C para que sea un valor comercial y a partir de ahí se realizan los cálculos:

$$\begin{aligned}\omega_{c1} &= 376.9911 & \omega_{c2} &= 1256.6371 \\ \omega_0 &= 688.2884 & Q &= 0.7825\end{aligned}$$

Finalmente, si $C=330\text{ nF}$ los componentes del circuito tendrán los siguientes valores:

$$\begin{aligned}R_1 &= 3445.0848\ \Omega \\ R_2 &= 15337.9032\ \Omega \\ C_3 &= 330\ \text{nF} \\ C_4 &= 330\ \text{nF} \\ R_5 &= 6890.1696\ \Omega\end{aligned}$$

Para completar la etapa de filtrado, se sumarán ambas salidas para obtener el rango de frecuencias deseado. El circuito del sumador tendrá una ganancia igual a diez y se muestra su diagrama en la figura 5.6.

Para lo cual,

$$V_{SF} = -\frac{R_f}{R}(V_{S1} + V_{S2})$$

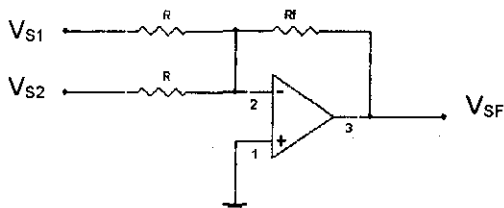


Fig. 5.6 Diagrama del circuito sumador. [9]

Para obtener una ganancia de diez, se puede establecer el valor de $R_f=10\text{ k}\Omega$ y el de $R=1\text{ k}\Omega$, dando como resultado:

$$V_{SF} = -10(V_{S1} + V_{S2})$$

Diseño de los electrodos

A través de la historia del análisis electromiográfico, la forma y la configuración de las superficies de detección no han recibido mucha atención.

Con el advenimiento de nuevas técnicas para extraer información cuantitativa de una señal EMG, se requiere poner más atención a la configuración y la forma de las superficies de detección. En este trabajo se considerarán varios puntos:

- La distancia entre las superficies de detección: esta distancia afecta el ancho de banda y la amplitud de la señal EMG; una distancia pequeña cambia el ancho de banda de la señal a frecuencias más altas y disminuye la amplitud de la señal. Por esta razón, la distancia se debe establecer mediante comparaciones entre la señal obtenida de diferentes músculos y diferentes personas.

Otra consideración al determinar la distancia entre las superficies, es que ésta afecta el tamaño total del electrodo. Esta distancia debe ser tal que el electrodo pueda ser usado convenientemente en pequeños músculos, como los de la mano, y funcionar bien en músculos grandes. No es necesario separar las dos superficies de detección demasiado para poder obtener una muestra representativa de la señal EMG de un músculo. Las grandes distancias entre las superficies de detección lógicamente generan grandes electrodos. Esto representa muchas desventajas cuando se trata de detectar la señal en músculos pequeños, en los que el crosstalk se vuelve importante. El crosstalk se refiere a la contaminación de la señal EMG debida a señales que emanan de músculos adyacentes. Tomando en cuenta todo esto, se usará una distancia entre las superficies de detección de 10 mm, la cual provee una configuración que detecta la actividad eléctrica representativa de un músculo durante una contracción.

- El tamaño y la forma de las superficies de detección: entre más grande sea el tamaño de la superficie de detección, mayor será la amplitud de la señal detectada y menor será el ruido eléctrico generado entre la superficie de detección y la piel.

Sin embargo, las superficies grandes implican electrodos grandes. Debido a esto, el mejor diseño maximizará el número de fibras musculares que la superficie de detección cubre y minimizará el ruido eléctrico generado entre la piel y la superficie de detección. Una solución razonable se puede obtener al considerar la forma de la superficie de detección. Para lograr cubrir los requerimientos, se usarán pequeñas barras de 10 mm de largo y de 1 mm de ancho, la cual detectará alrededor de 2.8 veces más fibras musculares que la configuración más común, que es un círculo de alrededor de 1 mm de diámetro. (Fig. 5.7) Debido a que la configuración de barras detecta más fibras musculares, proveerá una señal representativa de más unidades motoras en el músculo y en consecuencia, la amplitud de la señal detectada será mayor.

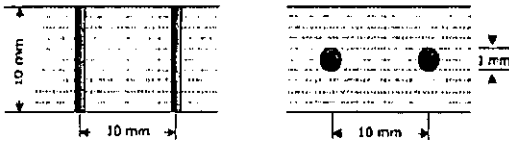


Fig. 5.7 Representación esquemática de las configuraciones de barras y círculos para los electrodos. [16]

Localización y orientación de los electrodos

Los electrodos se deben situar entre un punto motor y la inserción del tendón, o bien, entre dos puntos motores y a lo largo del eje longitudinal del músculo. El eje longitudinal del electrodo, el cual pasa por ambas superficies de detección, se debe alinear en paralelo al eje longitudinal del músculo. Algunas recomendaciones para situar los electrodos se listan a continuación:

- No en el tendón del músculo o cerca de él: mientras las fibras musculares se acercan al tendón, se vuelven menos y más delgadas, reduciendo la amplitud de la señal EMG. Además, en esta región la dimensión física del

músculo es muy reducida, dificultando la localización del electrodo y puede hacer que la señal detectada sufra crosstalk de los músculos cercanos.

- No en el punto motor: el punto motor del músculo es aquel en el que la mínima introducción de corriente eléctrica causa una contracción de éste. Usualmente, este punto corresponde a la parte de innervación del músculo con mayor densidad neural. En esta región el potencial de acción viaja de una manera un tanto caótica, causando que las fases positiva y negativa del potencial de acción, detectadas por el amplificador diferencial, se sumen y se resten con menor diferencia de fase; esto ocasiona que la señal EMG detectada contenga componentes en frecuencias más altas.
- No en los límites externos del músculo: en estas regiones, el electrodo es susceptible de detectar crosstalk de los músculos adyacentes. (Fig. 5.8)

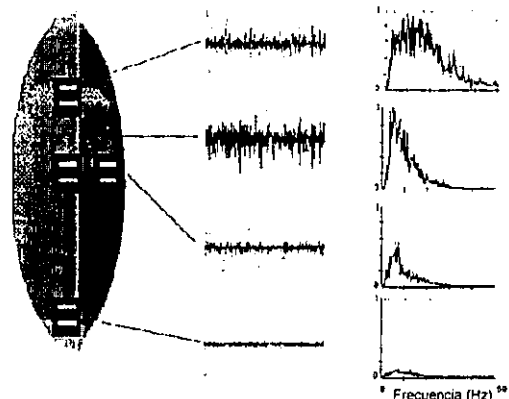


Fig. 5.8 Colocación de los electrodos y sus consecuencias. [16]

5.2 Controlador

Una vez diseñados los sensores, es necesario seleccionar los músculos a ser sentidos y diseñar el controlador que procesará la información obtenida por los sensores, y una vez procesada, activará la subsecuente etapa de potencia.

Los músculos a sensor son, de acuerdo a la acción que llevan a cabo:

- Flexor radial del carpo: su principal función es la de flexionar la muñeca, aunque también participa en la flexión radial de la muñeca. (Abducción)
- Flexor ulnar del carpo: lleva a cabo la flexión de la muñeca, también se activa en la flexión cubital de la muñeca. (Aducción)
- Extensor radial largo del carpo: realiza la extensión y la hiperextensión de la muñeca. Otro movimiento en el que participa es el de abducción de la muñeca.
- Extensor radial corto del carpo: se activa para realizar la extensión, hiperextensión y la abducción de la muñeca.
- Extensor ulnar del carpo: lleva a cabo la extensión y la hiperextensión de la muñeca.

Asimismo, se activa al realizar la aducción de la muñeca.

- Flexor superficial de los dedos: su principal función es la de flexionar los dedos similares.
- Flexor profundo de los dedos: lleva a cabo la flexión de los dedos similares.
- Flexor largo del pulgar: se trata de un músculo extrínseco que se activa para flexionar el pulgar.

Ya que seleccionamos los músculos a sensor, el siguiente paso es diseñar un controlador que procese la información de manera adecuada y nos proporcione la señal de activación para la etapa de potencia.

El controlador se diseñó con base en compuertas lógicas de tecnología TTL, usando la información de los capítulos 1 y 2 de esta tesis. El diagrama lógico de éste controlador se muestra en la figura 5.9.

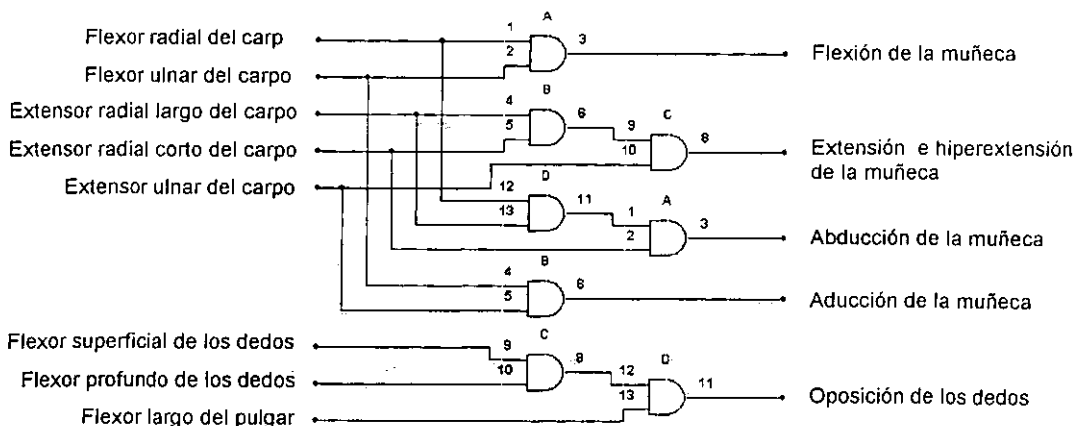


Fig. 5.9 Diagrama lógico del controlador.

