



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
MECÁNICA – MECATRÓNICA

DISEÑO DE PRÓTESIS DE MANO
Y MANUFACTURA DE PROTOTIPO

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ING. CÉSAR ALEJANDRO PINEDA MALAGÓN

TUTOR PRINCIPAL
DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ, FACULTAD DE INGENIERÍA

MÉXICO, D.F. ENERO 2016



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.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Dorador González Jesús Manuel

Secretario: Dr. Ramírez Reivich Alejandro C.

Vocal: Dr. Espinosa Bautista Adrián

1^{er}. Suplente: Dr. Cuenca Jiménez Francisco

2^{do}. Suplente: Dr. Díaz Montes Julio César

Lugar donde se realizó la tesis: Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica

TUTOR DE TESIS:

Dr. Dorador González Jesús Manuel

FIRMA

*A la memoria de mis abuelos. Con especial cariño a
Papá Nacho y sus geniales ideas.*

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México, máxima casa de estudios y oportunidades, que me me formó como profesional y persona.

Al Doctor Jesús Manuel por su apoyo, comprensión y tutoría no sólo de este proyecto, sino en estos últimos años en mi vida.

Al Doctor Julio por su apoyo incondicional y enseñanzas aportadas en este trabajo.

A Iván Espinoza por permitirme conocer la situación de los pacientes y aportar información valiosa al proyecto.

A mis padres Mónica y Carlos como un testimonio de eterno agradecimiento por tanto esfuerzo. Gracias por su amistad y confianza. Por ser mi causa original. Por ser mi puerto seguro.

A mi hermanita Karen, porque tu ejemplo me llena de orgullo y me sirve de guía.

A Vania por tanto amor y ser mi compañera de vida, mi principal motivación para luchar por los sueños que comenzamos a vivir.

A Saulo por ayudarme a descubrir y compartir mis pasiones. Por recordarme ver siempre la vida con alegría y optimismo.

A Asahel, Edgar y Jorge por creer en nuestro proyecto, pero sobre todo por hacer del mismo una provechosa hermandad.

A Oscar y Alonso. Aunque la vida nos lleva por caminos diversos, siempre hay tiempo para nuevas historias.

Al Mtro. Armando Hernández por abrirle las puertas a mi proyecto, siendo guía y parte activa del mismo. Especialmente por sus buenos consejos para seguir adelante y poder culminar este trabajo.

*"La vida no ha sido la fiesta que habíamos imaginado, pero ya que estamos aquí,
bailemos"*

F. Aramburu

Resumen

En la actualidad, una de las principales dificultades que se presentan en el desarrollo de prótesis de mano es la capacidad de conjuntar precisión y fuerza, obteniendo de forma simultánea el mayor provecho de ambas. El presente trabajo tiene el propósito de mostrar el diseño de un prototipo de mano protésica que contempla ocho sistemas –que interactúan entre sí– para combinar armoniosamente estas características.

Para resolver gran parte de las necesidades observadas en las prótesis, se debe tener conocimiento especializado de la mano en reposo, en movimiento y en sus diversos estados funcionales. El primer capítulo surge de la necesidad de conocer más a fondo el principal órgano de manipulación física, para finalmente servir de soporte para el diseño formal y arquitectónico de la prótesis de mano. Se podrá encontrar información relevante para la comprensión de su funcionamiento haciendo énfasis en la anatomía que estudia principalmente la forma y estructura externa e interna del cuerpo humano.

El segundo capítulo repasa de manera breve la evolución de las prótesis de mano, hace hincapié en los proyectos de prótesis más relevantes en la actualidad y detalla sus características para luego analizar esta información y establecer la tendencia que hay para la creación de nuevos sistemas y mejoras de los elementos en las prótesis existentes.

En el tercer capítulo se describe el diseño conceptual. Explica los principales posibles conceptos a implementar en cada sistema y expone una comparativa entre los mismos para argumentar la selección final.

Posteriormente, en el capítulo cuarto —tras observar la dinámica y formas de la mano humana— se abstraigo y se mimetizó su estructura y funcionalidad mediante un enfoque mecánico. Se presenta el análisis cinemático y estático del movimiento de flexo-extensión del mecanismo, la propuesta de control para su actuación y el diseño orgánico de la carcasa.

Para concluir se reseñan las características distintivas identificadas durante el desarrollo de la presente investigación, con mira a proyectos futuros.

Palabras clave: diseño, prótesis, mano



<https://www.pinterest.com/> (8 de marzo de 2014)

ÍNDICE

RESUMEN	ix		
INTRODUCCIÓN	02		
OBJETIVO	03		
CAPÍTULO I MARCO TEÓRICO			
1.1. Anatomía de la mano	06		
1.2. Movimientos de la mano y de los dedos	17		
1.3. Prensiones de la mano	24		
1.4. Clasificación según el uso de la mano	26		
1.5. Antropometría de la mano	32		
CAPÍTULO II ESTADO DEL ARTE			
2.1. Evolución de la prótesis de mano	40		
2.2. Proyectos destacados	42		
2.3. Sistemas implementados en la actualidad	48		
CAPÍTULO III ESPECIFICACIONES Y DISEÑO CONCEPTUAL			
3.1. Especificaciones	52		
3.2. Diseño conceptual	53		
3.3. Generación de conceptos	54		
3.3.1 Sistema de adquisición	56	3.4. Selección de conceptos	73
3.3.2 Sistema de control	58	3.4.1 Sistema de adquisición	74
3.3.3 Sistema de bloqueo	60	3.4.2 Sistema de control	81
3.3.4 Sistema de actuación	64	3.4.3 Sistema de bloqueo	83
3.3.5 Sistema de reducción	66		
3.3.6 Sistema de transmisión	68	CAPÍTULO IV DISEÑO DE DETALLE	
3.3.7 Sistema de flexión-extensión	70	4.1. Cálculo de entradas	88
3.3.8 Sistema de soporte	72	4.2. Análisis cinemático	89
		4.3. Análisis estático (trabajo virtual)	89
		4.4. Programación de los análisis	90
		4.5. Diseño de estructura	95
		4.6. Electrónica del motor	97
		CAPÍTULO V CONCLUSIONES	100
		ANEXOS	103
		BIBLIOGRAFÍA	107

INTRODUCCIÓN

“El futuro está en nuestras manos”
Anónimo

Las manos son el principal órgano para la manipulación física del medio a través de principalmente dos funciones que son la prensión y el tacto. Regularmente se encuentran a la vista de los demás y los movimientos que se hacen con ellas dicen mucho de nuestra personalidad. Ya sea por causas naturales (enfermedades o males congénitos), humanas (conflictos bélicos o mutilaciones) o accidentales (errores humanos o fenómenos naturales), el ser humano ha estado expuesto a privarse de su grandiosa utilidad desde los primeros días de su existencia. De tal forma que para poder restablecer ciertas características imprescindibles, como la apariencia y funcionalidad de la extremidad faltante, se han creado prótesis que continúan evolucionando buscando reemplazar parcial o totalmente dichas características.

Definición de prótesis

El uso quirúrgico de la palabra prótesis proviene del lat. *prosthesis* de gr. *prósthesis* *πρόσθεσις* [prós prós gr. ‘por añadidura’, ‘hacia’ + *thé-sis* *θέσις* gr. ‘disposición’]. En realidad lo que subyace en la palabra es la noción de ‘adición’ o ‘implante’. Una prótesis es un dispositivo destinado a reparar artificialmente la falta de un órgano o parte de él, proporcionando soluciones técnicas para auxiliar al paciente en tareas de la vida cotidiana que requieran de la parte del cuerpo faltante o incluso como aditamento estético (visualmente discreto); lo que

influye rotundamente en el aspecto psicológico y resultando en una mejor calidad de vida.

La mayoría de las tareas conscientes del ser humano son realizadas por sus manos, que son capaces de ejecutar innumerables acciones gracias a su función esencial: la prensión. Están dotadas de gran riqueza funcional que les procura una abundancia de posibilidades en las posiciones y los movimientos, logrando complejas maniobras que requieren cierto grado de destreza, como por ejemplo la manipulación de objetos pequeños. Por ello, cada día se prefieren diseños de prótesis más parecidos a la mano humana, con alta funcionalidad, peso reducido, y que no requieran complicados sistemas de control ni energías exógenas para su movimiento, sino que se utilice la fuerza de las partes de la mano que aún se conserven. Los esfuerzos realizados por los investigadores en el desarrollo de nuevas prótesis de mano han generado impresionantes resultados como la obtención de modelos a escala natural que cuentan con diseños de alto grado de funcionalidad dado por los múltiples grados de libertad que imitan cada vez más a la mano humana, dándole la posibilidad al usuario de interactuar con el ambiente y tener sensibilidad sobre la fuerza del movimiento mediante la integración de sensores de temperatura, de fuerza y deslizamiento, electromiográficos y de nivel de batería.

El auge de las prótesis en México

Durante el siglo XX, los alcances de la investigación en salud y tecnología aunados a la invención de nuevos materiales propiciaron el desarrollo de las prótesis. En México en la década del '40, varios grupos clínicos, como la Clínica Primavera y el grupo de los Ferrocarriles Nacionales de México, impulsaron y patrocinaron la fundación de los primeros talleres de diseño, fabricación y adaptación de sistemas protésicos. Entre los profesionistas impulsores destacan los médicos Juan Farill, Alfonso Tohen Zamudio, Alejandro Velazco Zimbrón, Javier Romo, Ismael Ugalde, Alfonso Ortiz Tirado, José Castro Villagrán, Vicente Roqueñi López, Pablo Mendizábal y Eduardo Gómez Jáuregui.

En 1960, Rómulo O'Farril fundó el Instituto Mexicano de Rehabilitación (que cerró sus puertas en 1984), organismo independiente

para beneficio de los discapacitados de México y América Latina, cuyo objetivo fue procurar la rehabilitación integral del sistema locomotor de quienes sufrían alguna minusvalía. En 1974 se formó la Asociación de Protesistas y Ortesistas de la República Mexicana, A. C., sin afán de lucro, aunque con carácter privado.

A principios del siglo XXI, a la vanguardia en diseño y fabricación de prótesis en México se encuentra la Universidad Nacional Autónoma de México, en cuya Facultad de Ingeniería se desarrolla una prótesis inteligente para brazo y mano, autoprogramable y con movimiento en las falanges de los dedos, la muñeca y el codo, así como con apertura y cierre de la mano, la cual funcionará gracias a señales mioeléctricas y de voz.

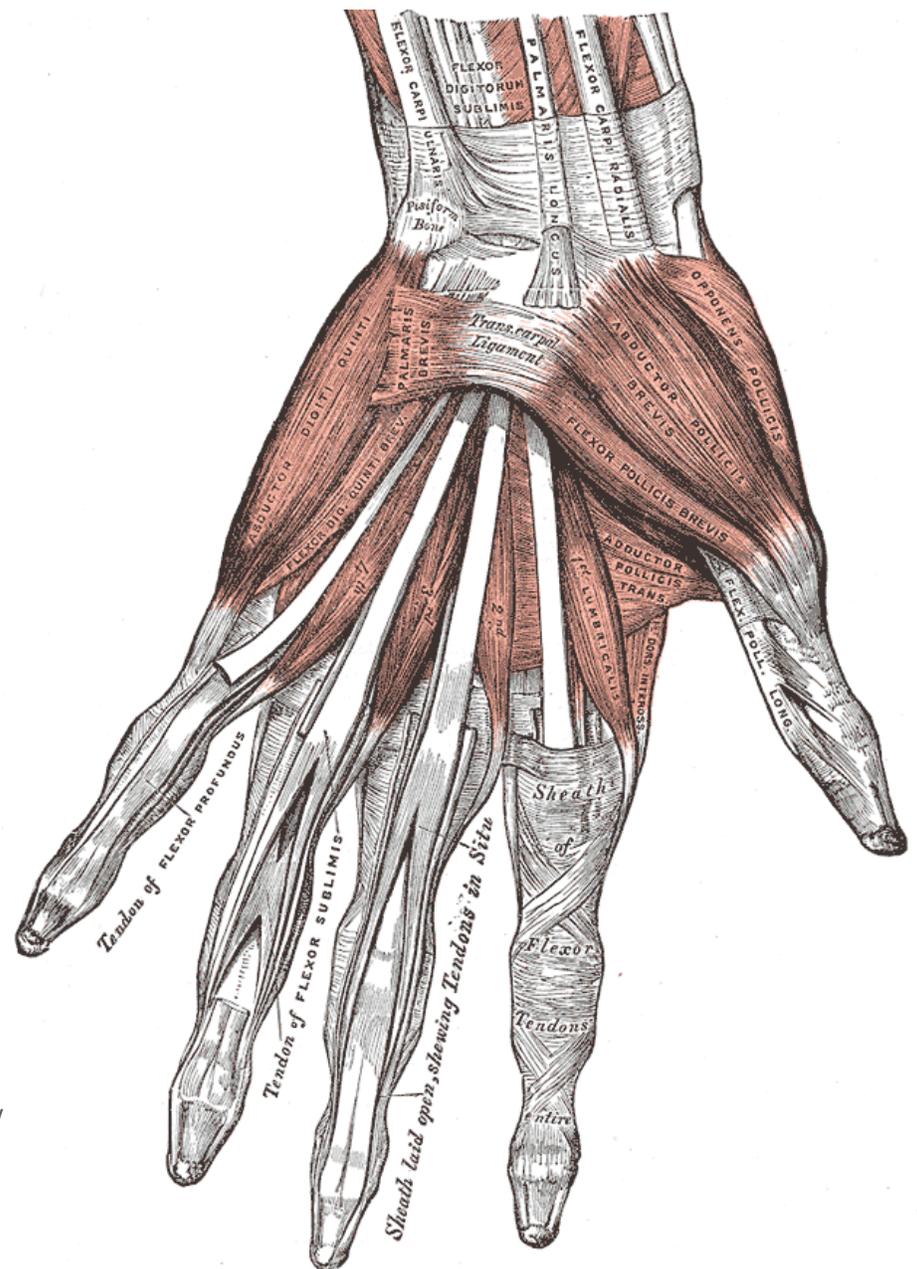
OBJETIVO

Diseño conceptual de prótesis de mano para sujeción, integrando los sistemas básicos y planteando las bases para su control.

“Las manos son lo mejor que indica el avance del tiempo.”

(Reinaldo Arenas)

I. MARCO TEÓRICO



Para resolver gran parte de las necesidades observadas en las prótesis, se debe tener conocimiento especializado de la mano en reposo, en movimiento y en sus diversos estados funcionales. Este capítulo surge de la necesidad de conocer más a fondo el principal órgano de manipulación física, para finalmente servir de soporte para el diseño de la arquitectura de la prótesis de mano. Se podrá encontrar información relevante para la comprensión de su funcionamiento haciendo énfasis en la anatomía que estudia principalmente la forma y estructura externa e interna del cuerpo humano. Posteriormente, tras observar y analizar su dinámica y sus formas, mediante un enfoque mecánico se buscará abstraer y mimetizar su estructura y funcionalidad.

1.1 ANATOMÍA DE LA MANO

Las manos son la extremidad más distal del miembro superior, adaptadas para realizar un sinnúmero de movimientos necesarios para la supervivencia y relación con el medio ambiente, gracias a la acción de los numerosos músculos insertados a los huesos y a los ligamentos que le sirven de sujeción. Es una de las partes más importantes del cuerpo, por su riqueza funcional y tiene el cometido de ser un segmento efector-sensitivo.

Para el desarrollo de la prótesis no se consideró necesario poseer un grado de especialidad avanzado en lo referente al conocimiento sobre el citado órgano, ya que algunos sistemas (por ejemplo el sistema nervioso o el cardiovascular) no tienen mayor repercusión en los alcances de este proyecto. Por lo que basta conocer al sistema musculoesquelético y parte de su funcionamiento.

El sistema musculoesquelético es integrado por el sistema osteoarticular (huesos, articulaciones y ligamentos) y el sistema muscular

(músculos y tendones). Además de servir como sostén y protección al resto de los órganos del cuerpo, nos permite interactuar con el medio a través de la locomoción o movimiento.

La mano humana se compone de 27 huesos diferenciados en tres zonas: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conecta a la muñeca a través de la palma y está dotada de 20 GDL (grados de libertad) actuados por cerca de cuarenta músculos. Cada dedo está compuesto por tres segmentos óseos: distal, media y proximal, a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos: distal y proximal. El dedo pulgar está fijo por debajo de los otros dedos y puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpo. Esto permite que sea completamente oponible a los otros cuatro dedos, puede tocar los demás dedos desde su punta hasta su base e incluso la parte superior de la palma de la mano.

27 huesos,
casi 40 músculos
y 20 GDL

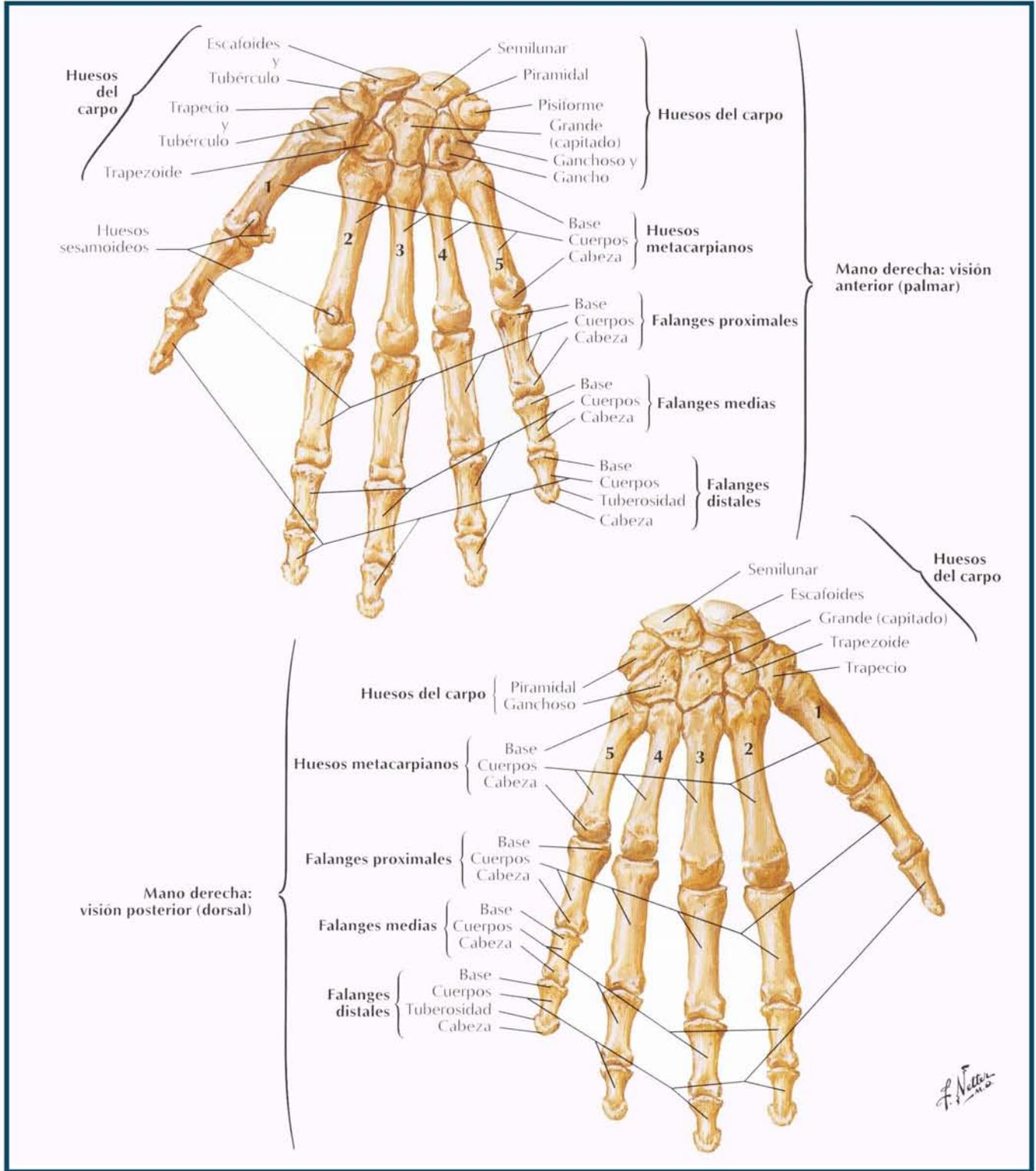


Figura 1.1 Huesos del carpo y mano. (Netter, 2007, Lámina 456).

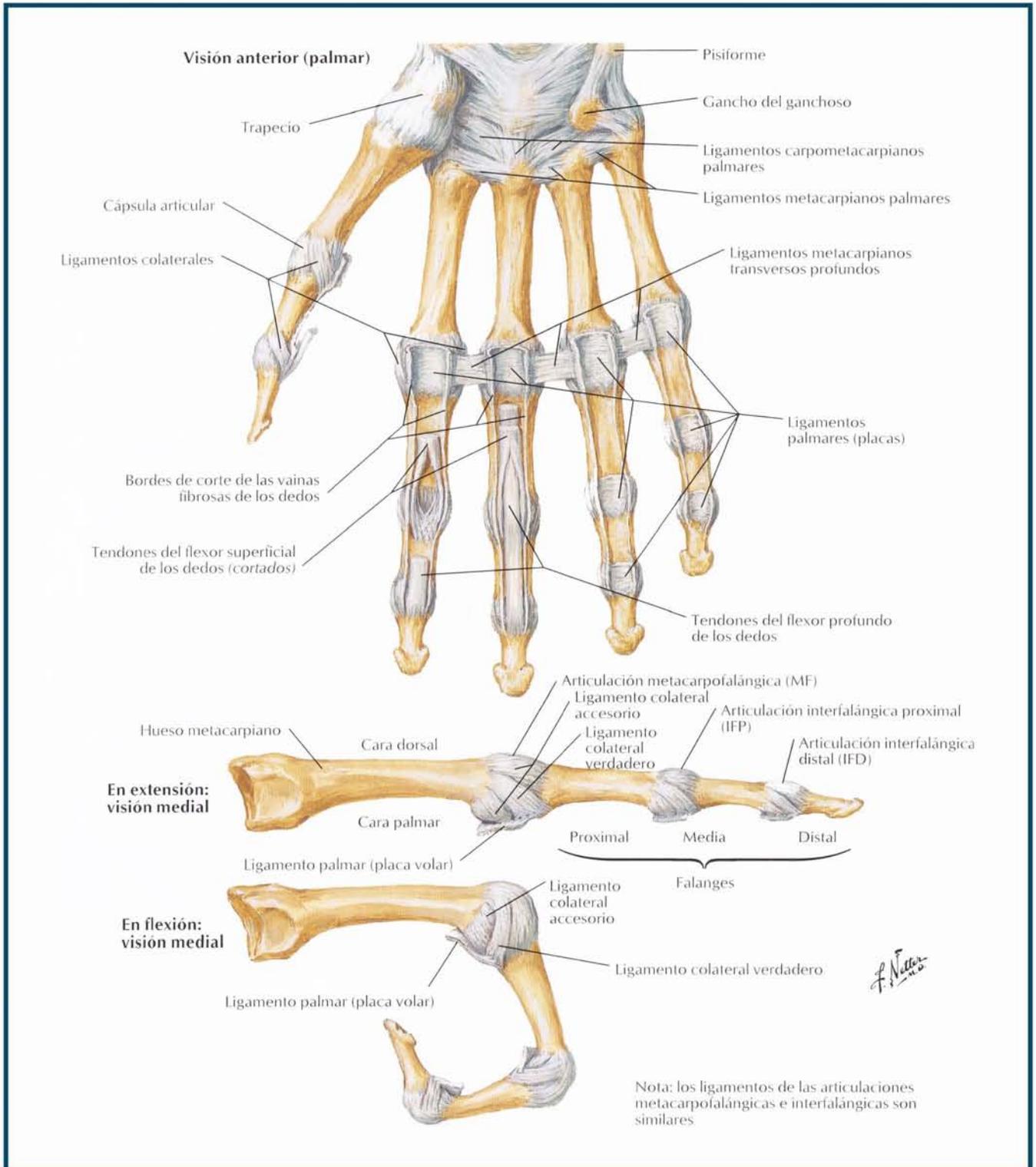


Figura 1.2 Ligamentos metacarpofalángicos e interfalángicos. (Netter, 2007, Lámina 458).

MÚSCULOS INVOLUCRADOS

Los músculos son órganos o masas de tejido compuesto de fibras que, mediante la contracción y la relajación, sirven para producir el movimiento en el hombre y los animales. Además, ayudan a estabilizar las articulaciones, sirven como protección y nos ayudan a mantener la postura.

En las manos, los músculos que participan en la prensión se localizan en el antebrazo y pueden dividirse en dos grupos esenciales:

Los músculos de actitud cuya contracción sitúa los dedos previamente en la posición que precede a la prensión: estos músculos son los extensores de los dedos y del pulgar, los abductores y el oponente del pulgar.

Los músculos de fuerza y de trabajo que cierran la prensión: flexores, interóseos, lumbricales, flexor corto y el abductor del pulgar.

Para poder visualizar de forma más clara la ubicación y función de cada uno de los músculos, se presentan a continuación de forma individualizada los músculos extensores y posteriormente los flexores de los dedos y del carpo.

Es importante tener conocimiento de esta información, ya que como se ha mencionado, la prótesis funciona a través de impulsos mioeléctricos. En la etapa de adquisición de datos, ya sea en el diseño del dispositivo de adquisición o en el entrenamiento del paciente, es necesario poder localizar con facilidad el recorrido que realizan las señales mioeléctricas a través del músculo. Con lo que se vuelve de gran importancia conocer los músculos flexores y extensores así como las zonas donde se insertan en el antebrazo y en los dedos, a través de los tendones; que son el tejido conectivo entre músculos y huesos.

Cabe señalar que en la estructura externa de la prótesis, los músculos abductores tanto del pulgar como del meñique en la mano humana, tienen especial importancia en lo que a forma se refiere. Asimismo, los músculos tenares en la palma de nuestras manos facilitan algunas prensiones y nos dotan con mayor fuerza de agarre. Por lo que su curvatura y su capacidad de ser deformados para después recuperar su forma original, se vuelven características vitales a considerar en la selección del material a implementar.

La prótesis debe ser capaz de generar dos funciones.

Función activa: Capaz de generar una gran fuerza de agarre

Función pasiva: Dedos fabricados en materiales blandos y duros imitando el modelo anatómico.

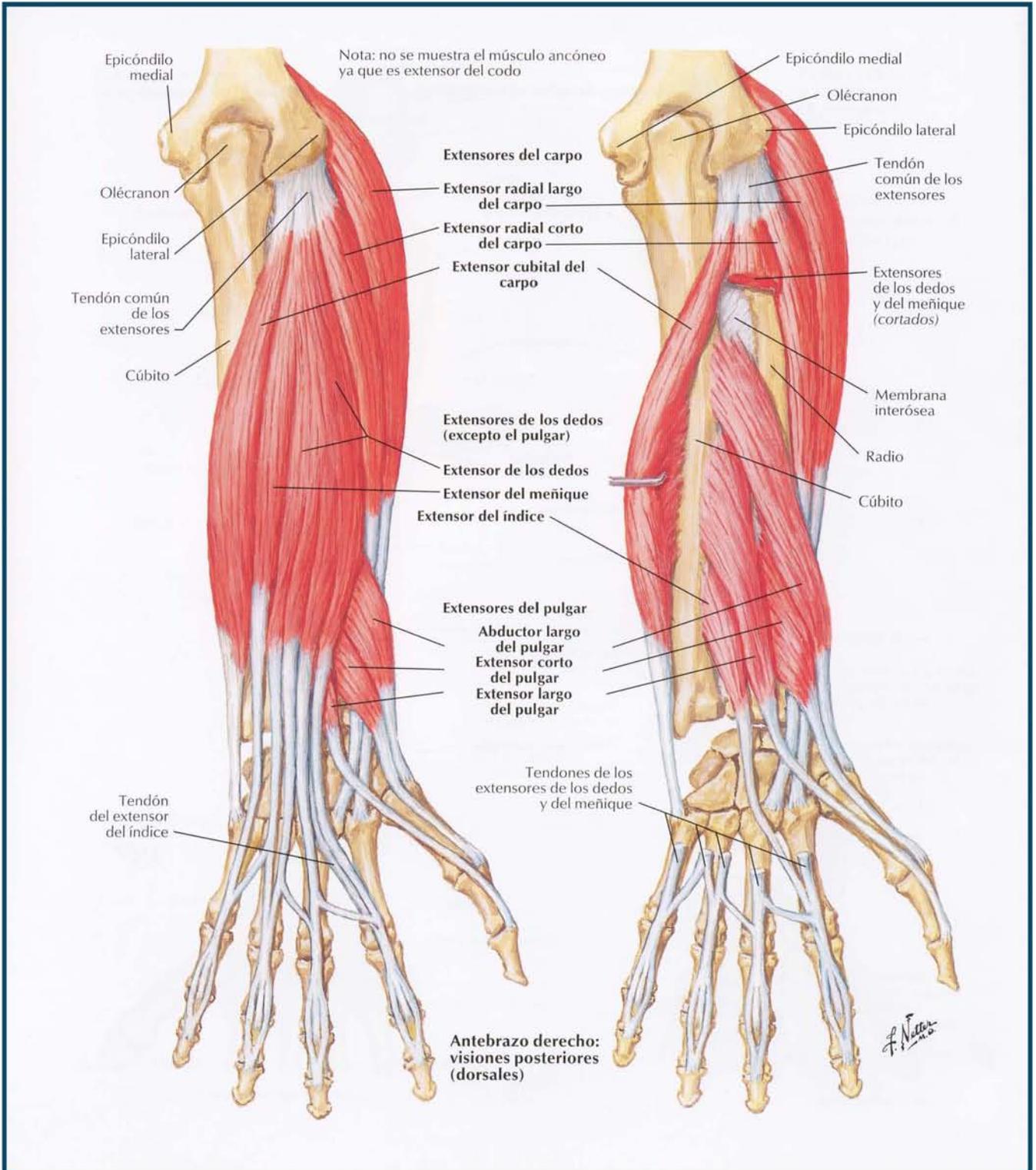


Figura 1.3 Músculos individualizados del antebrazo: extensores del carpo y dedos (Netter, 2007, Lámina 441)

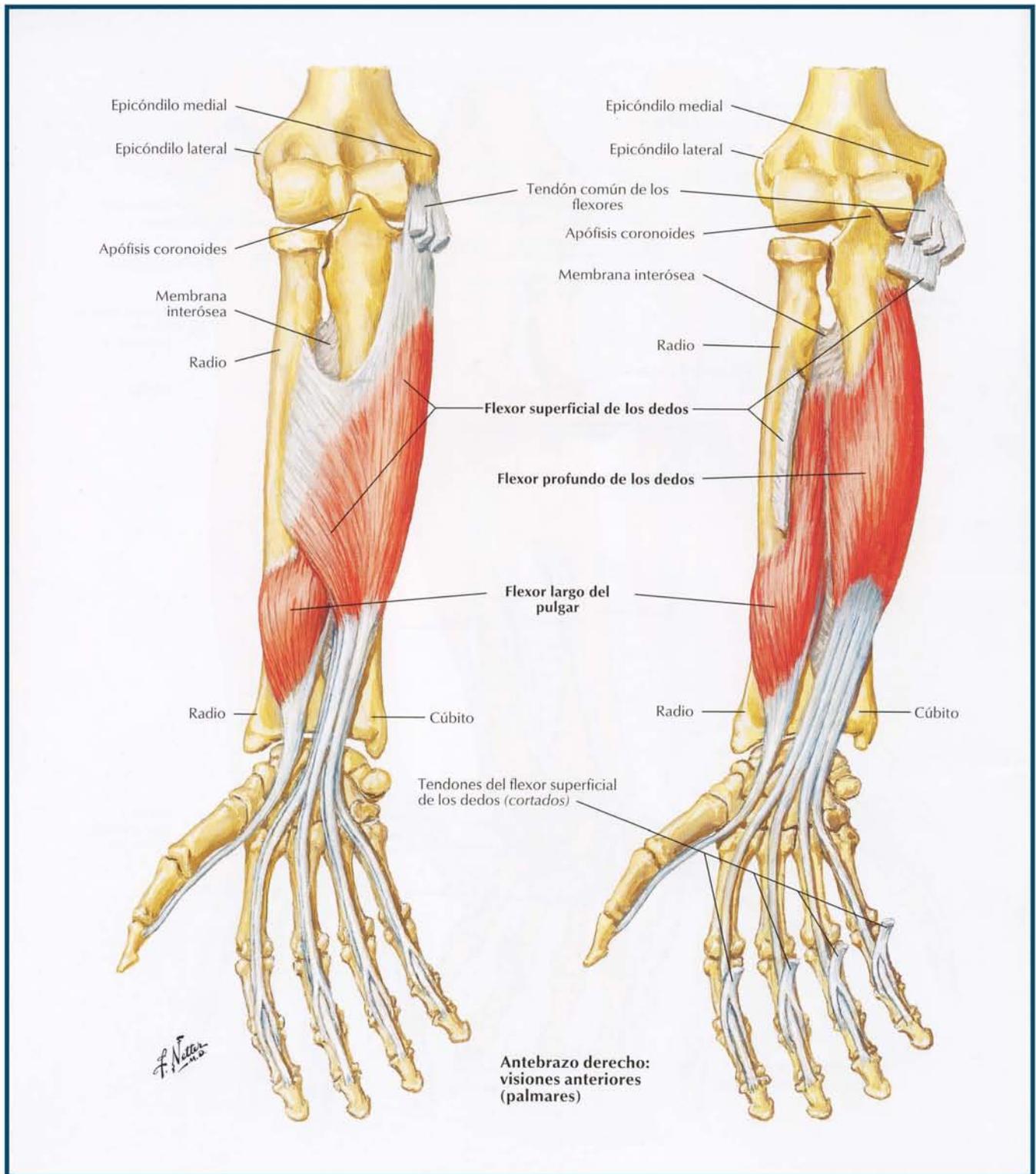


Figura 1.4 Músculos individualizados del antebrazo: flexores de los dedos (Netter, 2007, Lámina 443)

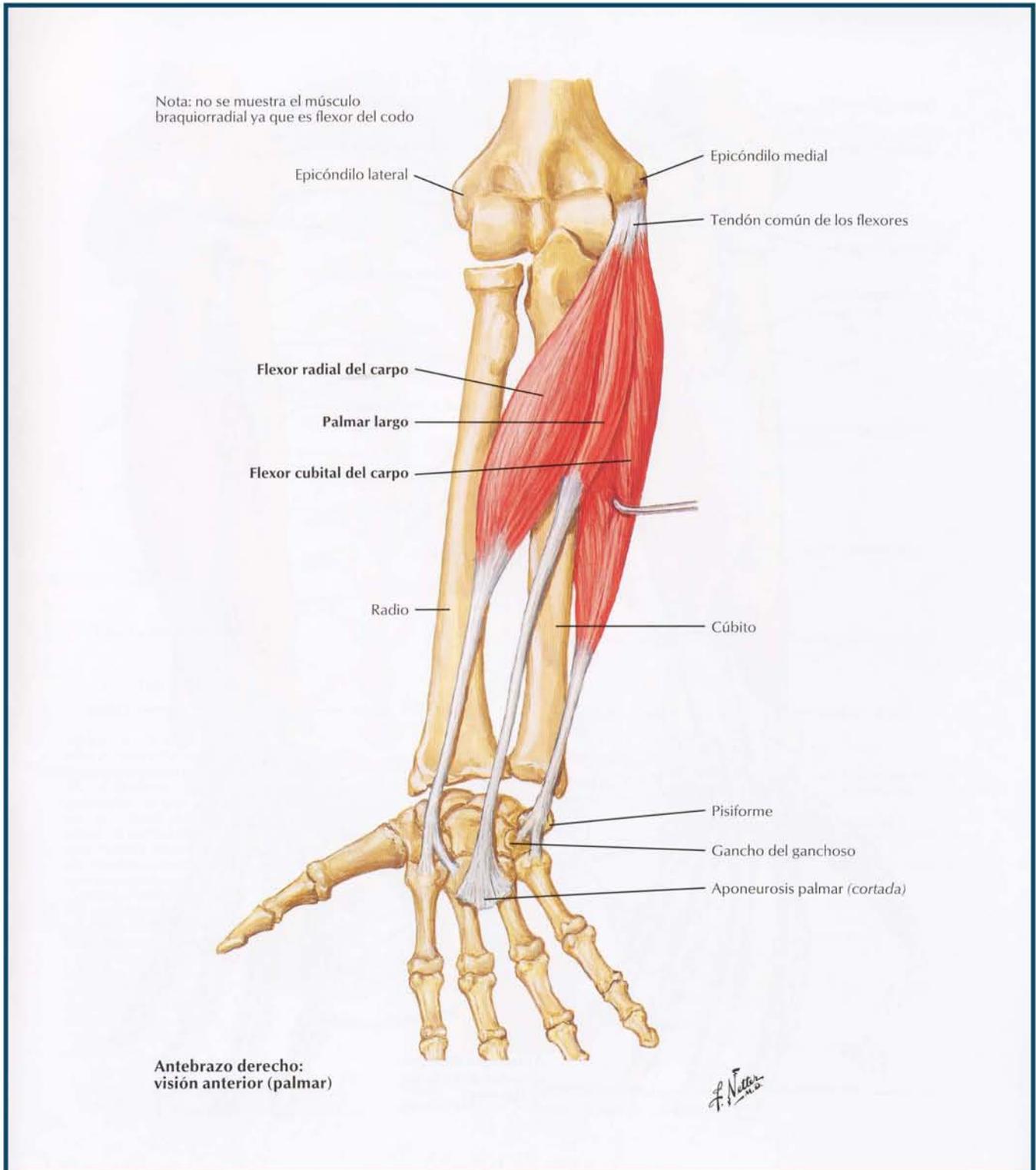


Figura 1.5 Músculos individualizados del antebrazo: flexores del carpo (Netter, 2007, Lámina 442)