5.3 Sistema de potencia

Antes de diseñar el sistema de potencia se requiere una etapa de desacoplamiento, para aislar las fuentes de poder y separar las tierras, evitando con esto que la etapa de potencia genere ruido adicional a los sensores. Para realizar este desacoplamiento se usarán opto acopladores configurados como se muestra en la figura 5.10:

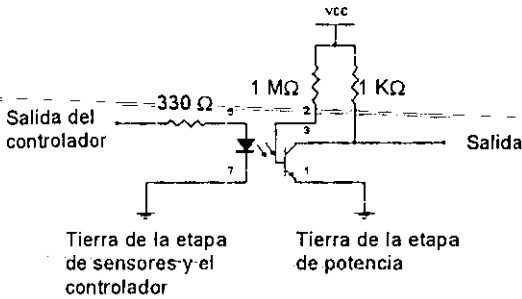


Fig. 5.10 Diagrama del circuito desacoplador.

Una vez llevado a cabo en desacoplamiento, podemos dar paso al amplificador de potencia. Para esta operación se seleccionó el amplificador LM1875, un amplificador de audio de potencia, cuyas características lo hacen ideal para llevar a cabo la amplificación.

El LM1875 es un amplificador de potencia monolítico, que ofrece poca distorsión y tiene una potencia de salida de hasta 30 W con un límite de corriente de salida de 4 A. La configuración a utilizar, es la aplicación típica de este amplificador para una sola fuente de alimentación, con una fuente de poder de 12 V.(Fig. 5.11)

La salida deberá ir conectada directamente a los cables de flexinol, por lo que se requerirá un amplificador por cada dedo y cuatro para la muñeca.

Cabe mencionar que debido a la demanda de potencia, el amplificador requerirá del uso de disipadores de calor. El diagrama de bloques final del proyecto se muestra en la figura 5.12.

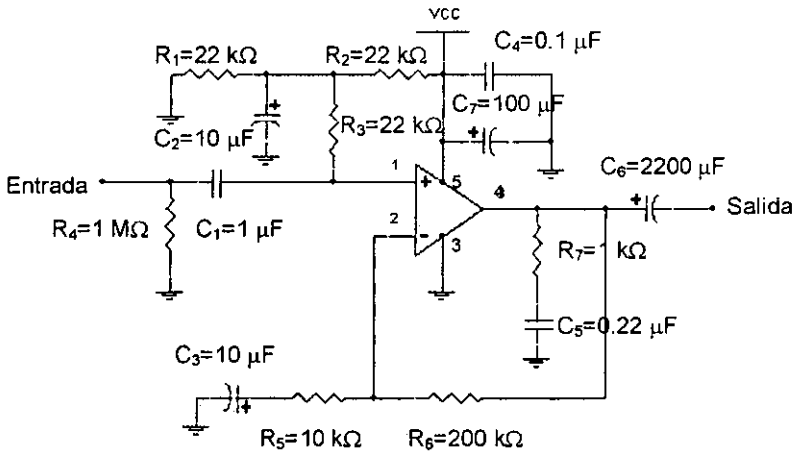


Fig. 5.11 Diagrama del amplificador de potencia. [12]

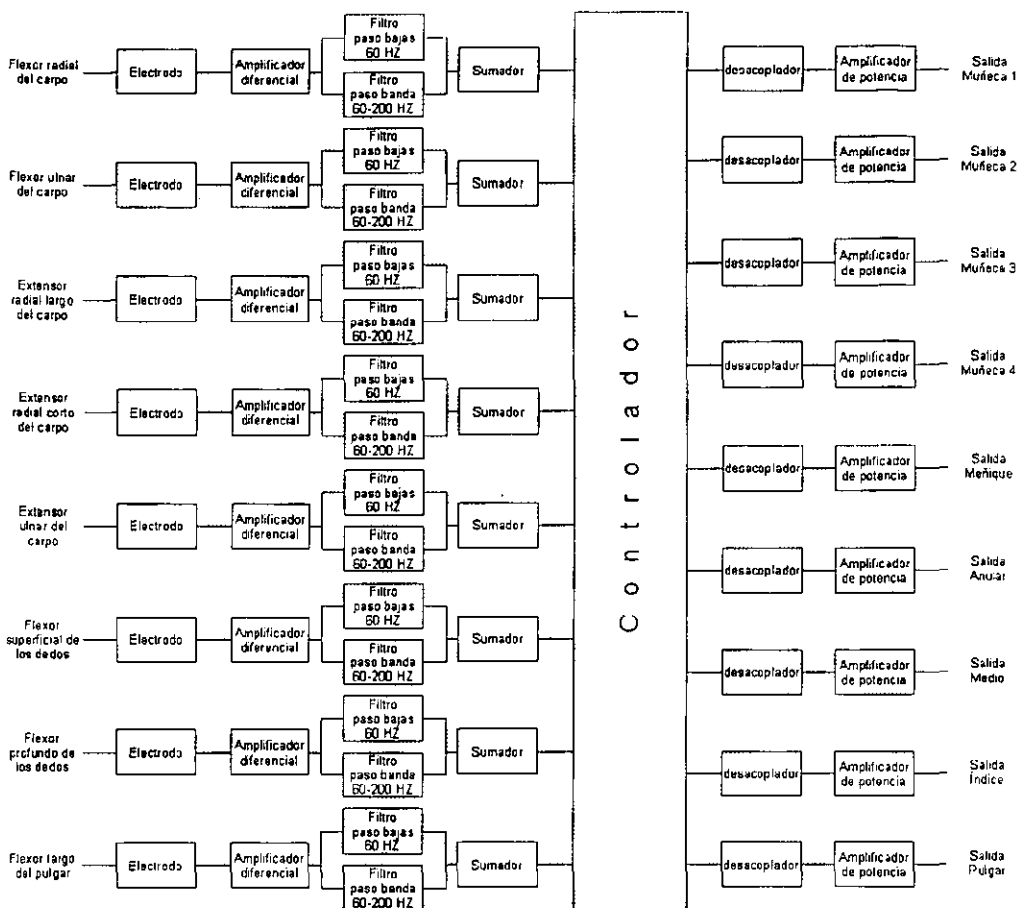


Fig. 5.12 Diagrama de bloques final.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Conclusiones

El desarrollo de esta tesis giró sobre las premisas fundamentales de diseñar una prótesis que funcionara lo más parecido a la mano humana, mientras que su costo fuera lo suficientemente bajo como para que estuviera al alcance de toda la gente.

Analizando objetivamente el funcionamiento de la prótesis y comparándolo con la mano, tenemos:

- El movimiento de pronación-supinación que realiza la muñeca al girar el radio alrededor del cúbito, no se encuentra presente en la prótesis. Sin embargo, al tratarse de una prótesis transradial, el miembro residual del paciente cuenta con una parte del cúbito y el radio, los cuales, al estar perfectamente fija la prótesis, realizan este movimiento sin necesidad de tener una articulación mecánica dentro de ésta.
- Los movimientos de flexión, extensión, hiperextensión, abducción y aducción de la muñeca se encuentran presentes en la prótesis y cuentan con los mismos arcos de movilidad con que cuenta la muñeca.
- La abducción y la aducción de los dedos no está contemplada en el diseño de la prótesis; sin embargo, estos movimientos sólo se llevan a cabo en acciones muy específicas, como tomar objetos muy grandes, tocar instrumentos musicales, utilizar teclados, etc. Además, estos movimientos complican tanto al diseño mecánico como al análisis cinemático, de manera que una prótesis que cuente con ellos deberá ser diseñada específicamente para la aplicación requerida, realizando un análisis comparativo de los pros y los contras que esto conlleva.
- La flexión y extensión de las articulaciones interfalángicas de los dedos se realizan de la misma manera que en la mano, con la única restricción de que se accionan las tres al mismo tiempo, cosa que no tiene repercusiones, ya que normalmente no se accionan individualmente.
- En cuanto a los movimientos del pulgar, la prótesis está diseñada para realizar únicamente el de oposición, siendo éste el más importante de todos, ya que es el que hace posible utilizar la mano como una herramienta para sujetar las cosas.

En comparación con otras prótesis transradiales mioeléctricas ya existentes, la prótesis diseñada en este trabajo cuenta con muchas ventajas como son:

- La mayoría de prótesis existentes no llevan a cabo los movimientos de flexión, extensión, hiperextensión, abducción y aducción de la muñeca.
- Las articulaciones interfalángicas de los dedos no cuentan con los mismos arcos de movilidad que la mano, y sólo están diseñadas para llevar a cabo el movimiento de oposición.

- Prácticamente en ninguna prótesis, el sistema mecánico está diseñado para realizar los movimientos individuales de los dedos; lo que ocasiona que la sujeción de las cosas no sea muy segura, ya que en muchas ocasiones, al realizar solo un movimiento, los dedos no entran en contacto con la superficie a sujetar, siendo tomada únicamente por los dedos medio y pulgar.