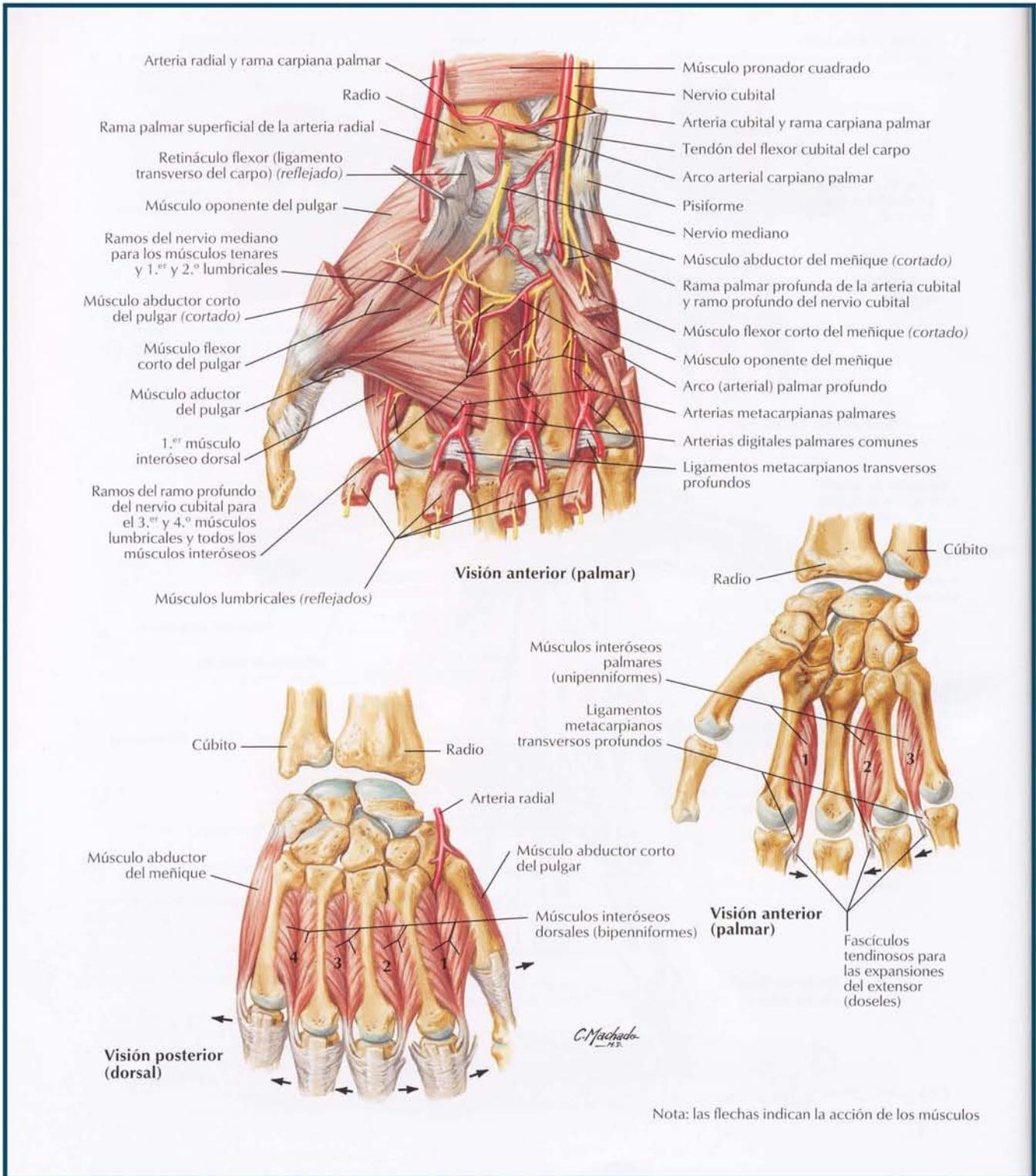


Figura 1.6 Músculos intrínsecos de la mano (Netter, 2007, Lámina 465)

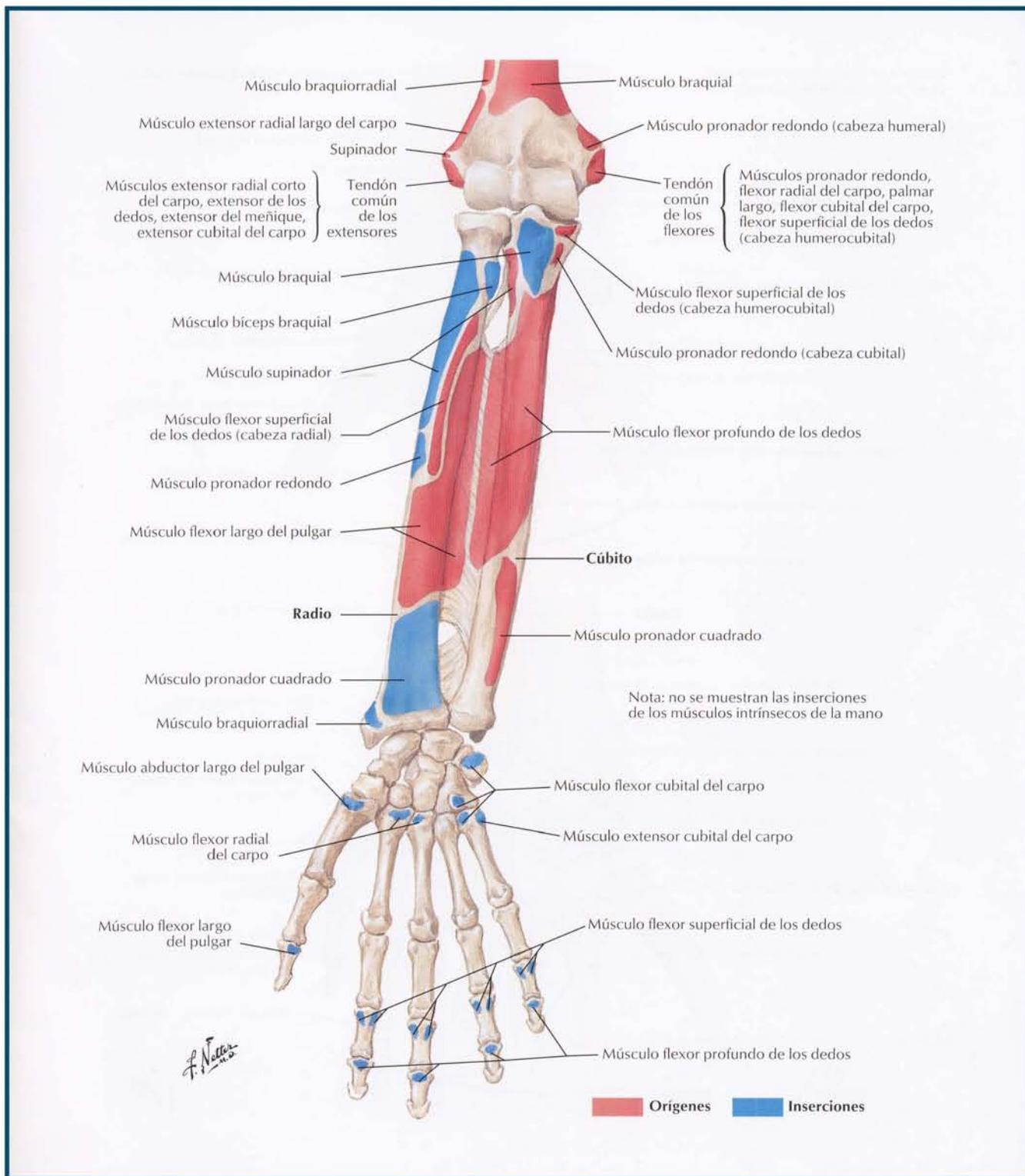


Figura 1.7 Inserciones de los músculos del antebrazo: visión anterior (Netter, 2007, Lámina 450)

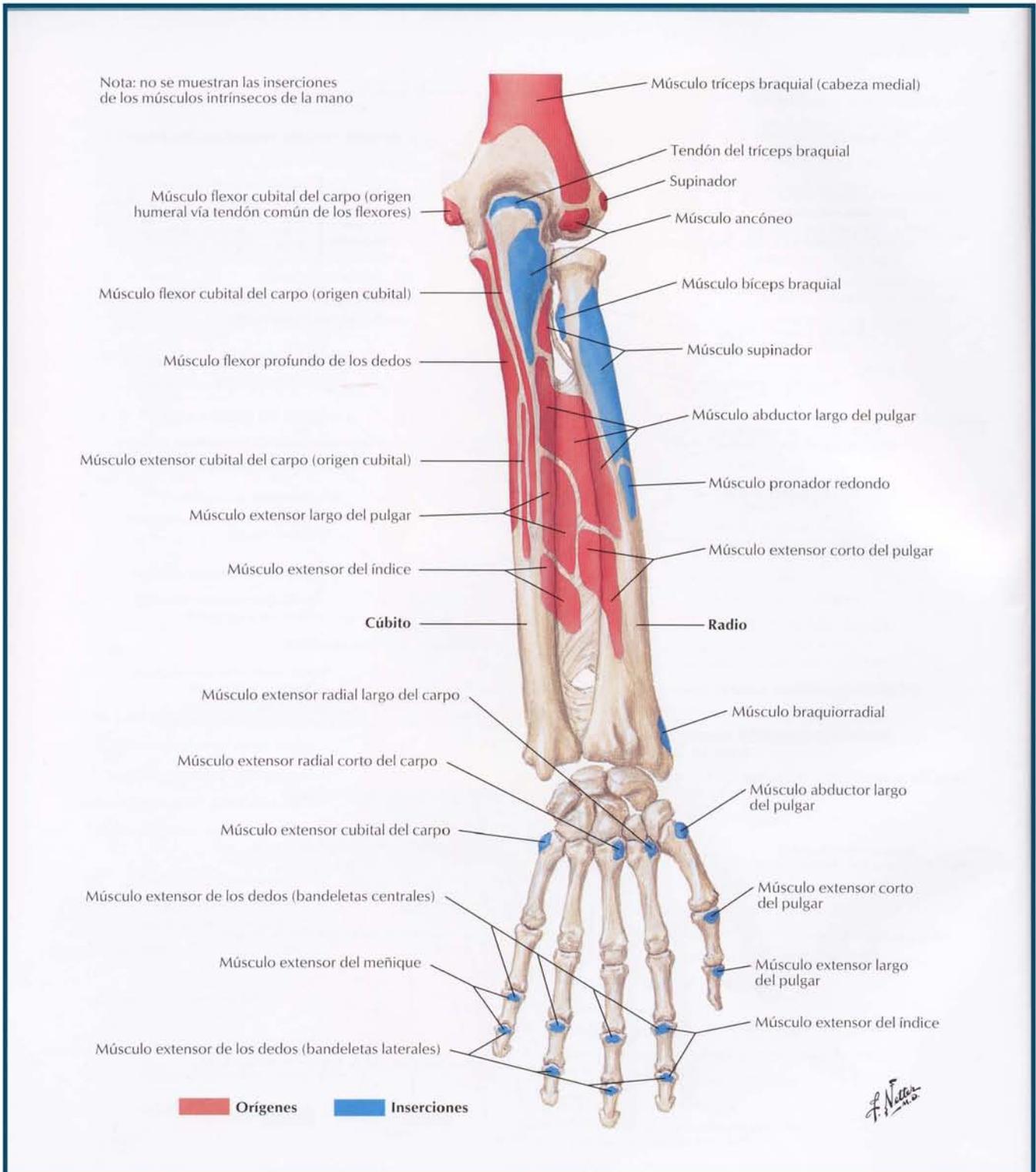


Figura 1.8 Inserciones de los músculos del antebrazo: visión posterior (Netter, 2007, Lámina 451)

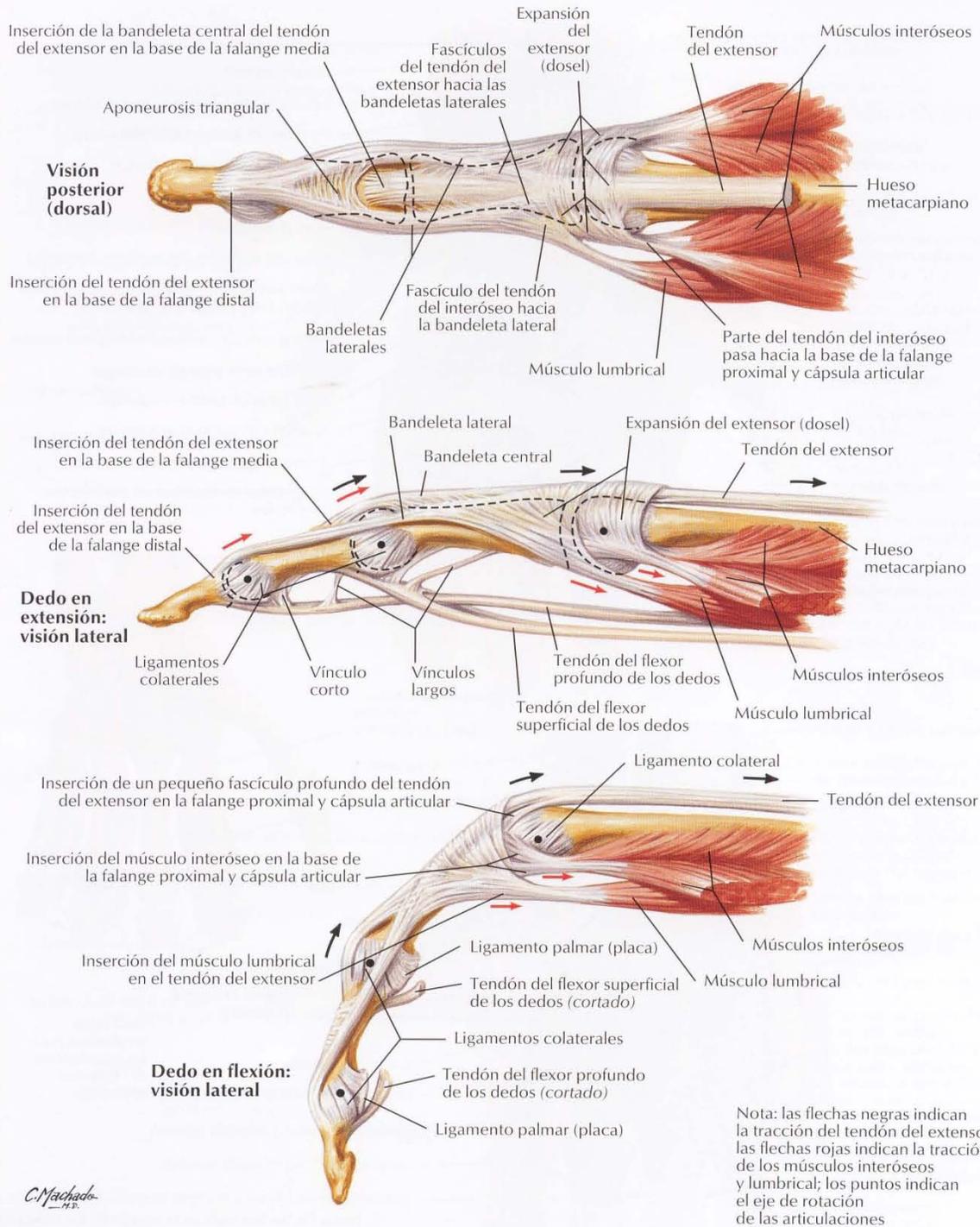


Figura 1.9 Tendones flexores y extensores en los dedos (Netter, 2007, Lámina 464)

1.2 Movimientos de la mano

La mano es el órgano de la manipulación y sujeción. Su funcionamiento necesita de un conjunto motor que se extiende desde los segmentos suprayacentes del miembro hasta los subyacentes, esto es, los dedos, con el fin de obtener una prensión sólida y precisa a la vez. La mano, como órgano principal de presión, tiene la posibilidad de ejecutar movimientos globales, extensos y fuertes que se efectúan en los tres planos del espacio. A continuación se describen los movimientos de flexión, extensión y aducción radial y cubital, y por otra los movimientos de rotación.

Movimientos de flexión y extensión de la mano

Flexión de la mano

Este movimiento alcanza, según los sujetos, una amplitud que varía de 80° a 90° . La flexión es principalmente un movimiento de la articulación radiocarpiana.

Extensión de la mano

La extensión llega a 30° en la articulación radiocarpiana y a 50° en la mediocarpiana, estos movimientos están limitados por la tensión de los ligamentos palmares y dorsales del carpo.

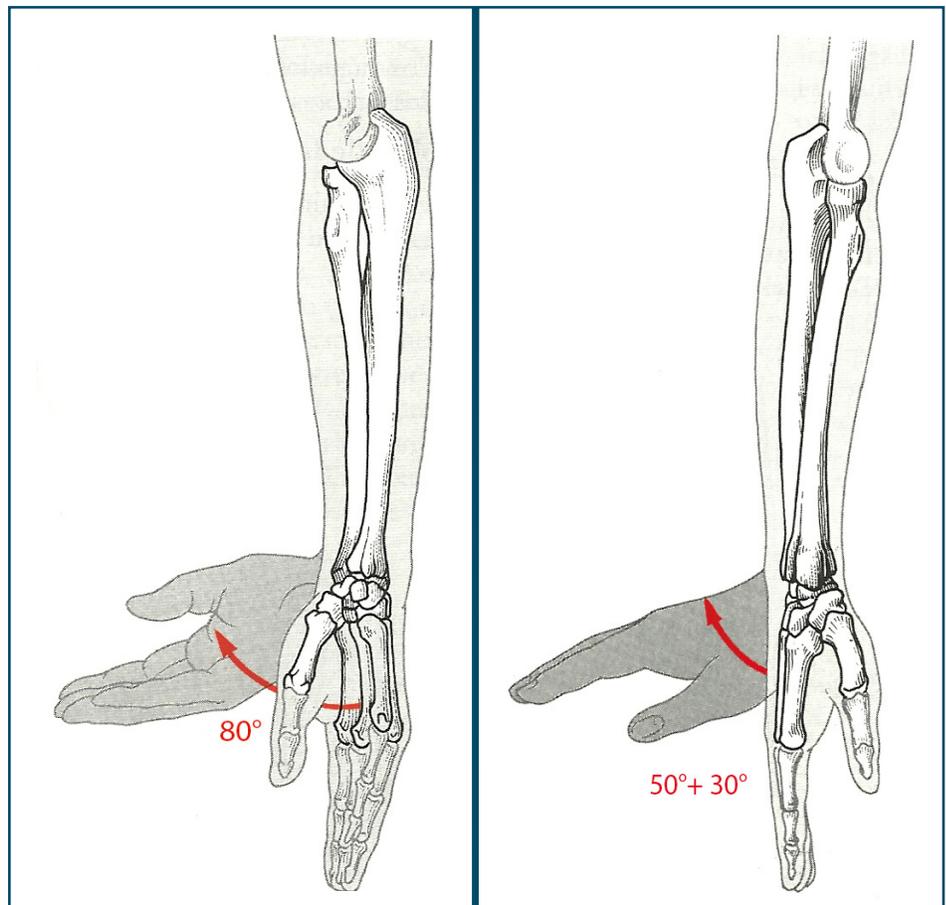


Figura 1.10 Flexión (izq.) y extensión (der.) de la mano (Rouvière y Delmas, 2005)

Movimientos de abducción radial y cubital de la mano

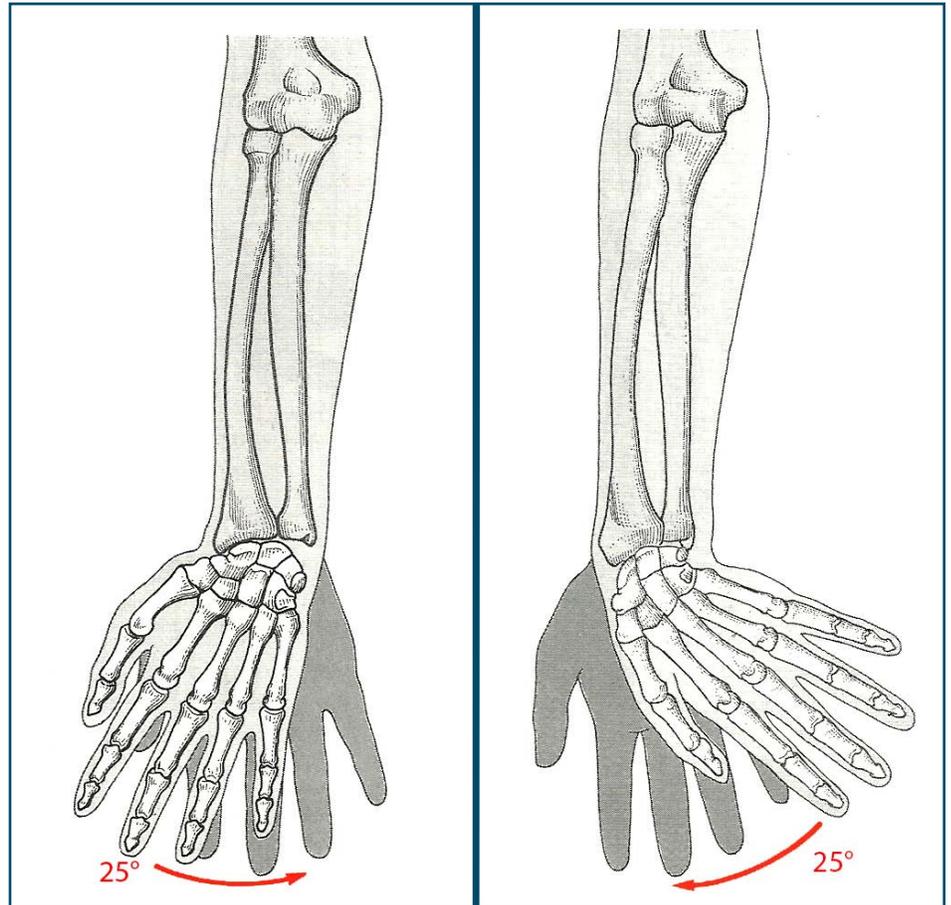


Fig. 1.11 Abducción cubital (izq.) y radial (der.) de la mano.

En la **abducción cubital** pura, las dos filas del carpo giran alrededor del eje anteroposterior que pasa por la cabeza del hueso grande. La amplitud del movimiento de abducción cubital es de 40° en total.

La **abducción radial** es un movimiento de menor amplitud. Comprende una abducción de la primera fila carpiana de 5°. La abducción es mayor en la segunda fila, donde alcanza 10°.

Abducción cubital (aproximadamente 25°): a partir de la abducción radial la mano se dirige medialmente, de manera que el dedo medio viene a ocupar el lugar del dedo meñique. Abducción radial (aproximadamente 25°): a partir de la abducción cubital la mano se dirige lateralmente, de manera que los dedos pulgar e índice, que en abducción cubital ocupaban la posición de los dedos anular y meñique, en abducción radial sitúan lateralmente al dedo medio.

Movimientos de rotación o pronosupinación de la mano

Movimiento de supinación

La mano se halla inicialmente en pronación, en el dorso de la mano situado anteriormente. La supinación descruza el radio y lo desplaza lateralmente. El movimiento alcanza 120° .

Movimiento de pronación

La mano se halla inicialmente en supinación. Los dos huesos del antebrazo están paralelos. La pronación cruza el radio anteriormente al cúbito en el curso del movimiento, que alcanza los 120° .

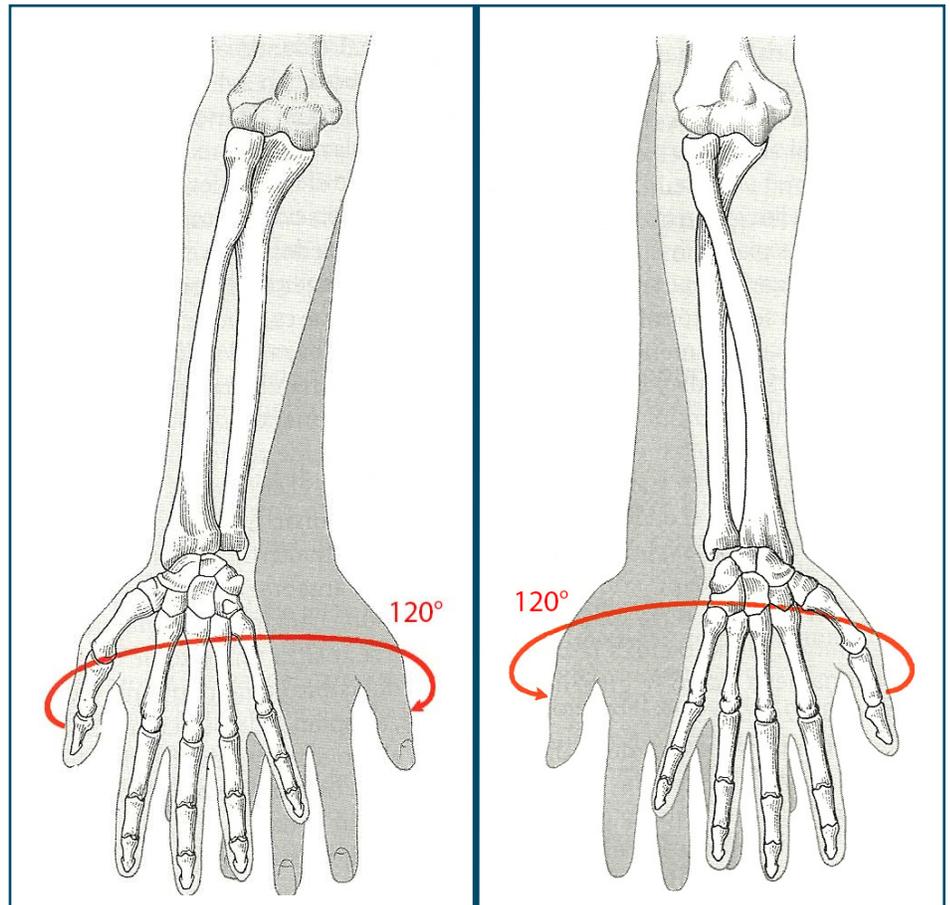


Fig. 1.12 Pronación (izq.) y supinación(der.) de la mano.

La rotación de la mano está determinada por la rotación simultánea de las articulaciones radiocubitales proximal y distal. Intervienen los dos huesos del antebrazo, cuyo acoplamiento proporciona a la rotación de la mano fuerza y precisión a la vez. Un solo hueso, el radio, asegura la precisión del movimiento girando alrededor del cúbito, mientras este permanece como guía o eje del desplazamiento del antebrazo y de la mano. En la supinación completa, la palma de mano se orienta anteriormente, y en la pronación posteriormente.

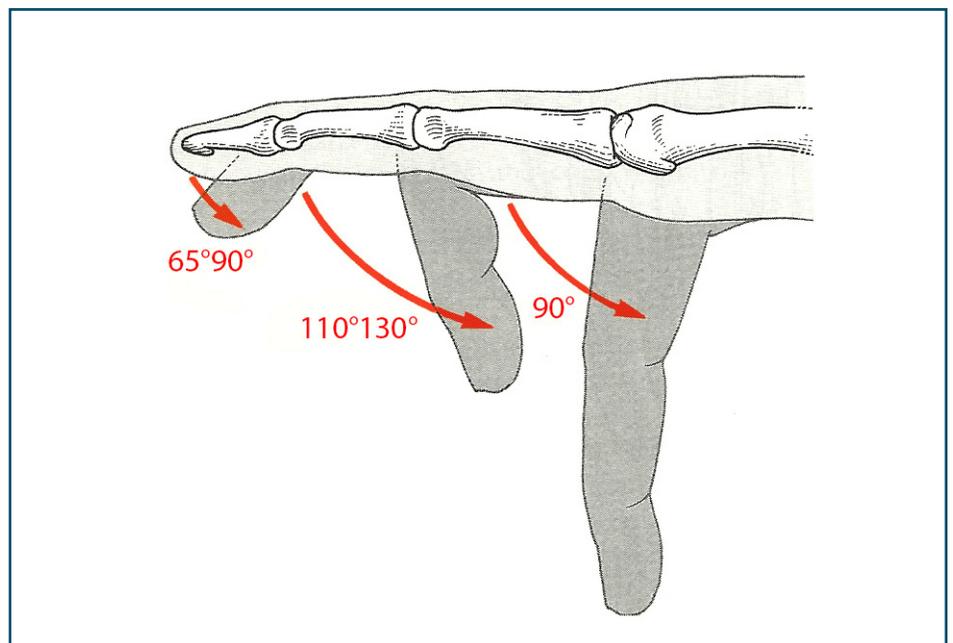
Movimientos de los dedos

Antes de considerar los movimientos del dedo pulgar, que deben ser objeto de un estudio en particular, pueden estudiarse simultáneamente los de los cuatro últimos dedos.

La **rotación activa** en los dedos trifalángicos se considera imposible debido a la ausencia de músculos que la permitan; no obstante, se les puede hacer girar pasivamente de 50 a 80° alrededor de su eje.

Flexión-extensión de los dedos trifalángicos

Este movimiento se realiza alrededor de un eje transversal. La falange proximal del dedo se encuentra extendida en un inicio, en la prolongación del hueso metacarpiano correspondiente. Cuando se produce una extensión provocada y pasiva, la falange se sitúa en un plano posterior al que ocupaba originariamente.



Movimientos de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente. Los ángulos de flexión sobre el hueso metacarpiano y de las falanges unas sobre otras se indican en la figura.

Fig. 1.13 Flexión-extensión de los dedos

Abducción-aducción de los dedos trifalángicos

El eje de la mano y de los dedos pasa por el tercer hueso metacarpiano y por el dedo medio. La abducción de los dedos los aleja de esta línea, mientras que la aducción los aproxima. La amplitud del movimiento es mayor cuando los dedos se hallan en extensión. El movimiento de abducción alcanza 60° para el dedo índice y 45° para los dedos anular y meñique.

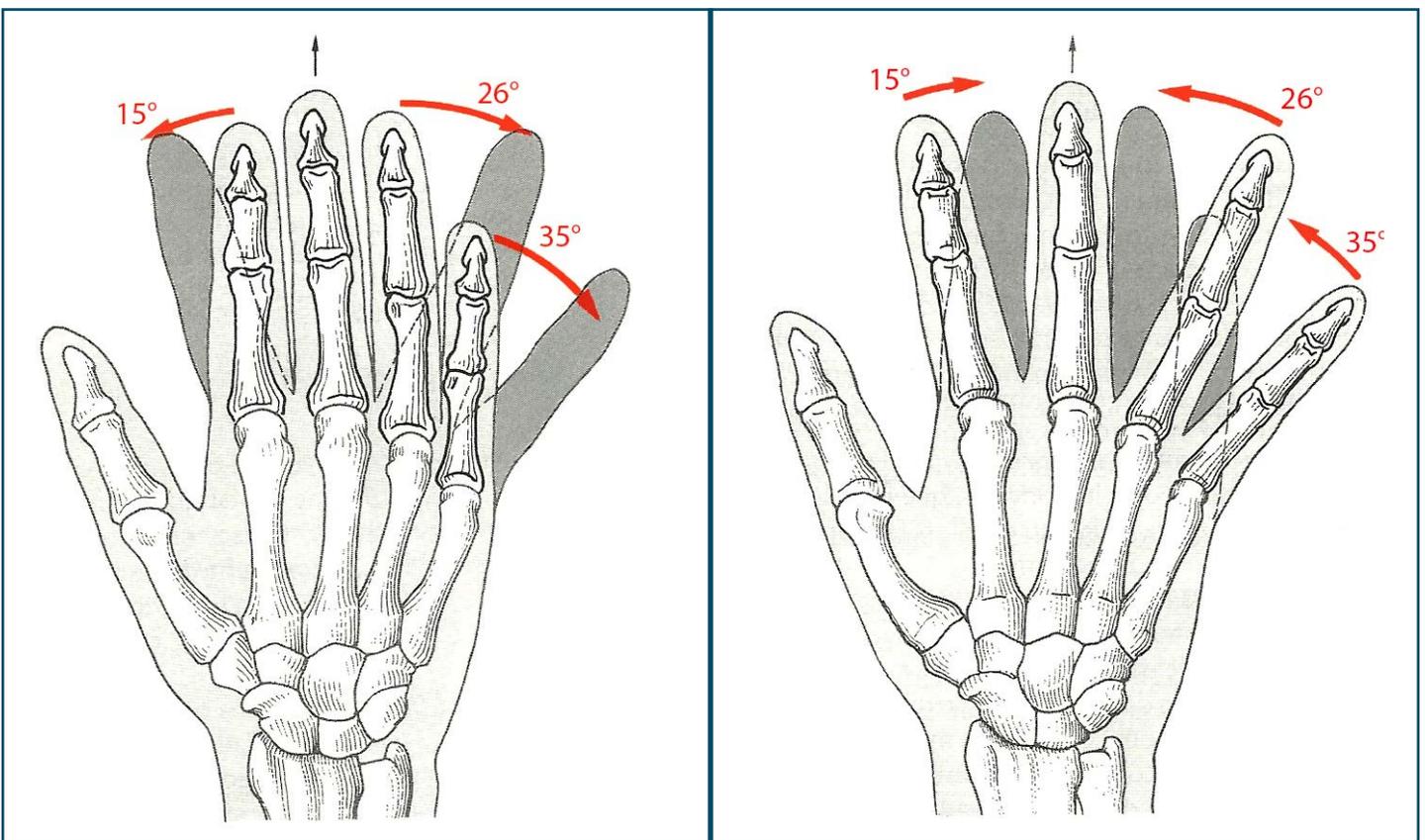


Fig.1.14 Abducción(izq.) y aducción(der.) de los dedos trifalángicos.

En el movimiento de **abducción de los dedos trifalángicos**, los dedos se separan del eje de la mano.

En el movimiento de **aducción**, los dedos se aproximan al eje de la mano. Adviértase el notable desplazamiento del dedo índice en sentido medial, que aún puede cabalgar sobre la cara dorsal del dedo medio.

Movimientos del dedo pulgar

La importancia del pulgar no necesita ser subrayada: es el agente de la pinza pulgar-dedos, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo presiones globales en vez de movimientos precisos. El dedo pulgar puede realizar los siguientes movimientos:

Aducción-extensión del dedo pulgar

Este movimiento separa el dedo pulgar del eje de la mano, refleja en gran parte el movimiento de la articulación carpometacarpiana. Puede medirse por el ángulo que forman los metacarpianos del pulgar y el índice en los planos palmar, su amplitud es de 35 a 40°, este movimiento abre la mano.

Movimiento de aducción del dedo pulgar

El dedo pulgar se dirige al encuentro de la cara lateral del dedo índice.