El presente diseño cuenta además con varias innovaciones que lo hacen completamente diferente a todas las prótesis que se encuentran en el mercado y a todos los prototipos que se encuentran en diseño. Dichos cambios, le proveen tales características, que le dan la ventaja sobre las prótesis tradicionales. Veamos a fondo cada uno de ellos:

- El uso del nylamid como material fundamental del endoesqueleto, le proporcionan la primera serie de ventajas. Debido a las características del nylamid, ampliamente comentadas en el capítulo 4, hacen a la prótesis muy ligera (alrededor de 150 gramos, todo el sistema mecánico y los actuadores), muy resistente, es más fácil de maquinar que la mayoría de metales y otros materiales más duros, tiene un mayor tiempo de vida debido a su resistencia a la abrasión, es resistente al desgaste, es silencioso y absorbe, además, el ruido producido por otras piezas.

Es además muy barato, menos costoso por unidad de volumen en comparación a otros materiales de mayor peso específico. Debido a la cualidad de su bajo peso específico, proporciona un ahorro en la energía necesaria para mover al sistema y proporciona, además, un ahorro en la fabricación de las piezas.

- Como se vio en el capítulo 1, en las articulaciones del cuerpo humano los eslabones no están en contacto directamente, sino a través de tendones, ligamentos y cápsulas musculares flexibles. La mayoría de las prótesis cuentan con articulaciones en las que los eslabones están en contacto directo uno

con otro, ocasionando que el material del que están hechos se desgaste.

Para hacer la prótesis más parecida al cuerpo humano, los eslabones se unen por medio de articulaciones de silicón flexible que simula los ligamentos y los tendones, y se usan hilos flexibles de goma, para simular la cápsula muscular y reforzar la articulación.

Las ventajas que esto conlleva son las siguientes: debido a las propiedades del silicón, al accionarse una articulación genera una fuerza de torsión contraria al movimiento, que nos sirve para llevar los eslabones a su posición original una vez terminado el movimiento, sin necesidad de aplicar una fuerza adicional. —

Otra ventaja es que al no estar en contacto directo los eslabones de la articulación, no se desgastan y por lo tanto, su rango de movimiento y su resistencia no se alteran.

- Gracias a los avances en la tecnología de los materiales, es posible la activación de la prótesis por medio de alambres musculares con memoria de forma.

La activación por medio de flexinol provee de la fuerza necesaria para el óptimo funcionamiento de la prótesis. Proporciona además varias ventajas debido a sus características; su principal ventaja es la reducción del peso de la prótesis, ya que el conjunto de alambres requerido para la activación de todas las articulaciones de la prótesis no excede los 10 gramos. Otras ventajas adicionales son: su frecuencia de trabajo (50 ciclos por minuto para la configuración seleccionada), bajo consumo de energía y es totalmente silencioso.

- El sistema mecánico esta diseñado de tal manera que cada uno de los dedos es totalmente independiente de los otros y de la muñeca. Aunque en este trabajo, el controlador sólo está diseñado para realizar las acciones de flexión, hiperextensión, abducción y aducción de la muñeca y la oposición de los dedos, en futuras mejoras de la prótesis se pueden agregar los sensores adecuados y diseñar un controlador tan complejo como sea

necesario para poder realizar prácticamente todas las funciones que realiza la mano, sin tener que modificar en absoluto el sistema mecánico. Esta es una gran ventaja, ya que se puede mejorar en gran medida el funcionamiento de la prótesis, sin subir prácticamente su precio.

Una vez analizadas las ventajas que ofrece el presente diseño, se analizarán ahora las desventajas que presenta respecto a las prótesis tradicionales: la resistencia a la elongación es menor, debido a la unión entre las piezas de nylamid y las articulaciones de silicón, y debido también a la resistencia que presentan los alambres de flexinol a la elongación. Esto no quiere decir que la prótesis sea frágil, sino que es menos resistente en este aspecto que las prótesis tradicionales.

Otra desventaja es que requiere mantenimiento periódico para su buen funcionamiento. Debido a su diámetro tan pequeño (100 μm , para la configuración seleccionada), los alambres de flexinol se pueden romper. Esto no deja la prótesis sin funcionar, pero la articulación que sufra este problema perderá la fuerza proporcional al número de alambres que se rompa.

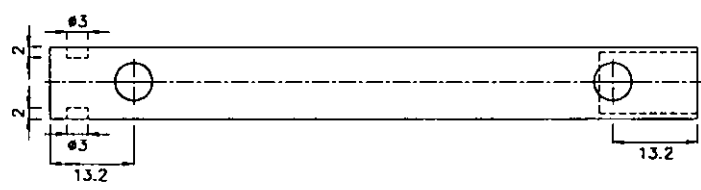
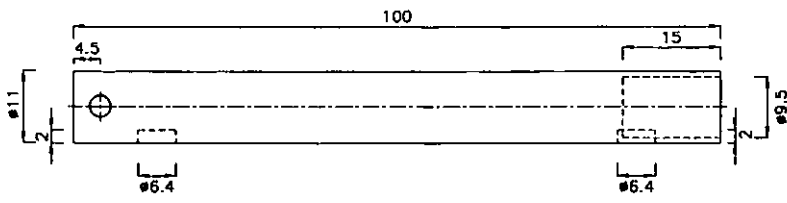
Las articulaciones de silicón se pueden despegar, o en casos muy extremos romperse, por lo que necesitarán ser reemplazadas. Es aconsejable cambiarlas periódicamente para evitar que esto suceda y para evitar también que se aflojen y no tengan la fuerza necesaria para llevar la articulación a su posición original.

Finalmente, ya que puede llevar a cabo más funciones que las prótesis tradicionales, ocupa más sensores, por lo que el tiempo de entrenamiento para aprender a utilizarla es mayor. El paciente deberá aprender a controlar los músculos del miembro residual y a activarlos de manera conjunta para realizar las acciones que requiera. En muchos casos, ya que los músculos se pueden encontrar atrofiados por su falta de uso, será necesario asistir a rehabilitación para ponerlos en forma y lograr su buen funcionamiento, así como el de la prótesis.

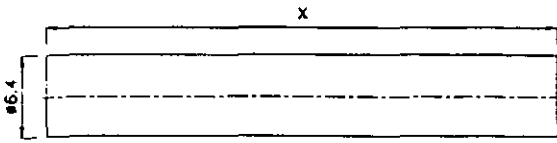
Una vez analizadas las ventajas y desventajas, se considera que queda claro que este nuevo diseño tiene las características necesarias para ser una buena herramienta, que ayude a las personas que se encuentran en esta difícil situación. Con esto en mente, se puede decir que los objetivos fundamentales del trabajo se cumplieron cabalmente, ya que se logró diseñar una prótesis con características muy semejantes a la mano humana, a muy bajo costo.

Apéndice A

Planos del sistema mecánico

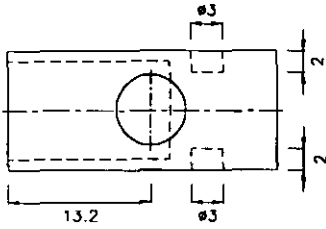
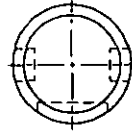
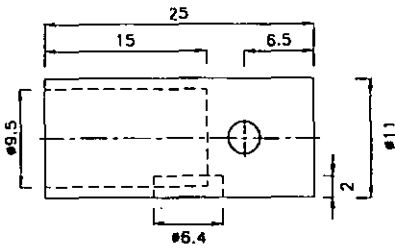


Realizado por: Alfredo Landa Herrera	Escala: 1:1	Material: Nylamid		Acotaciones, en mm
Descripción: Huesos cúbito y radio				Fecha: 20001210
				Código: x001



Código	X
X002	29
X003	11

Realizado por: Alfredo Landa Herrera	Escala: 2:1	Material: Nylamid		Acotaciones, en mm Fecha: 20001210
Descripción: Barras Sujetadoras				Código: X002 X003



Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

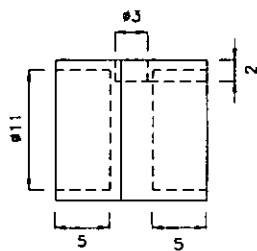
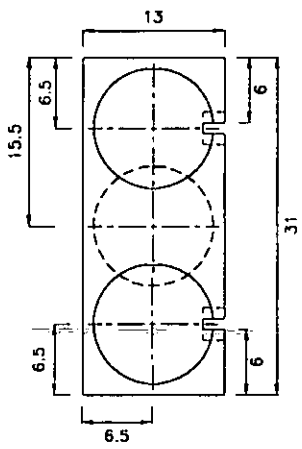
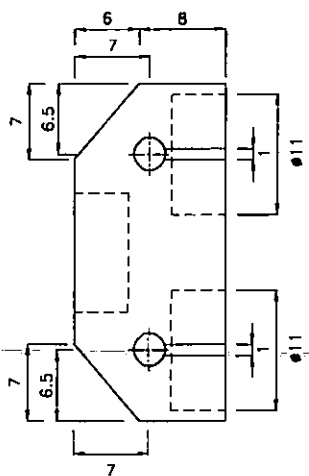
Material: Nylamid