Movimiento de abducción del dedo pulgar

El dedo pulgar se separa del dedo índice y de los otros dedos, ensanchando la paleta de la mano

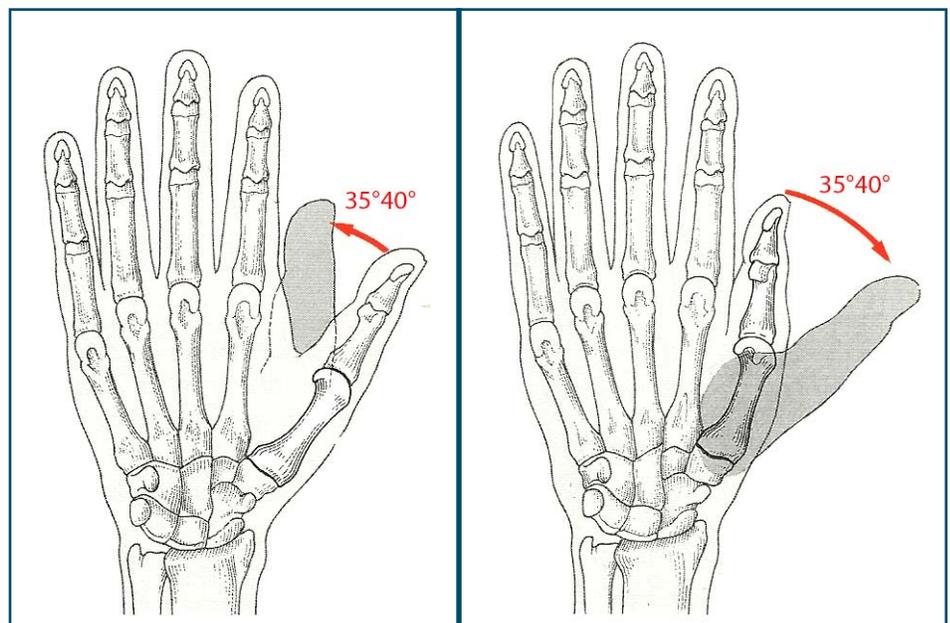


Fig. 1.15 Aducción (izq.) y abducción (der.) del dedo pulgar.
(Rouvière y Delmas, 2005)

Movimiento de flexión del dedo pulgar

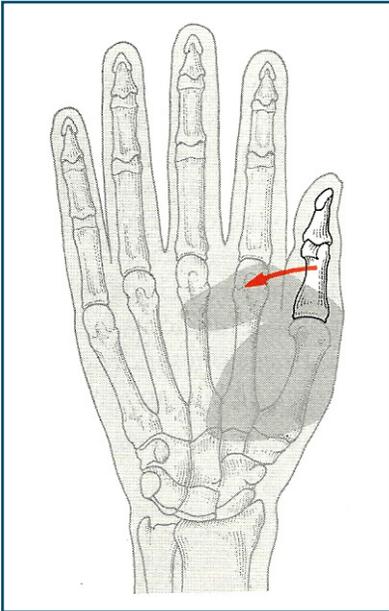


Fig. 1.16 Flexión del dedo pulgar.

Movimientos de oposición-reposición del dedo pulgar

La oposición que combinada con la flexión del dedo pulgar, lo conduce frente al dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60°. Es un movimiento compuesto formado por tres elementos: 1) abducción palmar que progresa luego a una aducción de la articulación carpometacarpiana (CMC). 2) rotación de la articulación CMC, y 3) flexión en las articulaciones CMC.

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

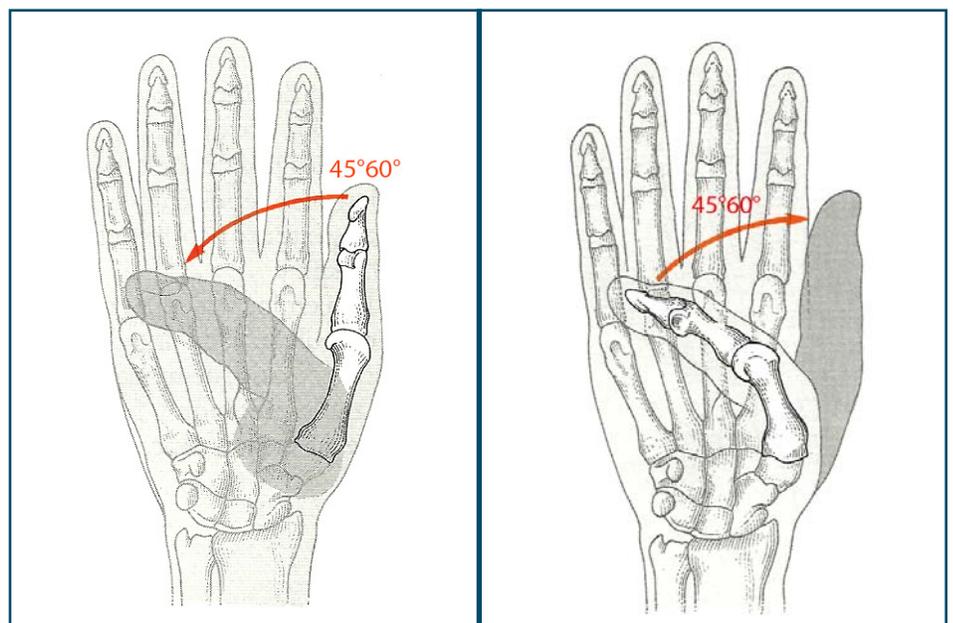


Fig. 1.17 Oposición (izq.) y reposición (der.) del dedo pulgar.

1.3 PRENSIONES DE LA MANO

Es el conjunto de los movimientos efectuados por la mano con la intención de asir un objeto. En realidad, la prensión es una función que interesa a la totalidad del miembro superior. Es una función delicada, precisa, pero también potente. Todos los elementos anatómicos del miembro superior concluyen a asegurar a la prensión su máximo de perfección y de potencia.

Asir un objeto implica, desde el principio, la puesta en posición de la mano, la intervención de todos los músculos del miembro superior y el juego de todas las articulaciones. Al adoptar esta posición, los músculos aseguran el bloqueo y la fijeza de las articulaciones consideradas. Solamente entonces se puede efectuar la sujeción.

Existe un determinado número de prensiones, cuya variedad pone en juego todos los movimientos de los dedos. Todas las prensiones comienzan por la puesta en posición de los dedos: la mano se abre para abordar el objeto que ella va a tomar. Este primer tiempo implica movimientos de extensión, abducción hasta la separación de los dedos.

El segundo tiempo de la prensión es el cierre, bajo la acción de los flexores y eventualmente, del aductor pulgar. Las distintas prensiones se pueden sintetizar en algunos tipos:

Prensiones sin intervención necesaria del pulgar

Son las diferentes prensiones en gancho, donde los dedos, bajo la actividad de los flexores, sostienen el objeto: el portar un cubo de agua, por ejemplo. El pulgar interviene sin ninguna fuerza para cerrar el gancho realizado por los dedos. En esta sujeción, los músculos interóseos inter-



Fig. 1.18 Tipo de gancho
(<http://www.michaelkors.com/handbags/>)

vienen igualmente, primero para extender los dedos antes de la prensión y enseguida para volver completamente el objeto.

Fig. 1.19 Gancho con todos los dedos trifalángicos sin intervención con fuerza de la palma, ni del pulgar.
(http://es.123rf.com/photo_731893_a-hand-holding-bag.html, 11/11/2015)



Prensiones con intervención del pulgar

De las prensiones que involucran la intervención del dedo pulgar, se pueden distinguir básicamente las prensiones de fuerza y las prensiones delicadas. Este tipo de prensiones aumentan de manera considerable el abanico de actividades posibles a realizar en la vida cotidiana.

Prensiones de fuerza

Las prensiones de fuerza sujetan al objeto en la palma de la mano; así se puede tomar el mango de un martillo o el mango de una raqueta de tenis. Los flexores de los dedos y los interóseos actúan potentemente. En cuanto al pulgar, cierra enérgicamente la prensión y esto, de dos maneras diferentes: se sitúa frente a los dedos replegados, bajo la acción de sus músculos oponente y el flexor corto "presión a plena mano", o bien se sitúa frente a la cara lateral del índice y el pulgar queda extendido: es la presión denominada "del abductor", utilizada para sostener una llave, un cuchillo o una tarjeta.



Fig. 1.20 Presión a plena mano (izq.) y presión del aductor (lateral) (der.)
(<http://www.gettyimages.com/>)

Prensiones delicadas

En las prensiones delicadas el objeto se sostiene entre el pulgar y la extremidad de los dedos, con oposición de la cara palmar del pulgar al pulpejo de uno o varios dedos. Cuando el pulgar está flexionado, así como el otro dedo al cual enfrenta, se obtiene “la pinza de ramas curvas”, que puede ser a la vez precisa y vigorosa. Cuando el índice, el medio y el pulgar están alargados, realizan “la pinza de ramas largas”, que puede ser también muy delicada (arco del violinista) o muy vigorosa.



Fig. 1.21 Prensión de la pinza de ramas largas (izq.) y prensión de la pinza de ramas curvas (der.)

1.4 CLASIFICACIÓN SEGÚN EL USO DE LA MANO HUMANA

Con el objeto de conocer las prensiones más utilizadas en la vida cotidiana, en esta sección se presentan esquemas taxonómicos del uso de la mano humana y de las actividades de la vida diaria propuestas por Aaron M. Dollar y M.R. Cutkosky. Su investigación estudia la frecuencia de uso de varios tipos de prensión hechos por una ama de casa y un maquinista profesionales. Estas descripciones y clasificaciones deben ser de especial provecho para investigadores interesados en la manipulación robótica, prótesis, rehabilitación, y biomecánica.

El desempeño en conjunto de tareas estándar podría utilizarse para asignar una puntuación global de destreza a una mano, proporcionando una base estructurada para evaluar su rendimiento. Partiendo de los resultados obtenidos por Dollar mostrados a continuación, se hará una evaluación global de las prensiones mínimas a realizar con la prótesis de mano del presente trabajo.

En 1989, el ingeniero mecánico Mark R. Cutkosky con propósitos específicos para el diseño y control de manos robóticas, clasificó de manera simple la taxonomía de las prensiones de la mano humana. Aunque él mismo reconoce las limitaciones de su propuesta, ha sido de gran utilidad en estudios posteriores ya que logra abstraer las posturas más simples con las que es posible derivar y comprender tareas más complejas.

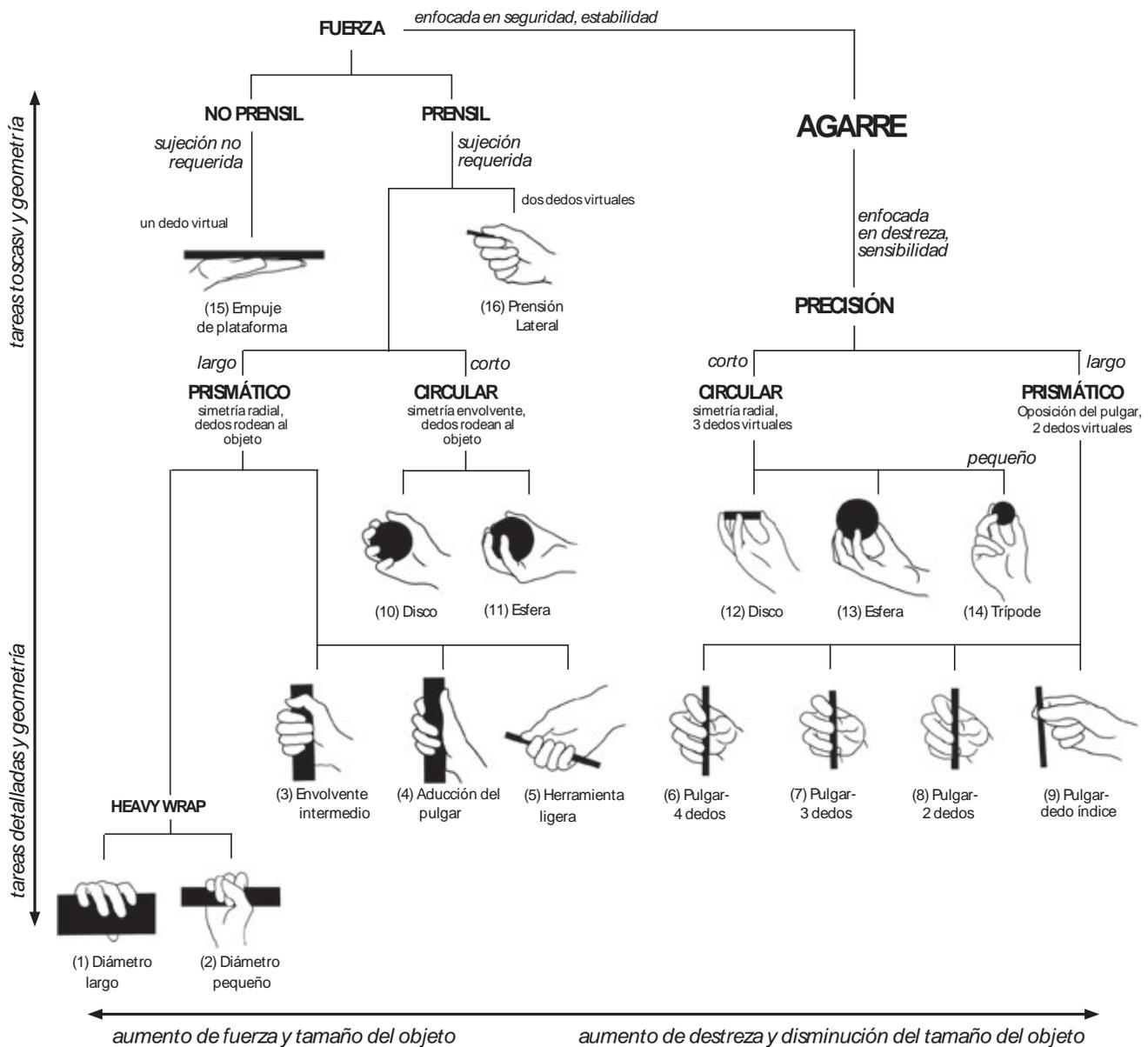


Fig. 1.22 Taxonomía de prensiones, (Cutkosky, 1989)

El esfuerzo realizado en esta investigación es considerada la taxonomía de agarre más completa a la fecha (Dolar A.M., 2014). La investigación identifica 34 tipos de presión independientes que incluyen los 16 considerados por Cutkosky. Organizados primeramente de acuerdo a la fuerza aplicada, según precisión requerida y los tipos intermedios entre las anteriores, además de subcategorizaciones dadas por la posición del pulgar (aducción y abducción) y el contacto de los dedos con la palma (palma, dedos-almohadillas y laterales).

		Fuerza					Intermedia			Precisión							
Opp	Palma	Almohadillas				Lateral			Almohadillas				Lateral				
VF2	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3			
Abducción del Pulgar	(1) Diámetro	(2) Diámetro pequeño	(3) Envoltente intermedio	(10) Disco de poder	(11) Esfera de poder	(21) Aro	(22) Esfera-3 dedos	(23) Tipo extensión	(24) Esfera-4 dedos	(25) Tipo Distal	(26) Aducción	(30) Variación Tripode	(9) Pulgar-índice	(8) Pulgar-2 dedos	(7) Pulgar-3 dedos	(6) Pulgar-4 dedos	(18) Tripode de escritura
	(17) Extensión del dedo índice	(4) Aducción del pulgar	(5) Herramienta ligera	(19) Gancho jo	(20) Palmar	(15) Plataforma (No VF2)	(16) Presión lateral	(27) Stick	(28) Ventral	(29) Tripode lateral	(31) Pinza en punta (ramas cortas)	(32) Pinza inferior (ramas largas)	(14) Tripode	(33) Cuatrípode	(12) Disco de Precisión	(13) Esfera de precisión	(34) Extensión paralela

Fig. 1.23 Taxonomía de presiones (Dolar, 2014)

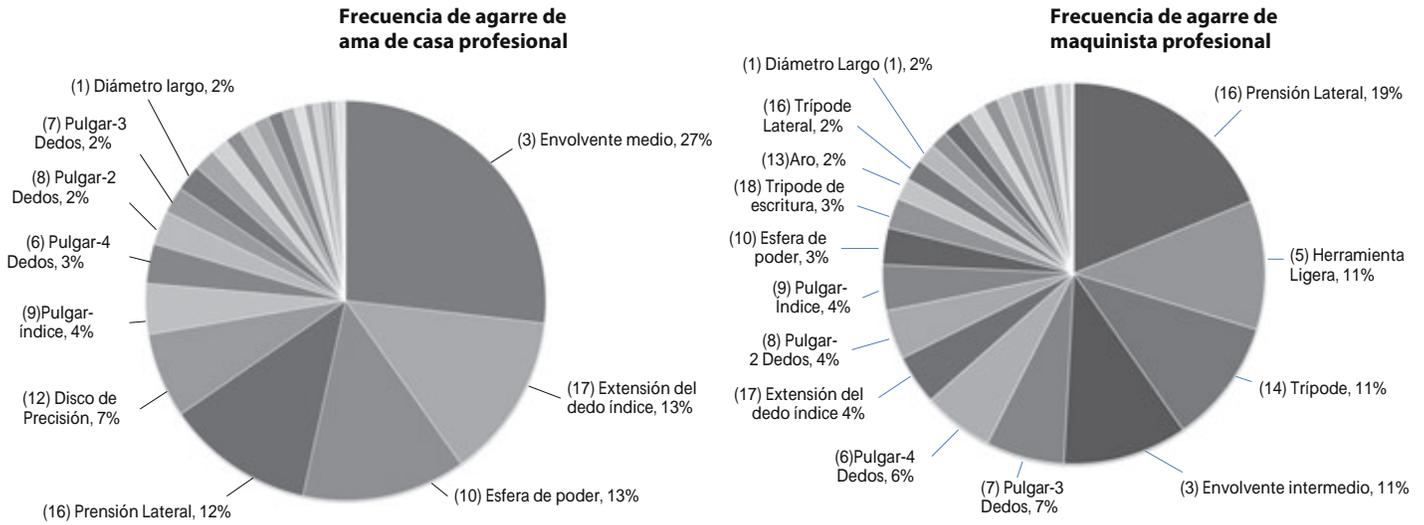


Fig. 1.24 Resultados de frecuencia de agarre para la ama de casa (izquierda) y maquinista (derecha), que muestran 4 horas de trabajo. Las presiones que se producen menos de 2% del tiempo, no se muestran, así como tampoco el caso “no agarre”. (Dollar A. M., 2014)

El maquinista cambia de agarre con mayor frecuencia: alrededor de 2,500 veces, contra aproximadamente 2,000 de la ama de casa.

De los resultados obtenidos se puede ver que solo un pequeño número de tipos de agarre comprenden la mayoría de los usados. Para la ama de casa, cerca del 80% del tiempo fue empleando 6 tipos de agarre: envolverte intermedio, extensión del dedo índice, esfera de poder, presión lateral, disco de precisión y pulgar-índice. Casi el 80% del tiempo de agarre, el maquinista utilizó 9 tipos: presión lateral, herramienta ligera, trípodde, envolverte medio, pulgar-3, pulgar-4, extensión del dedo índice, pulgar-2 y pulgar-índice. Es interesante notar que la ma de casa usa principalmente presiones de poder, mientras que el maquinista usa un balance de ambas.

Los marcos de referencia son de suma importancia para el análisis dinámico, siendo parte fundamental de la descripción de los movimientos. Para continuar, se presentan los sistemas de referencia planteados por Aaron Dollar durante su investigación

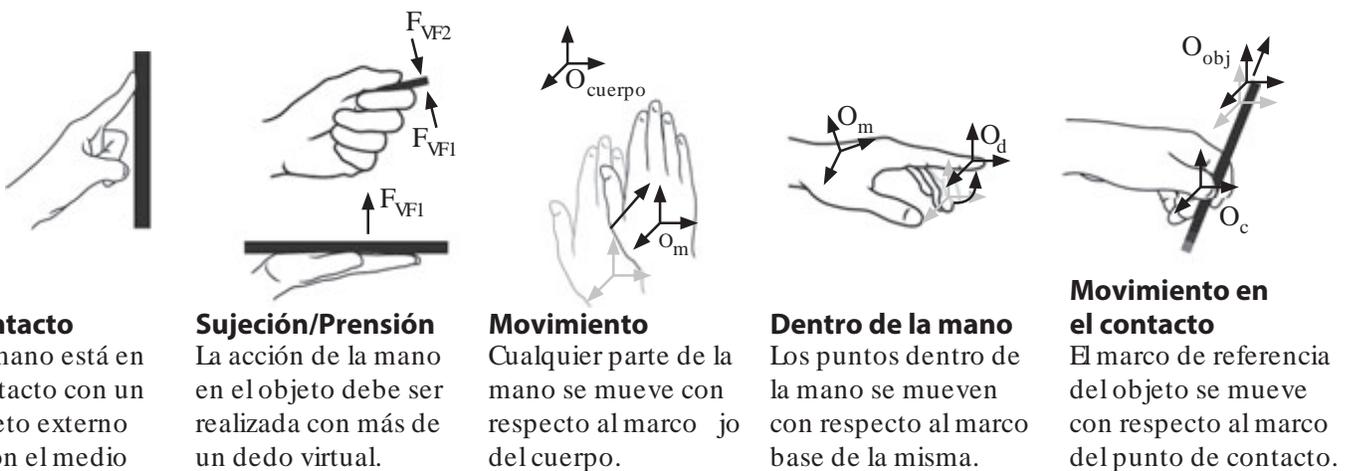


Fig.1.25 Explicación de términos importantes en la taxonomía de manipulación. (Dollar A. M., 2014)

TAREAS DE MANIPULACIÓN

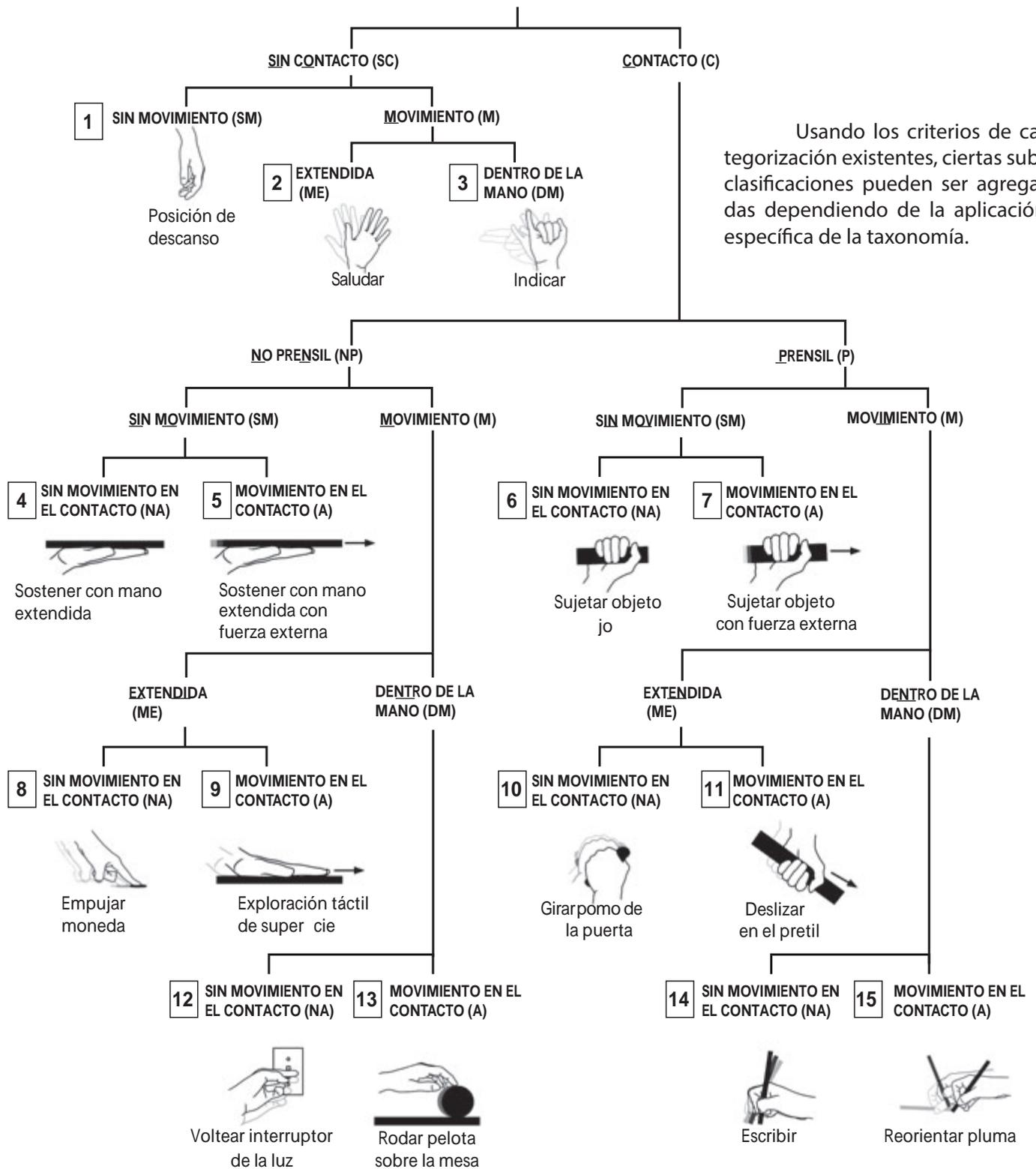


Fig. 1.26 Taxonomía de manipulación. (Dollár A. M., 2014)

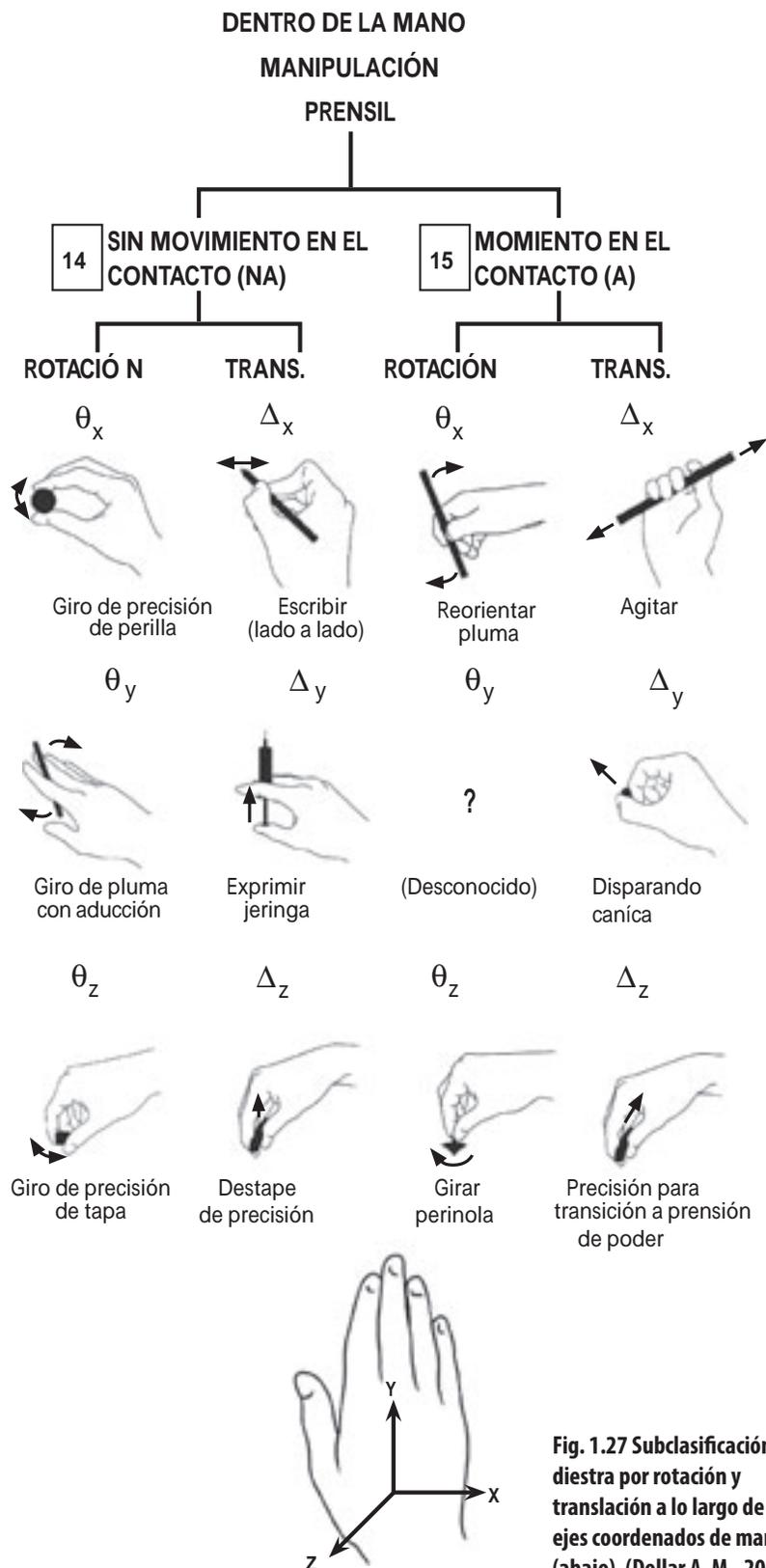


Fig. 1.27 Subclasificación diestra por rotación y translación a lo largo de los ejes coordenados de mano (abajo). (Dollár A. M., 2014)

La taxonomía de manipulación provee una forma estructurada de clasificar tareas relativamente simples. Tareas más complejas requieren una clasificación menos obvia. Existen 3 grandes tipos de manipulación compleja:

Secuencias por tiempos separados - Tareas complejas descompuestas en largas secuencias de movimientos del proceso de manipulación.

Tareas bimanuales simultáneas - Ambas manos son requeridas para realizar una tarea.

Tareas simultáneas dentro de la mano - son las tareas regularmente más complejas, que incluyen 2 o más combinaciones de la taxonomía dentro de la mano, al mismo tiempo.

1.5 ANTROPOMETRÍA DE LA MANO

Sobre las medidas de la prótesis, un diseño óptimo parte de la personalización de la prótesis a cada paciente. No obstante, con la documentación realizada en el presente trabajo se asentaron las bases para generar un diseño mínimo viable.

Una característica muy importante que debe ser tomada en cuenta al diseñar máquinas, herramientas o lugares de trabajo es la dimensión del cuerpo humano en forma general y en forma específica, ya que debe ser el contexto generado el que se adecue de la mejor manera posible a nosotros. De nada serviría diseñar una máquina con tales o cuales beneficios si no se basa en la ocupación física del cuerpo sobre un espacio determinado. Este estudio de las medidas de las partes del cuerpo es tarea de la antropometría: ciencia que desarrolla métodos para la cuantificación del tamaño, la forma, las proporciones, la composición, la maduración y la función gruesa de la estructura corporal.

Bien se sabe que no todas las personas cuentan con las mismas dimensiones, todos somos diferentes, más aún cuando se comparan personas de sexos y edades distintos. Tener en cuenta estas dimensiones abre más posibilidades a la adaptabilidad y a la ergonomía.

A continuación se muestra como obtener las principales dimensiones de la mano humana y los datos experimentales obtenidos en la tesis de licenciatura: Ergonomía de miembro superior realizada por Alina Santiago e Ileana Valenzuela.

Longitud de la mano



Fig. 1.28 Medición de longitud de la mano (izq.) y **Tabla 1** Datos experimentales de la longitud de la mano (der.) (Santiago y Valenzuela, 2005)

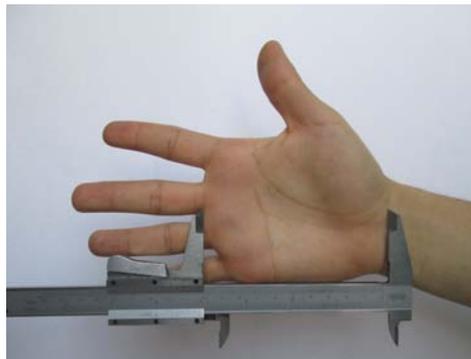
Para realizar la medición de la longitud de la mano, esta se extiende por completo, se realiza desde el pliegue palmar distal hasta la punta del dedo medio.

Datos experimentales	
	[cm]
Media	17.670
Máximo	20.330
Mínimo	13.980
Percentil 5	15.220
Percentil 50	17.540
Percentil 95	19.860

Longitud de la palma

Para obtener esta medición se extiende la mano por completo, y se mide desde el pliegue palmar proximal al pliegue de la base del medio dedo.

Fig. 1.29 Medición de longitud de la palma (izq.) y Tabla 2 Datos experimentales de la longitud de la palma (der.)

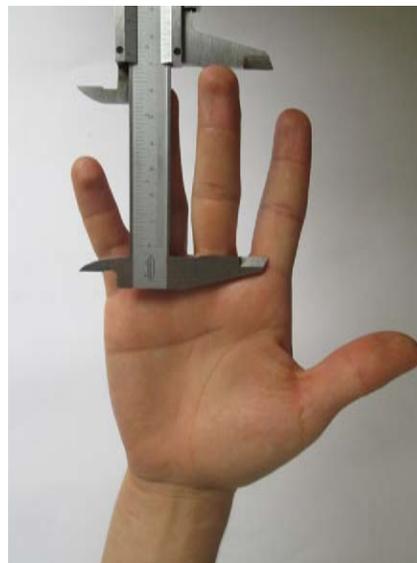


Datos experimentales	
	[cm]
Media	11.500
Máximo	19.780
Mínimo	9.070
Percentil 5	9.300
Percentil 50	10.610
Percentil 95	19.310

Longitud del tercer dedo

Esta medición se realiza desde el pliegue proximal de la base del dedo medio hasta la punta del mismo, con la mano extendida.

Fig. 1.30 Medición de longitud del tercer dedo (izq.) y Tabla 3 Datos experimentales de la longitud del tercer dedo palma (der.)

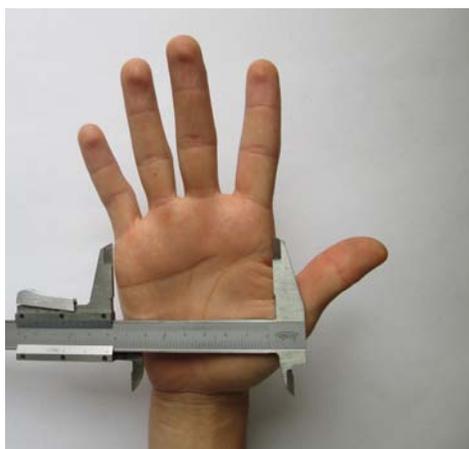


Datos experimentales	
	[cm]
Media	9.308
Máximo	11.560
Mínimo	7.319
Percentil 5	8.550
Percentil 50	9.120
Percentil 95	10.920

Anchura de la mano

Esta medición se realiza al nivel de las articulaciones metacarpofalángicas, con la mano en reposo, los dedos juntos y extensión completa sobre un plano horizontal.

Fig. 1.31 Medición de la anchura de la mano (izq.) y Tabla 4 Datos experimentales de la anchura de la mano (der.)

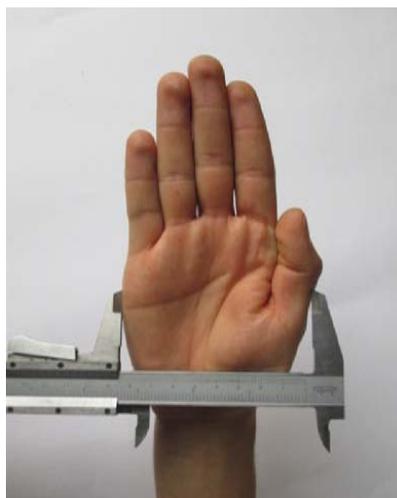


Datos experimentales	
	[cm]
Media	7.490
Máximo	8.770
Mínimo	6.180
Percentil 5	6.410
Percentil 50	7.510
Percentil 95	8.520

Anchura de la palma

Esta medición se realiza desde el plano cubital de la palma al borde más lateral del pulgar, estando dicho dedo pegado suavemente a la palma, cuidando de no comprimir los tejidos blandos.

Fig. 1.32 Medición de la anchura de la mano (izq.) y Tabla 5 Datos experimentales de la anchura de la mano (der.)



Datos experimentales	
	[cm]
Media	9.200
Máximo	11.190
Mínimo	7.810
Percentil 5	8.040
Percentil 50	9.240
Percentil 95	10.680

Longitud de las falanges

Para lograr un diseño adecuadamente antropomórfico se deben considerar las medidas en este apartado para la palma, mientras que para el dorso se deben considerar las del mecanismo completo, es decir, a partir de los nudillos, ya que es donde se generan los grados de libertad. Considerando la falange distal de cada dedo, es posible conocer las medidas ideales que debería poseer cada una de las demás falanges, a través de la sucesión de Fibonacci.

Para obtener cada una de las siguientes mediciones se extiende la mano por completo y se mide desde el pliegue proximal de cada dedo hasta la punta del mismo.