Acotaciones, en mm
Fecha: 20001210

Descripción:
Fila proximal del carpo

Código:
X004



Realizado por:
Alfredo Landa Herrero

Escala: 2:1

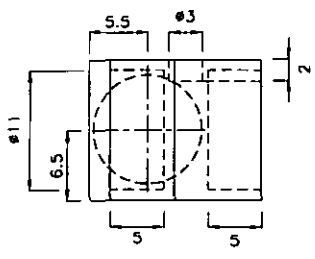
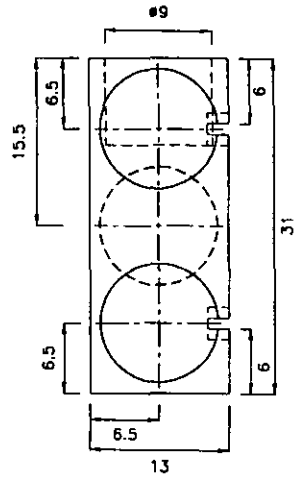
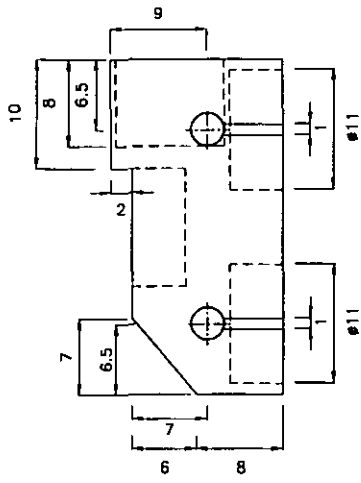
Material: Nylamid




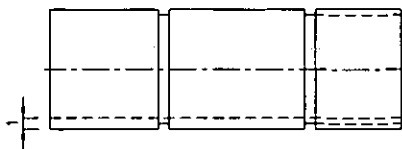
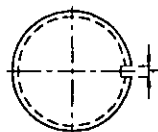
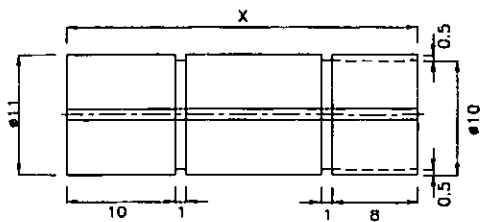
Acotaciones, en mm
Fecha: 20001210

Descripción:
Unión para las filas del carpo

Código:
x005



Realizado por: Alfredo Landa Herrera	Escala: 2:1	Material: Nylamid		Acotaciones, en mm
Descripción: Unión para las filas del carpo y el pulgar				Fecha: 20001210
				Código: X005A



Código	X
X006	39
X007	55

Realizado por:

Alfredo Landa Herrera

Escala:

2:1

Material:

Nylamid



Acotaciones, en mm

Fecha: 20001210

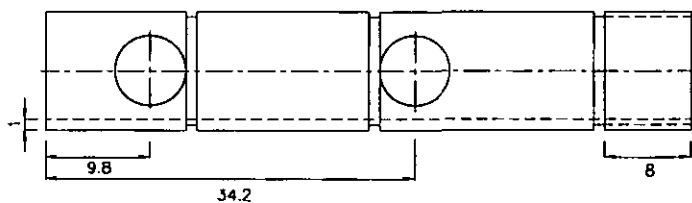
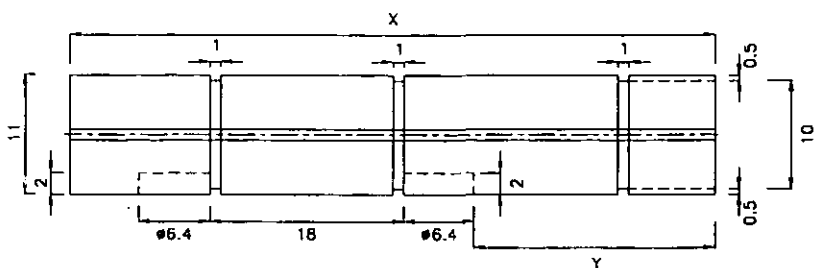
Descripción:

Fila distal del carpo

Código:

X006

X007



Código	X	Y
X008	44	6.6
X009	50	12.4

Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

Material: Nylamid



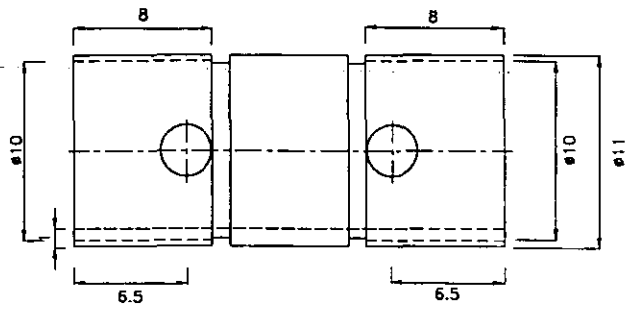
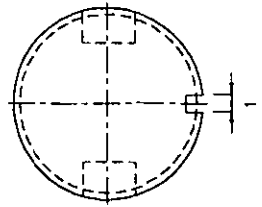
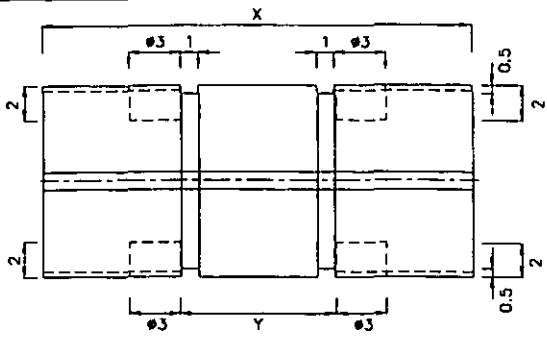
Acotaciones, en mm
Fecha: 20001210

Descripción:

Fila distal del carpo

Código:

X008
X009

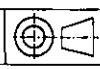


Código	X	Y
X010	35	19
X011	40	24
X012	45	29
X013	17	1
X014	20	4
X015	25	9

Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

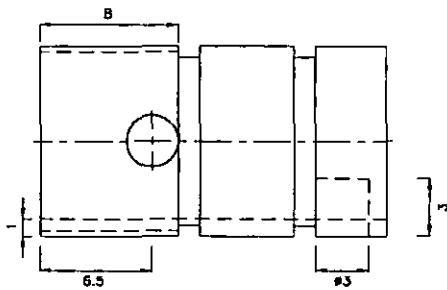
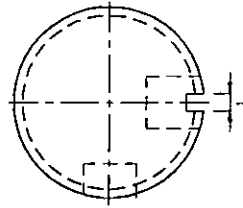
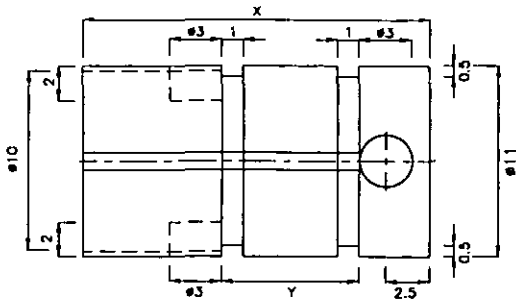
Material: Nylamid



Acotaciones, en mm
Fecha: 20001210

Descripción:
Falanges proximal y medial

Código: X010 X013
X011 X014
X012 X015



Código	X	Y
X016	15	3
X017	20	8

Realizado por:
Alfredo Lando Herrero

Escala: 2:1

Material: Nylamid



Acotaciones, en mm

Fecha: 20001210

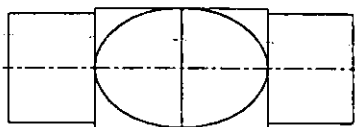
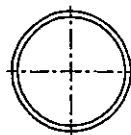
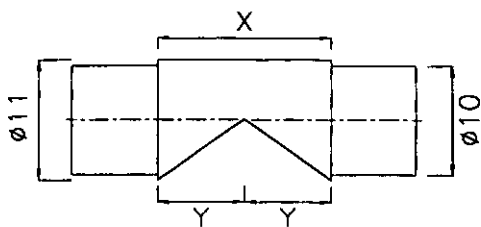
Descripción:

Falange distal

Código:

X016

X017



Código	X	Y
X018	6.35	3.175
X019	4.55	2.275
X020	1.94	0.97

Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

Material: Nylamid



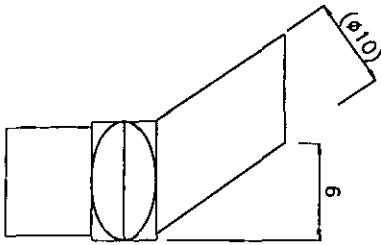
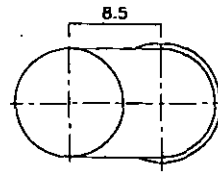
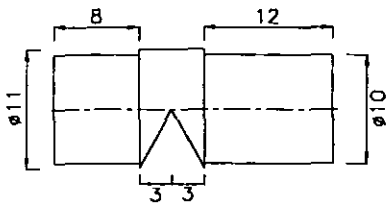
Acotaciones, en mm

Fecha: 20001210

Descripción:

Articulaciones Metacarpofalángicas e interfalángicas

Código: X018
X019
X020



Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

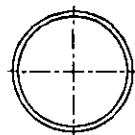
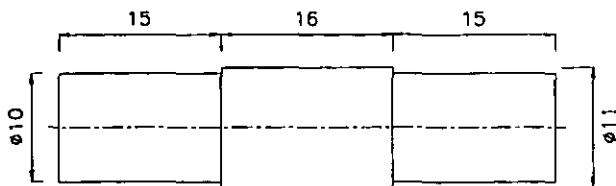
Material: Nylamid



Acotaciones, en mm
Fecha: 20001210

Descripción:
Articulación metacarpofalángica del pulgar

Código:
X021



Realizado por:

Alfredo Landa Herrera

Escala:

2:1

Material:

Nylamid



Acotaciones, en mm

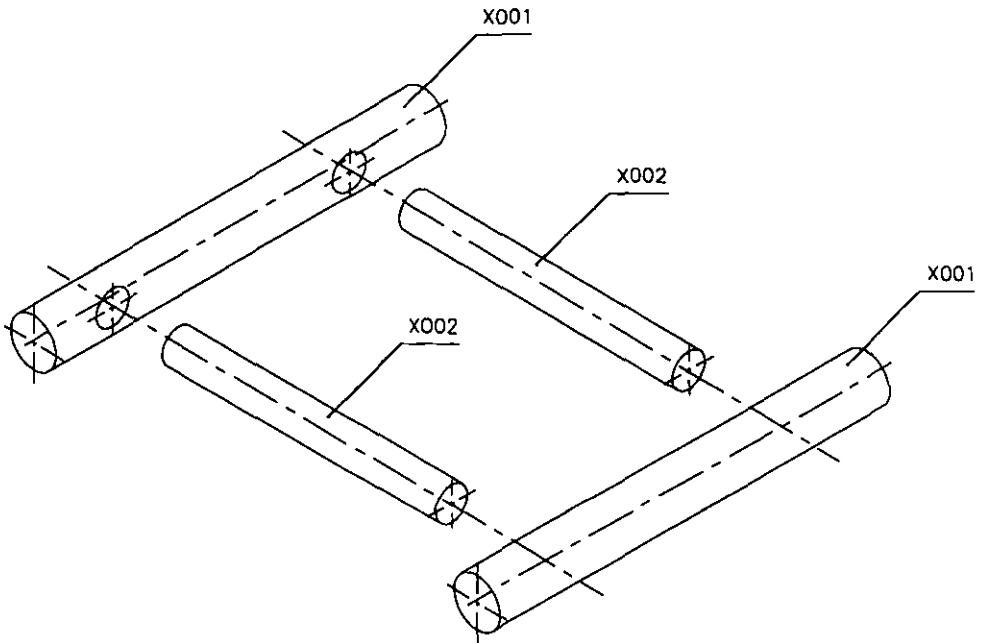
Fecha: 20001210

Descripción:

Articulación del cúbito y el radio con los metacarpos

Código:

x022



Pegar con epóxico Araldite AW, 50% de resina XAW 2009 y 50% de endurecedor XHV 2005

Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

Material: Nylamid



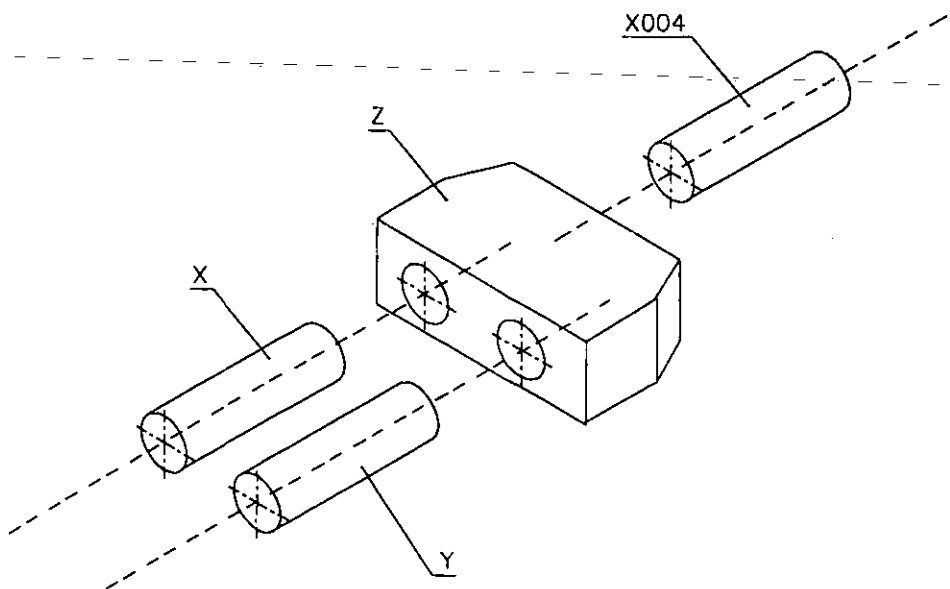
Acotaciones, en mm
Fecha: 20001210

Descripción:

Ensamble de los huesos cúbito y radio

Código:

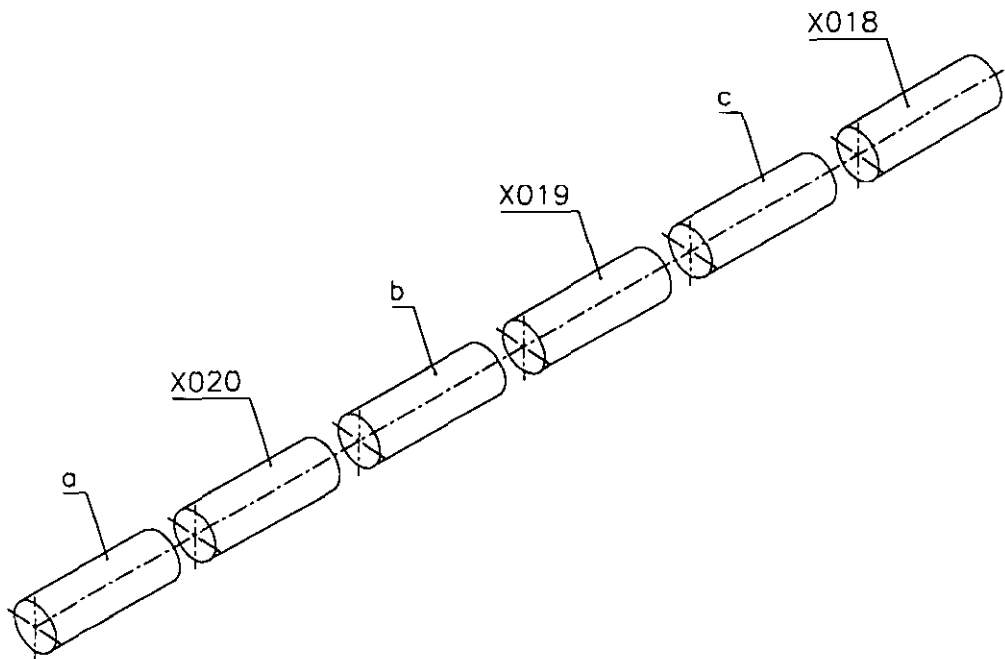
W001



Código	X	Y	Z
W002	X006	X008	X005
W003	X009	X007	X005A

Pegar con epóxico Araldite AW, 50% de resina XAW 2009 y 50% de endurecedor XHV 2005

Realizado por: Alfredo Landa Herrero	Escala: 2:1	Material: Nylamid		Acotaciones, en mm
Descripción: Ensamble del cuerpo				Fecha: 20001210
				Código: W002 W003



	a	b	c
W004	X016	X013	X010
W005	X017	X014	X011
W006	X017	X015	X012
W007	X017	X014	X011

Pegar con epóxico Araldite AW, 50% de resina
XAW 2009 y 50% de endurecedor XHV 2005

Realizado por:
Alfredo Landa Herrera

Escala: 2:1

Material:
Nylamid, silicón



Acotaciones, en mm

Fecha: 20001210

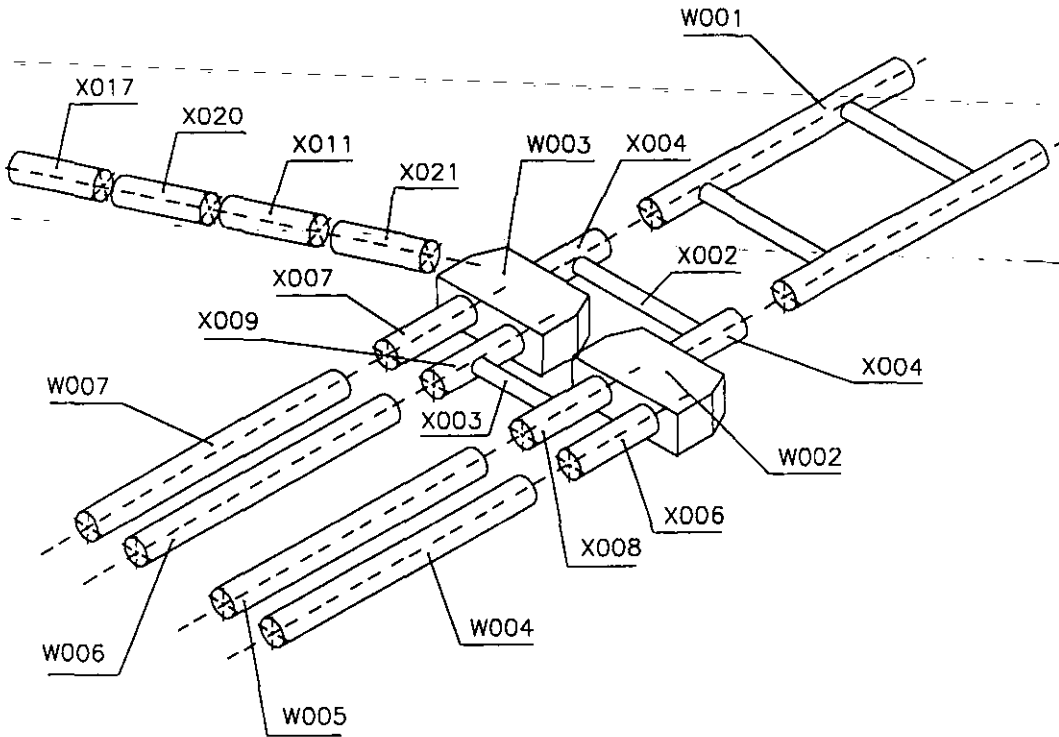
Descripción:

Ensamble de los dedos similares

Código: W004 W006

W005 W007

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**



Pegar con epóxico Araldite AW, 50% de resina XAW 2009 y 50% de endurecedor XHV 2005

Realizado por: Alfredo Landa Herrera	Escala: 2:1	Material: Nylamid y silicón		Acotaciones, en mm
Descripción: Ensamble final				Fecha: 20001210
				Código: W008

Apéndice B

Hojas de especificaciones

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

LM1875 20W Audio Power Amplifier

General Description

The LM1875 is a monolithic power amplifier offering very low distortion and high quality performance for consumer audio applications.