	Dedo Meñique			Dedo Anular		
	falange distal	falange media	falange proximal	falange distal	falange media	falange proximal
Media (cm)	2,02	2,5	4,01	2,24	3,21	4,92
Maximo (cm)	2,61	3,51	5,21	2,88	3,97	6,23
Minimo (cm)	1,33	1,51	3,12	1,59	2,81	4,01
Percentil 5	1,65	1,84	3,37	1,76	2,84	4,37
Percentil 50	2,02	2,47	3,98	2,26	3,19	4,92
Percentil 95	2,49	3,38	4,97	2,78	3,64	5,77

	Dedo Medio			Dedo índice		
	falange distal	falange media	falange proximal	falange distal	falange media	falange proximal
Media (cm)	2,35	3,4	5,46	2,21	2,99	4,97
Maximo (cm)	3,2	4,18	6,56	2,8	3,49	6,02
Minimo (cm)	1,86	2,65	3,88	1,8	2,63	4,08
Percentil 5	2,01	2,92	4,44	1,86	2,66	4,14
Percentil 50	2,32	3,4	5,49	2,19	3	5,02
Percentil 95	2,85	3,96	6,48	2,6	3,37	5,8

Tabla 6 Datos experimentales de las falanges de los dedos trifalángicos.

Tabla 7 Datos experimentales de la longitud de las falanges de los dedos de la mano.

	Dedo Pulgar	
	falange distal	falange proximal
Media (cm)	2,21	3,77
Maximo (cm)	2,8	5,13
Minimo (cm)	1,8	3,15
Percentil 5	2,41	3,22
Percentil 50	3,05	3,74
Percentil 95	3,38	4,4

Sucesión de Fibonacci y Número áureo

La sucesión comienza con los números 1 y 1, a partir de los cuales “cada término es la suma de los dos anteriores”, siendo esta su relación de recurrencia por definición. Si vamos dividiendo números de Fibonacci consecutivos cada vez mayores, estos se acercan asintóticamente al número áureo (1.618033).

Muchos ejemplos de aplicación del número de oro aparecen en las estructuras de plantas y animales. Incluso se ha determinado como un parámetro de belleza con el que han sido estudiadas diversas obras de arte. Concretamente, la divina proporción se puede observar en el caso del dedo humano, donde el cociente entre las longitudes de la primera falange y la segunda, y el de la segunda y la tercera, oscilan asintóticamente alrededor de la razón áurea.

Para un diseño más natural y debido a sus atribuciones estéticas, se consideraron dichas proporciones en la estructura externa de la prótesis. Partiendo de mi falange distal del dedo medio, ubicada cerca de la media y del percentil 50 del estudio realizado previamente.

Falange distal	-	2.2cm
Falange medial	-	3.56cm
Falange distal	-	5.76cm
Metacarpo	-	9.32cm

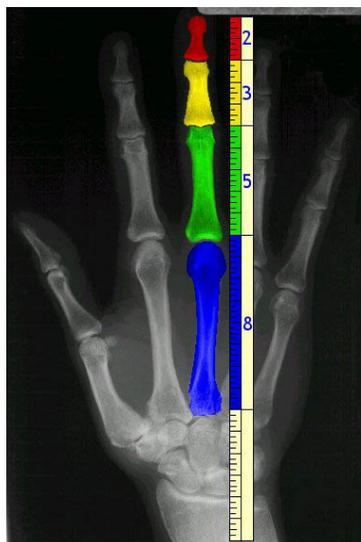
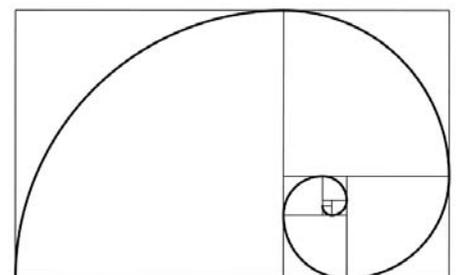


Figura 1.33 Los huesos que forman el dedo índice de la mano están en la misma proporción que los números 2, 3, 5 y 8. (<http://biologmate.blogspot.mx/>)

Figura 1.34 Espiral dorada (nonperfect.com)



Al poseer la relación proporcional de la sucesión de Fibonacci, la trayectoria que trazan los dedos al flexionar-extender es muy similar a la de cada tres secciones en la imagen a la derecha; siendo cada sección la trayectoria trazada por cada falange.

“Siempre habrá una frontera donde hay mentes abiertas y manos dispuestas.”

(Charles Kettering)

II. ESTADO DEL ARTE



2.1 EVOLUCIÓN DE LA PRÓTESIS DE MANO

En la siguiente línea del tiempo se presenta una breve recopilación del empleo de prótesis de mano desde sus inicios hasta la actualidad. Se mencionan algunos eventos importantes, así como las características generales que tuvieron durante su desarrollo.

La primera prótesis de la que se tienen referencias fue encontrada en una momia egipcia.



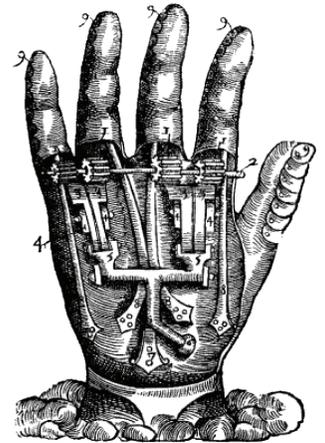
quhist.com

S.XXI a.c.

Se fabrica la mano de Alt-Ruppin, constituida de hierro. Tenía el pulgar rígido y la característica de flexionar los 4 dedos pasivamente pudiendo ser fijados mediante un trinquete.

S.XV

El medico militar francés Ambroise Paré, desarrolló el primer brazo artificial móvil al nivel de codo, llamado Le petit Loraine.



www.revista.unam.mx

S.XVII

S.II y III a.c.

Marcus Sergius general romano que luchó en la 2ª Guerra Púnica, mandó a construir una mano de metal que le permitía sujetar el escudo y volver a la batalla.

No es la primera prótesis de la historia, pero si la primera mano artificial de la que tenemos constancia.

S.XVI



<http://www.burg-hornberg.de>

Mano de hierro de Götz Von Berlichingen. Constituida con engranajes interiores que se sujetaban al codo, se podían fijar los dedos en ciertas posiciones, por ejemplo para sujetar una espada.

Tras repasar el breve resumen de la evolución de la prótesis de mano, se hace hincapié en los proyectos de prótesis más relevantes en la actualidad. Se detallan sus características para luego analizar esta información y establecer la tendencia que hay para la creación de nuevos sistemas y mejoras de los elementos en las prótesis existentes.

1875-1951

El cirujano Ernst Ferdinand Sauerbruch, desarrolla varios tipos de prótesis de brazo, que por primera vez permitían realizar movimientos simples efectuados por el músculo restante del paciente.

1912

Mediante movimientos de la cintura y un tirante de hule se logra el ciclo de apertura y cierre de una unidad terminal con forma de gancho .

1946

Aparecen los primeros sistemas de propulsión asistida, empleando energía neumática o eléctrica.

1980-2000

Dominio de las prótesis cosméticas y mecánicas (los diseños tenían pocos grados de libertad y formas más parecidas a una pinza que a una mano). Surgen manipuladores antropomórficos.



<http://www.touchbionics.com/>

S.XX

S.XIX

Inicia la etapa de las prótesis auto propulsadas

El alemán Peter Beil desarrolla una prótesis que permite el cierre de los dedos mediante movimientos del tronco y hombro.



<http://www.touchbionics.com/>

1960

Inicio del desarrollo de prótesis mioeléctricas.

1960 a 1980

Las prótesis cosméticas se utilizaban simplemente para influir en el aspecto psicológico y satisfacer la parte estética.

Gran parte de las prótesis mecánicas constaban de un elemento terminal en forma de pinza, activada con un cable. Se utilizan mecanismos como barras para el abrir y cerrar de la mano.

S.XXI

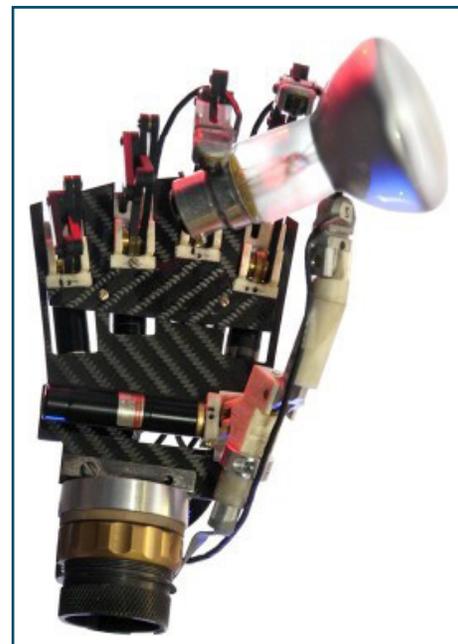
Se observan elementos de actuación más sofisticados, transmisiones más ligeras, materiales más resistentes y mejores formas de retroalimentación.

Se manifiesta el avance tecnológico tanto en materiales, mecanismos, actuadores, transmisiones y adquisición de señales propiciando el desarrollo de una gran número de proyectos de prótesis, logrando algunos el éxito comercial.

2.2 PROYECTOS DESTACADOS

Southampton-Remedi hand (2000)

Prótesis con seis grados de libertad: dos en el pulgar (aducción-abducción) y uno por cada dedo restante. Su sistema de actuación está compuesto de 6 motores CD y su sistema de potencia integra un tornillo sin fin, caja de engranes y mecanismos de 6 barras. Cada dedo logra sujetar con una fuerza de 9.2N y la fuerza máxima total del agarre anti-desplazamiento con el que goza la prótesis son 36N. Tiene sensores en la punta de los dedos y así como la mayoría de las prótesis de este tipo, aprovecha señales mioeléctricas. Teóricamente consigue 2400 ciclos de agarre con una carga de batería. Aproximadamente pesa 400g.



Fluid Hand (2001)

Prótesis que cuenta con ocho grados de libertad:

8 GDL	2 GDL	pulgar
		índice
	1 GDL	medio
		anular
		meñique

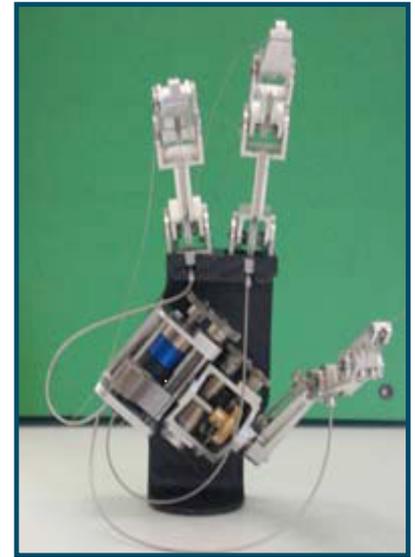
El sistema de actuación está formado por una bomba hidráulica y ocho actuadores fluídicos flexibles ubicados directamente en las articulaciones de los dedos. El sistema de movimiento consta de cinco electroválvulas con sus respectivos ductos hidráulicos de dos vías para la flexión y extensión de los dedos. La fuerza máxima en un dedo es de 8N y la fuerza máxima para sostener un objeto con la prótesis completa es de 110N. Uti-

liza señales mioeléctricas procesadas por una tarjeta electrónica dentro de la prótesis y sensores de presión. Permite un amplio rango de agarres e intercambio entre sus partes debido a su diseño modular. Pesa 350g y 860g incluyendo socket, batería y guante cosmético.

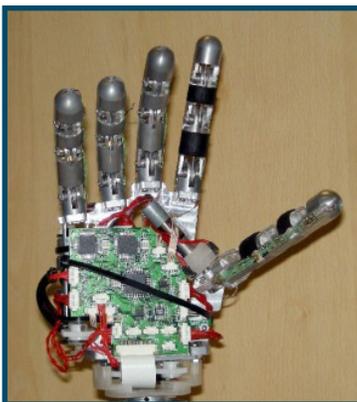


RTR II (2002)

Prótesis conformada por tres dedos con tres grados de libertad cada uno. Cuenta con dos motores (uno de los cuales logra flexionar y extender todos los dedos) y resortes de torsión para regresar al estado de reposo. Para lograr un agarre auto-adaptable emplea resortes de compresión e incorpora sensores de posición y presión. Los componentes del sistema de transmisión son: cables-poleas, caja de engranes y mecanismos de 4 barras para la aducción-abducción del pulgar. Su fuerza máxima de agarre es de 18N y pesa 320g. Al momento, es un proyecto del que se posee considerablemente mayor documentación que el de su descendiente la CYBERHAND.

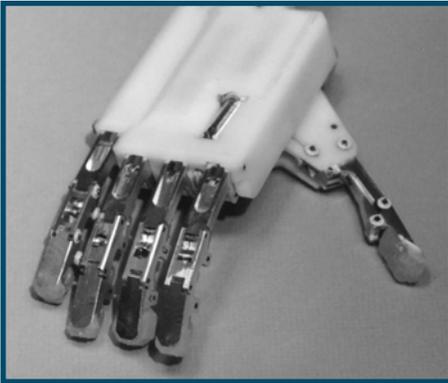
**MANUS -HAND (2004)**

Prótesis con cinco dedos y un sistema de actuación conformado por motores de corriente directa, motores ultrasónicos y 2 dedos que mantienen su forma tras haberla alterado manualmente. El sistema de transmisión se integra por engranes, cables y poleas, logrando una fuerza de agarre de 60N, además de contar con sensores de fuerza y posición. Se le pueden adaptar guantes, posee un socket y puede recibir señales electromiográficas. Su peso es de 850 g (incluyendo cubierta y batería).

**Smarthand (2008)**

Prótesis con 16 grados de libertad (aunque solo 4 activos): 3 en cada dedo y uno en la oposición del pulgar. Posee dos motores para el pulgar: uno para su flexión-extensión y el segundo para su oposición. Uno mas para el dedo índice y un cuarto motor que actúa al medio, al anular y al meñique. La transmisión la realiza a través de cables de acero inoxidable y poleas donde logra 80N de tensión en el cable, pudiendo sujetar una botella de 4Kg. Integra un novedoso mecanismo autobloqueante conducido de baja fricción y 40 sensores entre los incluye sensores de efecto Hall en las articulaciones, sensores para la tensión del cable situados en la punta de los dedos, sensores ópticos de presión en algunas falanges y cabe destacar que la tarjeta electrónica está integrada dentro de la palma. Su peso es de 520 Kg excluyendo baterías y guante cosmético.

TBM Hand (1999)



Prótesis con mecanismos –idénticos en tamaño– de 7 barras en cada dedo trifalángico, lo que facilita su manufactura. El dedo pulgar, a diferencia, posee un mecanismo de 5 barras. Es actuada por un solo motor DC que mueve un cuerpo sólido al que se encuentran conectados los mecanismos de los 5 dedos a través de resortes de compresión que facilitan la adaptabilidad al sujetar el objeto y tornillos de avance como transmisión. Con lo que con un grado de movilidad se actúan 5 grados de libertad (uno en cada dedo), mientras que la rotación del pulgar se realiza de forma pasiva con ayuda de cables y poleas a los que se les debe realizar un ajuste de tensión periódicamente. Su fuerza máxima de agarre es de 35N, y en el cable que mueve el pulgar de 240N (puede ocurrir rotación indeseada del pulgar). Pesa 280g incluyendo motor, transmisión y estructura del muñeca.

DLR/HIT Hand II (2008)



Proyecto resultado de los desarrollos previos en las versiones de DLR Hand y su predecesora directa la DLR/HIT HAND I. Es una mano robótica que permite la manipulación fina a través de un sistema multisensorial que integra posición, fuerza/torque y sensores de temperatura. Logra una relación de transmisión de fuerza de 1:1 en todo el movimiento de flexión de cada dedo, gracias a una reducción harmonic drive y poderosos motores CD sin escobillas (ambos sistemas miniaturizados y embebidos con la electrónica dentro de un mismo dedo.). Cada dedo posee 3 GdL, con lo que se logran 15 GdL en total. Pesa 1.5 Kg y la fuerza en la yema de cada dedo puede alcanzar los 10N. Cabe destacar que el hardware de la FPGA en la palma incorpora comunicación inalámbrica a través de PPSeco , CAN e Internet.

Keio Hand (2008)

Mano robótica con 20 GdL activos que logra al incorporar 4 motores ultrasónicos (externos) en cada dedo, lo que implica un alto consumo de energía. La potencia es transmitida por cables elásticos que finalmente consiguen 5N de fuerza máxima en cada dedo. A través de la medición de la deformación en cada cable, es posible determinar la fuerza alcanzada (no requiere sensores de fuerza). Aunque logra una gran variedad de manipulaciones tanto de precisión como de fuerza., es de difícil manufactura y los elementos elásticos tienen una vida útil menor que los estándar de metal. Pesa 853g.



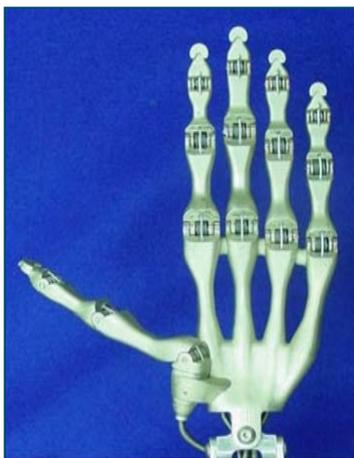
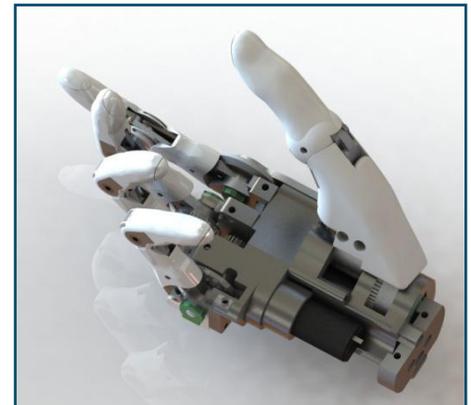
Mano robótica humanoide basada en un endoesqueleto y hecha de eslabones rígidos conectados con articulaciones elásticas, accionadas por tendones forrados con guías y cubierto por pulpas compatibles continuas. Posee 20 GdL (4 en cada dedo) de los cuales 16 son actuados por motores modulares equipados con sensor de posición, sensor de fuerza del tendón (que arroja resultados de hasta 70N en cada dedo) y un sistema de electrónica de potencia personalizado. Implementa una caja de engranaje, cables-poleas y resortes a tensión en las articulaciones para la transmisión del movimiento. La modularidad en los dedos, permite la intercambiabilidad de partes ya que cuatro de los dedos son idénticos. Aunque los dedos se adaptan a la forma del objeto, requiere un reajuste periódico en la tensión de los cables y la electrónica y los motores son externos a la sección de la mano.