The LM1875 delivers 20 watts into a 4Ω or 8Ω load on ±25V supplies. Using an 8Ω load and ±30V supplies, over 30 watts of power may be delivered. The amplifier is designed to operate with a minimum of external components. Device overload protection consists of both internal current limit and thermal shutdown.

The LM1875 design takes advantage of advanced circuit techniques and processing to achieve extremely low distortion levels even at high output power levels. Other outstanding features include high gain, fast slew rate and a wide power bandwidth, large output voltage swing, high current capability, and a very wide supply range. The amplifier is internally compensated and stable for gains of 10 or greater.

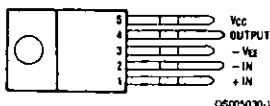
Features

- Up to 30 watts output power
- $A_{V_{O}}$ typically 90 dB
- Low distortion: 0.015%, 1 kHz, 20 W
- Wide power bandwidth: 70 kHz
- Protection for AC and DC short circuits to ground
- Thermal protection with parolc circuit
- High current capability: 4A
- Wide supply range 16V-60V
- Internal output protection diodes
- 94 dB ripple rejection
- Plastic power package TO-220

Applications

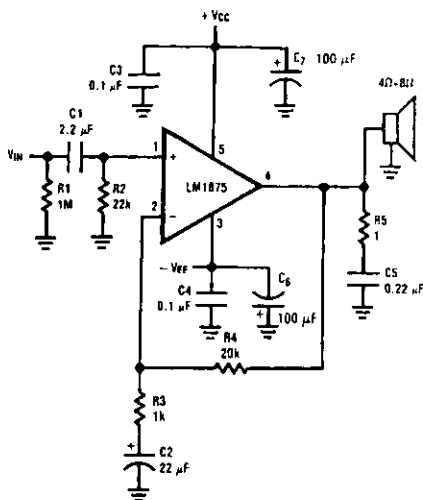
- High performance audio systems
- Bridge amplifiers
- Stereo phonographs
- Servo amplifiers
- Instrument systems

Connection Diagram



Front View

Typical Applications



Package	Ordering Info	NSC Package Number
For Straight Leads	LM1875T SL108949	T05A
For Stagger Bend	LM1875T LB03	T05D
For 90° Stagger Bend	LM1875T LB05	T05E
For 90° Stagger Bend	LM1875T LB02	TA05B

Absolute Maximum Ratings (Note 1)

Supply Voltage	60V
Input Voltage	$-V_{EE}$ to V_{CC}
Storage Temperature	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Junction Temperature	150°C

Lead Temperature

(Soldering, 10 seconds)

θ_{JC}

θ_{JA}

260°C

3°C

73°C

Electrical Characteristics

$V_{CC}=+25\text{V}$, $-V_{EE}=-25\text{V}$, $T_{\text{AMBIENT}}=25^{\circ}\text{C}$, $R_L=8\Omega$, $A_V=20$ (26 dB), $f_o=1\text{ kHz}$, unless otherwise specified.

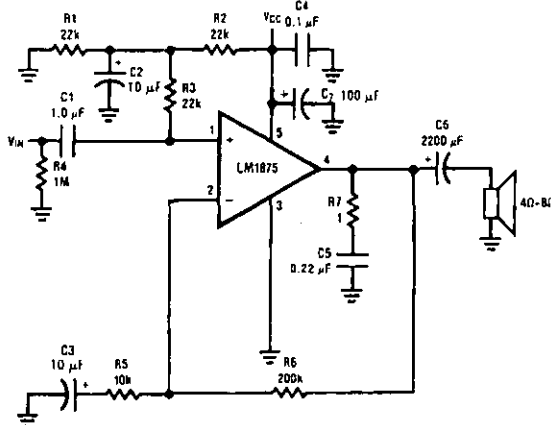
Parameter	Conditions	Typical	Tested Limits	Units
Supply Current	$P_{\text{OUT}}=0\text{W}$	70	100	mA
Output Power (Note 2)	THD=1%	25		W
THD (Note 2)	$P_{\text{OUT}}=20\text{W}$, $f_o=1\text{ kHz}$	0.015		%
	$P_{\text{OUT}}=20\text{W}$, $f_o=20\text{ kHz}$	0.05	0.4	%
	$P_{\text{OUT}}=20\text{W}$, $R_L=4\Omega$, $f_o=1\text{ kHz}$	0.022		%
	$P_{\text{OUT}}=20\text{W}$, $R_L=4\Omega$, $f_o=20\text{ kHz}$	0.07	0.6	%
Offset Voltage		± 1	± 15	mV
Input Bias Current		± 0.2	± 2	μA
Input Offset Current		0	± 0.5	μA
Gain-Bandwidth Product	$f_o=20\text{ kHz}$	5.5		MHz
Open Loop Gain	DC	90		dB
PSRR	$-V_{CC}$, 1-kHz, 1-Vrms	95	52	dB
	V_{EE} , 1 kHz, 1 Vrms	83	52	dB
Max Slew Rate	20W, 8 Ω , 70 kHz BW	8		V/ μs
Current Limit	$V_{\text{OUT}} = V_{\text{SUPPLY}} - 10\text{V}$	4	3	A
Equivalent Input Noise Voltage	$R_S=600\Omega$, CCIR	3		μVrms

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" indicate limits beyond which damage to the device may occur. Operating Ratings indicate conditions for which the device is functional, but do not guarantee specific performance limits.

Note 2: Assumes the use of a heat sink having a thermal resistance of 1°C/W and no insulator with an ambient temperature of 25°C . Because the output limiting circuitry has a negative temperature coefficient, the maximum output power delivered to a 4 Ω load may be slightly reduced when the lab temperature exceeds 55°C .

Typical Applications

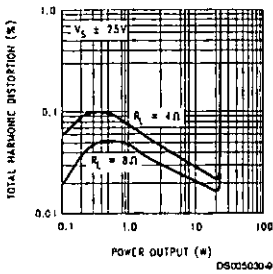
Typical Single Supply Operation



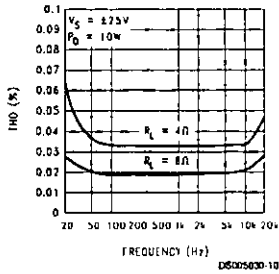
DS005030-3

Typical Performance Characteristics

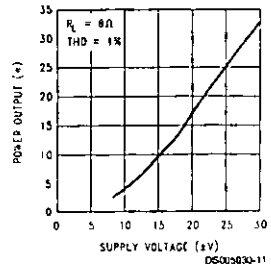
THD vs Power Output



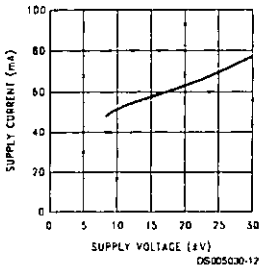
THD vs Frequency



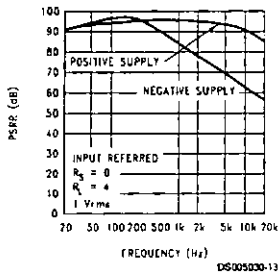
Power Output vs Supply Voltage



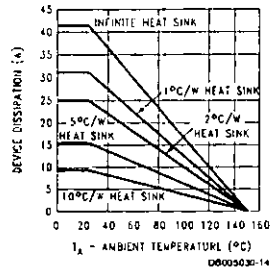
Supply Current vs Supply Voltage



PSRR vs Frequency

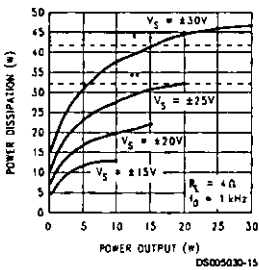


Device Dissipation vs Ambient Temperature

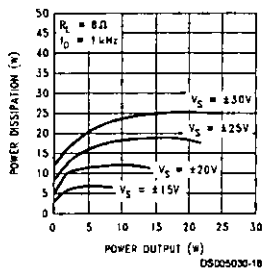


¹θINTERFACE = 1°C/W.
See Application Hints.

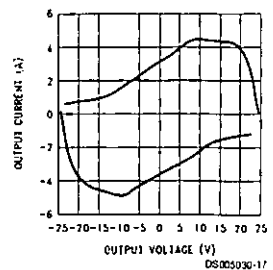
Power Dissipation vs Power Output



Power Dissipation vs Power Output

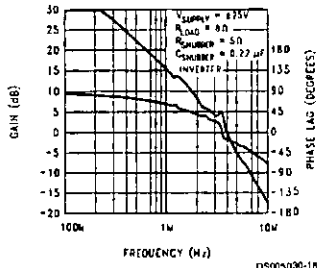


IOUT vs VOUT-Current Limit/ Safe Operating Area Boundary

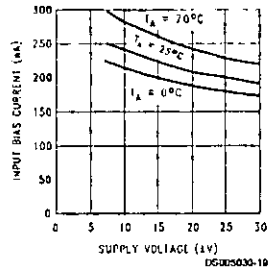


Typical Performance Characteristics (Continued)

Open Loop Gain and Phase vs Frequency



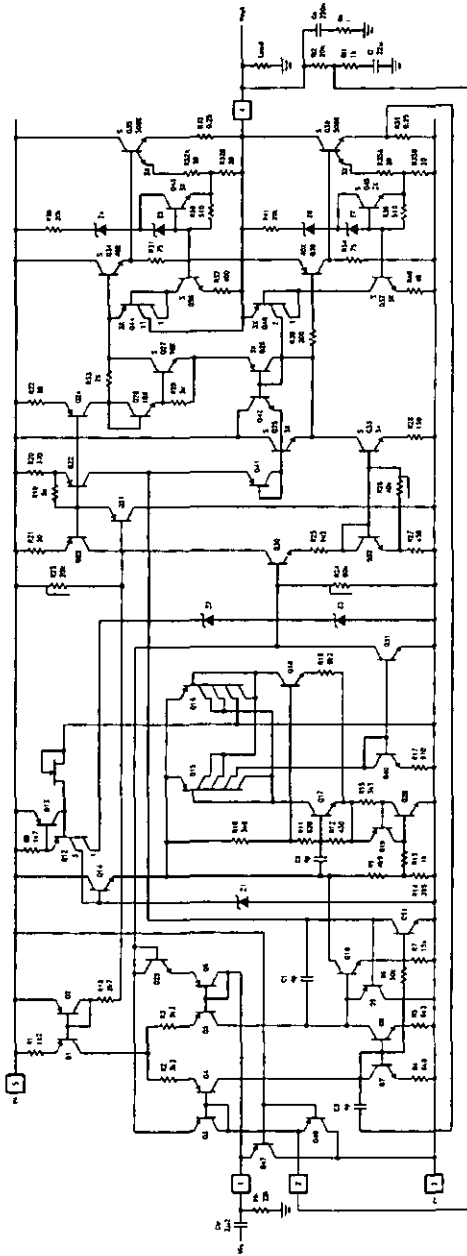
Input Bias Current vs Supply Voltage



Note 3: Thermal shutdown with infinite heat sink

Note 4: Thermal shutdown with 1°C/W heat sink

Schematic Diagram



Application Hints

STABILITY

The LM1875 is designed to be stable when operated at a closed-loop gain of 10 or greater, but, as with any other high-current amplifier, the LM1875 can be made to oscillate under certain conditions. These usually involve printed circuit board layout or output/input coupling.

Proper layout of the printed circuit board is very important. While the LM1875 will be stable when installed in a board similar to the ones shown in this data sheet, it is sometimes necessary to modify the layout somewhat to suit the physical requirements of a particular application. When designing a different layout, it is important to return the load ground, the output compensation ground, and the low level (feedback and input) grounds to the circuit board ground point through separate paths. Otherwise, large currents flowing along a ground conductor will generate voltages on the conductor which can effectively act as signals at the input, resulting in high frequency oscillation or excessive distortion. It is advisable to keep the output compensation components and the 0.1 μF supply decoupling capacitors as close as possible to the LM1875 to reduce the effects of PCB trace resistance and inductance. For the same reason, the ground return paths for these components should be as short as possible.

Occasionally, current in the output leads (which function as antennas) can be coupled through the air to the amplifier input, resulting in high-frequency oscillation. This normally happens when the source impedance is high or the input leads are long. The problem can be eliminated by placing a small capacitor (on the order of 50 pF to 500 pF) across the circuit input.

Most power amplifiers do not drive highly capacitive loads well, and the LM1875 is no exception. If the output of the LM1875 is connected directly to a capacitor with no series resistance, the square wave response will exhibit ringing if the capacitance is greater than about 0.1 μF . The amplifier can typically drive load capacitances up to 2 μF or so without oscillating, but this is not recommended. If highly capacitive loads are expected, a resistor (at least 1 Ω) should be placed in series with the output of the LM1875. A method commonly employed to protect amplifiers from low impedances at high frequencies is to couple to the load through a 10 Ω resistor in parallel with a 5 μH inductor.

DISTORTION

The preceding suggestions regarding circuit board grounding techniques will also help to prevent excessive distortion levels in audio applications. For low THD, it is also necessary to keep the power supply traces and wires separated from the traces and wires connected to the inputs of the LM1875. This prevents the power supply currents, which are large and nonlinear, from inductively coupling to the LM1875 inputs. Power supply wires should be twisted together and separated from the circuit board. Where these wires are soldered to the board, they should be perpendicular to the plane of the board at least to a distance of a couple of inches. With a proper physical layout, THD levels at 20 kHz with 10W output to an 8 Ω load should be less than 0.05%, and less than 0.02% at 1 kHz.

CURRENT LIMIT AND SAFE OPERATING AREA (SOA) PROTECTION

A power amplifier's output transistors can be damaged by excessive applied voltage, current flow, or power dissipation. The voltage applied to the amplifier is limited by the design of

the external power supply, while the maximum current passed by the output devices is usually limited by internal circuitry to some fixed value. Short-term power dissipation is usually not limited in monolithic audio power amplifiers, and this can be a problem when driving reactive loads, which may draw large currents while high voltages appear on the output transistors. The LM1875 not only limits current to around 4A, but also reduces the value of the limit current when an output transistor has a high voltage across it.

When driving nonlinear reactive loads such as motors or loudspeakers with built-in protection relays, there is a possibility that an amplifier output will be connected to a load whose terminal voltage may attempt to swing beyond the power supply voltages applied to the amplifier. This can cause degradation of the output transistors or catastrophic failure of the whole circuit. The standard protection for this type of failure mechanism is a pair of diodes connected between the output of the amplifier and the supply rails. These are part of the internal circuitry of the LM1875, and needn't be added externally when standard reactive loads are driven.

THERMAL PROTECTION

The LM1875 has a sophisticated thermal protection scheme to prevent long-term thermal stress to the device. When the temperature on the die reaches 170°C, the LM1875 shuts down. It starts operating again when the die temperature drops to about 145°C, but if the temperature again begins to rise, shutdown will occur at only 150°C. Therefore, the device is allowed to heat up to a relatively high temperature if the fault condition is temporary, but a sustained fault will limit the maximum die temperature to a lower value. This greatly reduces the stresses imposed on the IC by thermal cycling, which in turn improves its reliability under sustained fault conditions.

Since the die temperature is directly dependent upon the heat sink, the heat sink should be chosen for thermal resistance low enough that thermal shutdown will not be reached during normal operation. Using the best heat sink possible within the cost and space constraints of the system will improve the long-term reliability of any power semiconductor device.

POWER DISSIPATION AND HEAT SINKING

The LM1875 must always be operated with a heat sink, even when it is not required to drive a load. The maximum idling current of the device is 100 mA, so that on a 60V power supply an unloaded LM1875 must dissipate 6W of power. The 54°C/W junction-to-ambient thermal resistance of a TO-220 package would cause the die temperature to rise 324°C above ambient, so the thermal protection circuitry will shut the amplifier down if operation without a heat sink is attempted.

In order to determine the appropriate heat sink for a given application, the power dissipation of the LM1875 in that application must be known. When the load is resistive, the maximum average power that the IC will be required to dissipate is approximately:

$$P_{D(\text{MAX})} \approx \frac{V_S^2}{2\pi^2 R_L} + P_O$$

where V_S is the total power supply voltage across the LM1875, R_L is the load resistance, and P_O is the quiescent power dissipation of the amplifier. The above equation is only an approximation which assumes an "ideal" class B out-

Application Hints (Continued)

put stage and constant power dissipation in all other parts of the circuit. The curves of "Power Dissipation vs Power Output" give a better representation of the behavior of the LM1875 with various power supply voltages and resistive loads. As an example, if the LM1875 is operated on a 50V power supply with a resistive load of 8Ω, it can develop up to 19W of internal power dissipation. If the die temperature is to remain below 150°C for ambient temperatures up to 70°C, the total junction-to-ambient thermal resistance must be less than

$$\frac{150^{\circ}\text{C} - 70^{\circ}\text{C}}{19\text{W}} = 4.2^{\circ}\text{C/W}$$

Using $\theta_{JC} = 2^{\circ}\text{C/W}$, the sum of the case-to-heat-sink interface thermal resistance and the heat-sink-to-ambient thermal resistance must be less than 2.2°C/W . The case-to-heat-sink thermal resistance of the TO-220 package varies with the mounting method used. A metal-to-metal interface will be about 1°C/W if lubricated, and about 1.2°C/W if dry.

If a mica insulator is used, the thermal resistance will be about 1.6°C/W lubricated and 3.4°C/W dry. For this example, we assume a lubricated mica insulator between the LM1875 and the heat sink. The heat sink thermal resistance must then be less than

$$4.2^{\circ}\text{C/W} - 2^{\circ}\text{C/W} - 1.6^{\circ}\text{C/W} = 0.6^{\circ}\text{C/W}$$

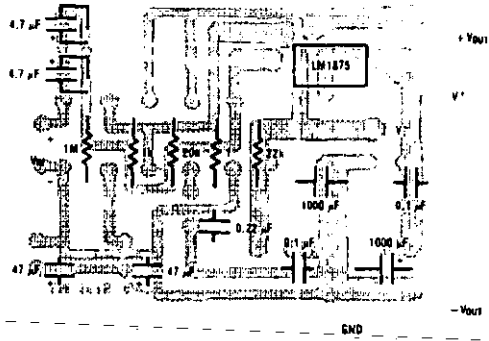
This is a rather large heat sink and may not be practical in some applications. If a smaller heat sink is required for reasons of size or cost, there are two alternatives. The maximum ambient operating temperature can be reduced to 50°C (122°F), resulting in a 1.6°C/W heat sink, or the heat sink can be isolated from the chassis so the mica washer is not needed. This will change the required heat sink to a 1.2°C/W unit if the case-to-heat-sink interface is lubricated.

Note: When using a single supply, maximum transfer of heat away from the LM1875 can be achieved by mounting the device directly to the heat sink (tab is at ground potential); this avoids the use of a mica or other type insulator.

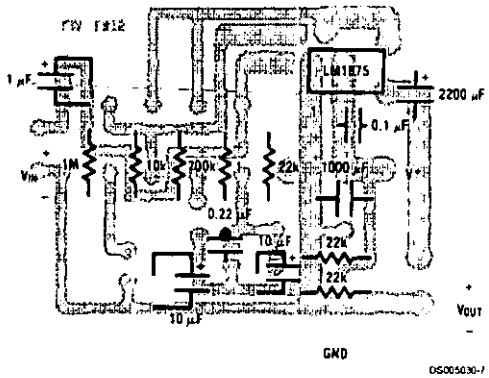
The thermal requirements can become more difficult when an amplifier is driving a reactive load. For a given magnitude of load impedance, a higher degree of reactance will cause a higher level of power dissipation within the amplifier. As a general rule, the power dissipation of an amplifier driving a 60° reactive load (usually considered to be a worst-case loudspeaker load) will be roughly that of the same amplifier driving the resistive part of that load. For example, a loudspeaker may at some frequency have an impedance with a magnitude of 8Ω and a phase angle of 60°. The real part of this load will then be 4Ω, and the amplifier power dissipation will roughly follow the curve of power dissipation with a 4Ω load.

Component Layouts

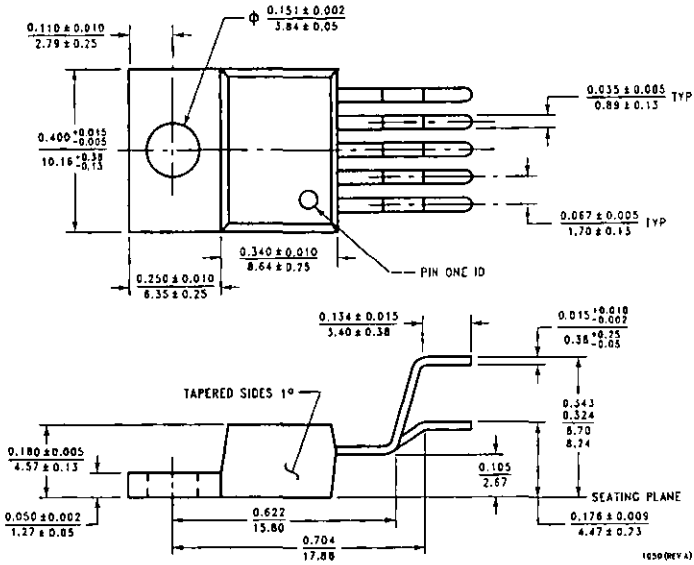
Split Supply



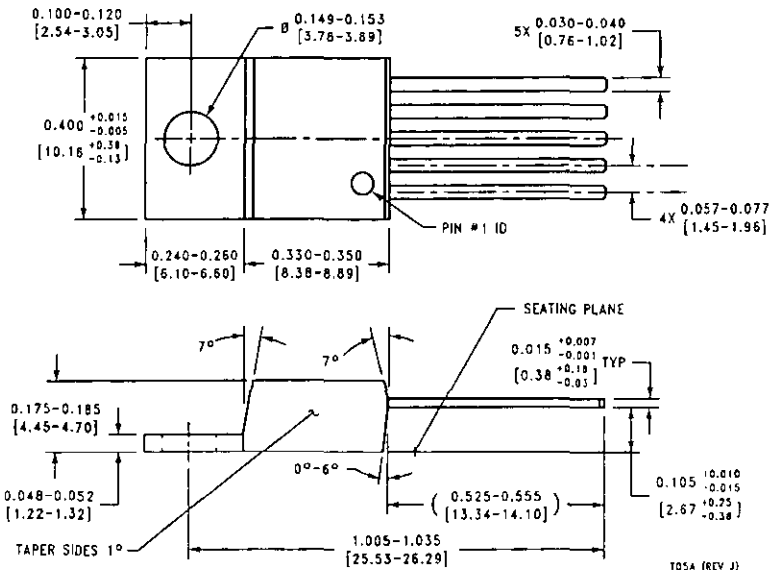
Single Supply



Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted



TO-220 Power Package (T)
Order Number LM1875T LB03
NS Package Number T05D



Order Number LM1875T SL108949
NS Package Number T05A

Glosario

- Abducción.** Movimiento por el cual se aleja una parte del cuerpo del eje o plano medio de éste.
- Aducción.** Movimiento por el cual se acerca una parte del cuerpo al eje de éste.
- Apófisis.** Parte saliente de un hueso.
- Aponeurosis.** Membrana conjuntiva que cubre los músculos, y cuyas prolongaciones fijan éstos a los huesos.
- Crosstalk.** Contaminación de la señal EMG, debida a las señales que emanan de los músculos adyacentes.
- Diáfisis.** Parte media de los huesos largos.
- Edema.** Tumefacción de la piel, producida por la infiltración de serosidad en el tejido celular.
- Eminencia tenar.** Parte saliente del lado exterior de la palma de la mano.
- Epicóndilo.** Extremo superior de la eminencia redonda de una articulación.
- Epífisis.** Extremidad de un hueso largo.
- Mioeléctrica.** Que funciona con la carga eléctrica de los músculos.
- Neuroma.** Tumor doloroso en el tejido de los nervios.
- Olécranon.** La apófisis del codo.
- Plano sagital.** Plano dispuesto según el eje de simetría del cuerpo.
- Polímero.** Cuerpo formado por la reunión de varias moléculas en una sola.
- Pronación.** Movimiento de rotación de la mano hacia adentro.
- Supinación.** Movimiento de rotación de la mano hacia afuera.
- Tróclea.** Articulación en forma de polea, que permite que un hueso adyacente pueda girar en el mismo plano.

Bibliografía

- [1] Luttgens K.; Deustsch H; Hamilton N.
Kinesiology Scientific Basis of Human Motion
Brown & Benchmark Publishers
E.U.A., 1992.
- [2] Tórtora G.; Anagnostakos N.
Principios de Anatomía y Fisiología
Harla
México, 1989.
- [3] Hoppenfeld S.
Exploración física de la columna vertebral y las extremidades
Manual Moderno
México, 1979.
- [4] *Diccionario Enciclopédico de las ciencias médicas*
McGraw Hill
México, 1985.
- [5] *Apuntes de la materia de Robótica*
Apuntes propios de la materia impartida por el M.I. Ignacio Juárez Campos
México, 1997.
- [6] American Academy of Orthopedic Surgeons
Atlas of limb prosthetics
Mosby
E.U.A., 1981.
- [7] Patrón G.; Landetta R.; López O.
Nylamid, Boletín Técnico No.1, Conceptos generales
México, 1997
- [8] Patrón G.; Landetta R.; López O.
Nylamid, Boletín Técnico No.4, Sugerencias de pegado
México, 1997
- [9] Boylestad R.; Nashelsky L.
Electrónica, Teoría de Circuitos
Prentice Hall
México, 1994.

- [10] Tobey; Huelsman
Operational Amplifiers
McGraw Hill
México, 1992.
- [11] Jung J.
Active Filter Design
SAM'S
E.U.A., 1994.
- [12] *Linear integrated circuit data book*
Derivation and Tabulation Associates Inc.
E.U.A., 1999.
- [13] CLARISE WORKS. History of prosthetics.[en línea]:Limits and Benefits.[E.U.A.]:Woodside Middle School, 2000. Disponible en la dirección electrónica:
<<http://www.sacs.k12.in.us/>>
- [14] DOLORES CARRIZOSA. Prosthetic Information Page.[en línea]:What are the causes of amputation?[E.U.A.]:North Western University, 03-06-2001. Disponible en la dirección electrónica:
<<http://nupoc.northwestern.edu/pros.html>>
- [15] ANTHONY REDWOOD. Muscle Wires.[en línea]:General Information.[E.U.A.]: Mondo-tronics Inc.,03-05-2001. Disponible en la dirección electrónica:
<<http://RobotStore.com>>
- [16] VERÓNICA NEGRON-O'QUINN. Surface Electromyography.[en línea]:Detection and Recording.[Boston, E.U.A.]: Delsys Inc., 2000. Disponible en la dirección electrónica:
<http://delsys.com/emg_articles/EMG.shtml>
- [17] García-Pelayo R.
Pequeño Larousse Ilustrado
Ediciones Larousse
México, 1992.