UB Hand (2011)



Prótesis con 5 grados de libertad actuados por 3 motores DC. Introduce un novedoso mecanismo en el dedo pulgar con el cual es posible realizar los movimientos de flexión-extensión así como de rotación, paralela al giro de la muñeca, empleando un solo actuador. Los otros dos motores actúan el dedo índice y los tres dedos restantes respectivamente gracias a una transmisión conformada por engranes y mecanismos diferenciales disponibles comercialmente, pero con un arreglo diseñado específicamente para cada movimiento. El proyecto ha orientado sus esfuerzos en la adquisición de señales mioeléctricas y el sistema de control y comunicación, logrando desarrollar un robusto sistema llamado AMCA (Advanced Myoelectric Control Unit), enfocándose también en reducir el consumo para extender la vida de la batería.

UNB Hand (2010)



Cita de imagen

Vanderbilt Hand (2009)

Prótesis que emplea 5 motores brushless externos para dar movilidad a 16 GdL (juntas) divididos en 5 dedos. Para transmitir la fuerza integra una caja de engranajes planetarios, además de cables y poleas. Su fuerza máxima de agarre es de 80N (35N en la punta del dedo índice) y pesa 580g. Cabe señalar que su estructura posee un diseño de monocasco, es decir, que su chasis lo conforma una sola pieza.

Vincent Hand (2010)

Cita de imagen

Prótesis comercial que aunque fue desarrollada en 2010, fue lanzada posteriormente. Cuenta con 6 grados de libertad actuados por 6 motores DC (Maxon). Emplea un mecanismo de 4 barras y un tornillo sin fin para lograr el movimiento de los dedos. Los tres sistemas (actuación, reducción y transmisión) se encuentran integrados en un mismo dedo. Este tipo de mecanismos consigue articular las dos primeras falanges más cercanas al carpo, considerando una barra sólida para las falanges medial y distal. El peso aproximado de los dedos largos es de 37g y puede alcanzar una fuerza de 8.44N en la punta de cada uno.

Actualmente, el desarrollo más avanzado de Vincent Systems es la prótesis VincentEvolution 2, que cuenta con un modelo reducido para jóvenes o niños. Logra una oposición del pulgar hasta el dedo anular e incorpora resortes a tensión para conseguir mayor adaptabilidad en las prensiones.

Michelangelo (2012)

Cita de imagen

Entre las prótesis comerciales con 5 dedos, es la que cuenta con menor cantidad de GdL (2) y por consecuencia menor cantidad de actuadores (2). No obstante, basándose en la calidad de sus prensiones (fuerza y precisión), logra incluso superar a sus competidoras. Gracias al diseño específico de un mecanismo de levas asistido por barras y resortes, con un solo motor consigue la flexión de todos los dedos; empleando otro para la oposición del pulgar, siendo así la única prótesis que logra rotarlo alrededor de un eje que no es paralelo al giro de la muñeca. Con el pulgar opuesto logra 70N, mientras que en la presión lateral 60N. Pesa aproximadamente 420g.

Como innovación, esta prótesis ofrece nuevos GdL activos en la muñeca. Empleando más señales mioeléctricas y un nuevo sistema de actuación, reproduce los movimientos de pronosupinación y flexión-extensión (sistema lanzado en 2014).

Bebionic 3 (2012)

Cita de imagen

Prótesis comercial que en su tercera versión consigue 6 GdL actuados por 5 motores CD. El movimiento se transmite mediante un husillo que desplaza al mecanismo de 4 barras —similar al utilizado por la Vincent Hand— auxiliado por una pequeña ranura que funge como guía. En la presión de pinza de ramas largas con tres dedos (tripod pinch) consigue 36.6N, en la presión lateral 26.5N y en el de fuerza con la mano completa 140.1N.

Cabe destacar que ésta prótesis cuenta con un botón en su cara dorsal que permite realizar al paciente 4 funciones:

- Encendido/Apagado
- Agarres primarios/secundarios (ambos con/sin oposición del pulgar)
- Encendido/Apagado del módulo de configuración a través de Radio Frecuencia
- Encendido/Apagado del modo guante (para colocar el guante)

Existen diversos modelos que, dependiendo de las funciones en la muñeca, pesan entre 550 y 598g.

Primer prótesis de mano disponible en el mercado. Basada en sus predecesoras, esta prótesis cuenta con 6 GdL operados por 5 motores Maxon para la flexión de los dedos, siendo pasiva la oposición del pulgar. Mientras que en la sección del carpo se tienen disponibles los siguientes movimientos:

- Pronosupinación: activo
- Flexión-extensión: pasivo
- Desviación lateral: pasivo

Conserva la misma fuerza máxima de agarre de 136N, un chasis de aluminio y su funcionamiento es muy similar al de la Vincent Hand, integrando un tornillo sin fin en la transmisión. Actualmente la i-limb Ultra Revolution posee oposición activa del pulgar y puede ser controlada a través de una aplicación para iPhone (2013). La versión más grande pesa 640g.

Mano robótica creada para diversos propósitos, ya sea en prótesis, neurociencias, o asistentes robóticos. Posee diseño y tamaño antropomórficos. Cuenta con 11 GdL (2 en cada dedo trifalángico y 3 en el pulgar) actuados por 5 motores distribuidos de la siguiente manera: 2 en el pulgar (1 para flexión y otro para oposición), 1 en el índice, 1 en el medio y el restante para el mecanismo de anular y meñique. La transmisión está conformada por chicotes a través de los cuales se alcanza una fuerza máxima de tensión de 40N. Integra sensores de corriente, fuerza y posición, además de switches que limitan el movimiento de los dedos. Logra 35N en la presión con toda la mano y 7N en la presión lateral. Pesa 640g.

En su aplicación como prótesis, es la primera en devolver sensibilidad al usuario. Dennis Aabo Sørensen se convirtió en el primer ser humano con una prótesis de este tipo al implantarse quirúrgicamente electrodos transneurales en los nervios de su brazo dañado, los cuales retransmiten las señales eléctricas a su sistema nervioso.

Prótesis comercial de 3 dedos, aunque con un guante cosmético de 5. Funciona con un solo motor CD que mueve un mecanismo de pinza (1GdL). Consigue una fuerza máxima de agarre de 100N y pesa aproximadamente 460g.

I-limb Ultra (2011)



Cita de imagen

IH2 AZURRA HAND (2014)



Cita de imagen

SensorHand (2011)

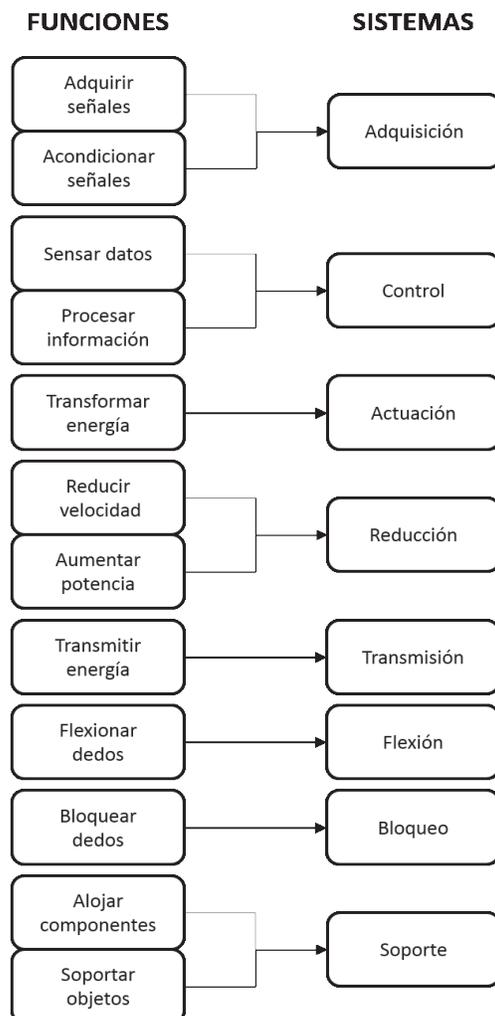


Cita de imagen

2.3 Sistemas implementados en la actualidad

Pocas partes del cuerpo humano son tan importantes y complejas como la mano. Solo la perfecta interacción de nervios, tendones, un total de 27 huesos, 39 músculos y 36 articulaciones permiten realizar las actividades cotidianas.

Hacer una prótesis de mano de calidad aceptable requiere de un enorme esfuerzo, no solo en el campo de la mecatrónica sino también en neurociencia, ingeniería eléctrica, ciencias cognitivas, procesamiento de señales, diseño de baterías, nano-tecnología, y ciencias del comportamiento, entre otras. Para obtener una prótesis que emule en buena forma la dinámica del miembro amputado es necesario que el diseño satisfaga ciertas especificaciones, las exigencias de alta funcionalidad, resistencia, falta de fallos, gran velocidad y fuerza de agarre se deben equilibrar con el deseo de un peso escaso, bajo consumo de energía y una apariencia atractiva.



Cada sistema contempla una o varias funciones. Tras haber analizado los sistemas en diversas prótesis y manos robóticas se llegó a la conclusión de la existencia de ocho sistemas básicos para un funcionamiento óptimo.

Las señales de entrada son el primer paso de este proceso, ya que dictarán el comportamiento final de la prótesis. En la mayoría de los casos analizados se tratan señales EMG, sin embargo en ARTS Lab de la Scuola Superiore de Sant' Anna existen algunos desarrollos que se pretende sean controlados por medio de señales eferentes (CyberHand y Smart Hand). Una vez acondicionadas las señales son procesadas mediante un sistema de control que se encargará de mantener en todo momento a la prótesis en correcto funcionamiento. Generar la potencia requiere de energía mecánica, derivada de un actuador que transforma la energía de entrada y produce un movimiento que posteriormente se ve alterado reduciendo su velocidad y aumentando su torque. Al transmitir dicho movimiento se logra la flexión y extensión de los dedos.

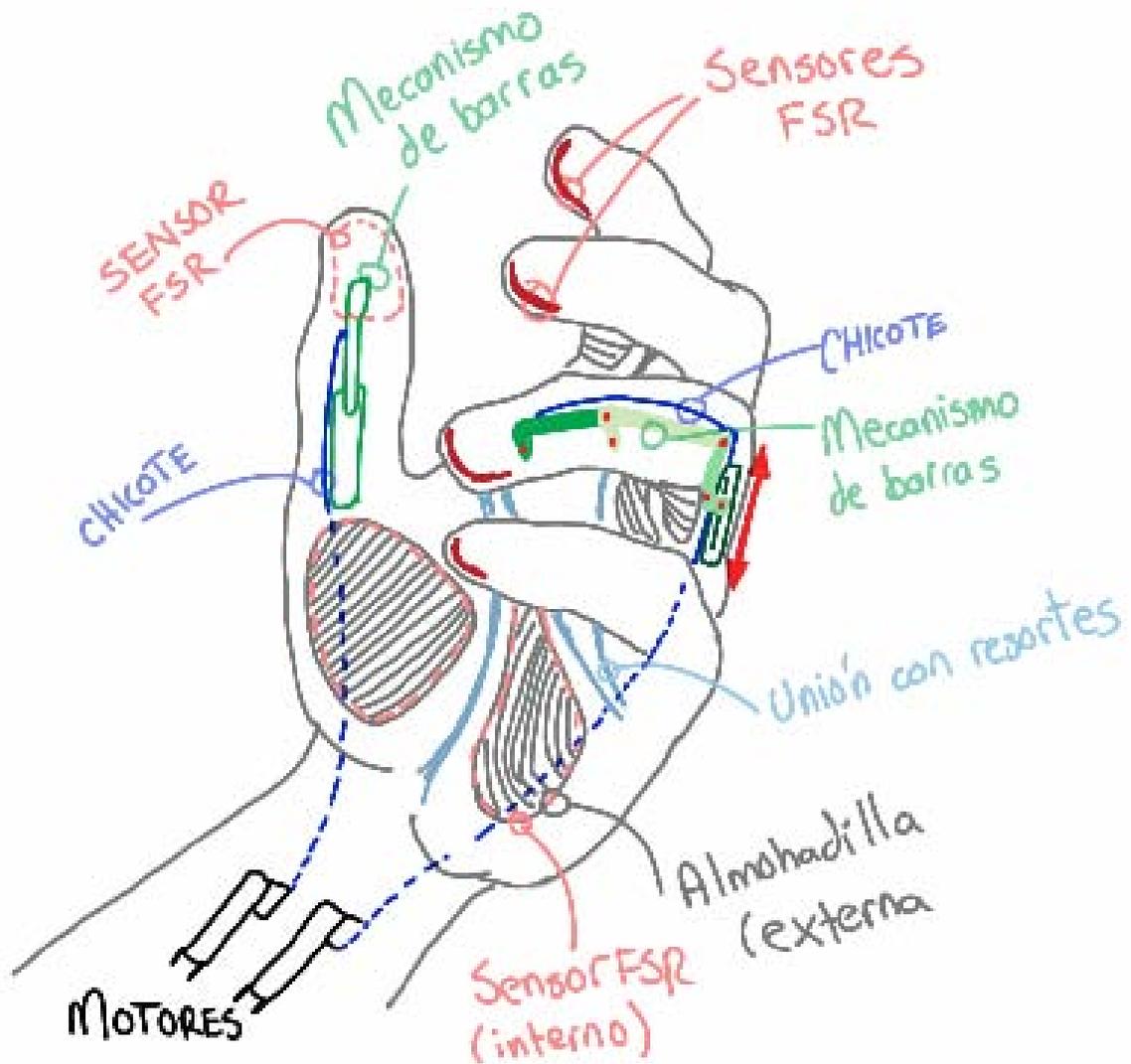
Para conseguir un mejor agarre, es necesario trasladar la fuerza concentrada en la palma de la mano a los cinco dedos mediante un diseño antropomórfico de la misma. Una vez asido el objeto, se busca mantener o corregir la fuerza de sujeción con el menor consumo posible de energía, por lo que se recurre a un sistema de bloqueo o retención. Mientras todo esto sucede, una estructura debe alojar y soportar todos los elementos.

En la actualidad, una de las principales dificultades que se presentan en el desarrollo de prótesis de mano es la capacidad de conjuntar precisión y fuerza, obteniendo de forma simultánea el mayor provecho de ambas. En el desarrollo de este trabajo se contemplan siete sistemas –que interactúan entre sí– para combinar armoniosamente estas características. La adquisición de señales EMG es un proyecto que se está desarrollando actualmente en el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica (CDMIT) de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, por lo que este proyecto contempla utilizar señales eléctricas a la entrada para su desarrollo.

“Todo lo que es hecho, todo lo humano de la Tierra es hecho por manos.”

(Ernesto Cardenal)

III. ESPECIFICACIONES Y DISEÑO CONCEPTUAL



Prótesis de mano curvada

3.1 Especificaciones

Durante la última década, en el Centro de Diseño, Manufactura e Innovación Tecnológica (CDMIT) de la Facultad de Ingeniería –bajo el proyecto de prótesis inteligentes a cargo del Dr. Jesús Manuel Dorador González– se ha trabajado en el desarrollo de una prótesis inteligente de miembro superior logrando importantes avances en prótesis de mano reflejados en la fabricación de tres prototipos.

Gran parte del desempeño de una prótesis está determinado por la precisión y la fuerza que pueda alcanzar. Entre mayor sea su capacidad para asir con tales características, la prótesis será más útil para desarrollar tareas funcionales. Están integradas por diversos sistemas que interactúan entre sí, cada sistema realiza una o varias funciones que en caso de presentar un bajo desempeño, repercutirá directamente en el de la prótesis.

En el trabajo realizado por el alumno de posgrado en ingeniería mecánica Julio César Díaz Montes, como resultados se proponen criterios de evaluación para cuantificar el efecto negativo de las funciones en el desempeño total de la prótesis y se presentan las especificaciones generales que definen a una prótesis con precisión y de fuerza como sigue:

PRENSIONES	Oposición terminal	Oposición subterminal	Oposición Subterminolateral	Prensión en gancho	Prensión palmar
FUERZA	Ejercer 32N	Ejercer 32N	Ejercer 32N	Sostener 200N	Ejercer 95N
PRECISIÓN	Sujetar objetos mayores a 1mm de ancho o diámetro Levantar objetos mayores a 10mm de alto o diámetro		Sujetar objetos mayores a 1mm de ancho o diámetro		Sujetar objetos menores de 80mm de ancho o diámetro

Tabla3.1 Especificaciones generales para una prótesis de mano con precisión y de fuerza. (Díaz Montes, año de la Tesis)

A lo largo de su proceso de rehabilitación, el paciente comprende que jamás volverá a recuperar la funcionalidad cotidiana de su miembro perdido. Al presentarle las diversas soluciones existentes, por muy avanzada que sea la tecnología, el paciente no busca realizar actividades de manipulación con su prótesis; sino de sujeción para auxiliar la manipulación fina del medio que realiza con la extremidad que conserva.

Tras observar las necesidades primordiales de los pacientes, se concluyó que **esta etapa del desarrollo protésico contempla cumplir con las especificaciones de oposición terminal**, por lo que acorde con el objetivo trazado: el diseño y la selección de concepto para cada sistema será guiada por dicha especificación.

3.2 Diseño Conceptual

Para concebir el prototipo de prótesis de mano se empleó un método estructurado por tres etapas. Comenzando por las especificaciones objetivo y la investigación de diversos proyectos existentes basados en las necesidades del paciente. Como resultado se obtuvo un conjunto de conceptos para cada sistema, de los cuales –a partir de ciertos criterios de evaluación dados y consideraciones propuestas por el equipo de trabajo– solo algunos se consideraron para la subsiguiente actividad de selección de concepto final. Durante las primeras dos etapas se pretende descartar la mayor cantidad de soluciones posibles.

La etapa de generación de conceptos es considerada la más importante, ya que de la calidad del concepto fundamental dependerá en gran medida el diseño en su totalidad. Se trata de una descripción aproximada de la tecnología a implementar, de sus principios de funcionamiento y de su geometría.

Tras haber observado y analizado diversos sistemas se realizó la descomposición funcional generando un diagrama de entendimiento general del problema.

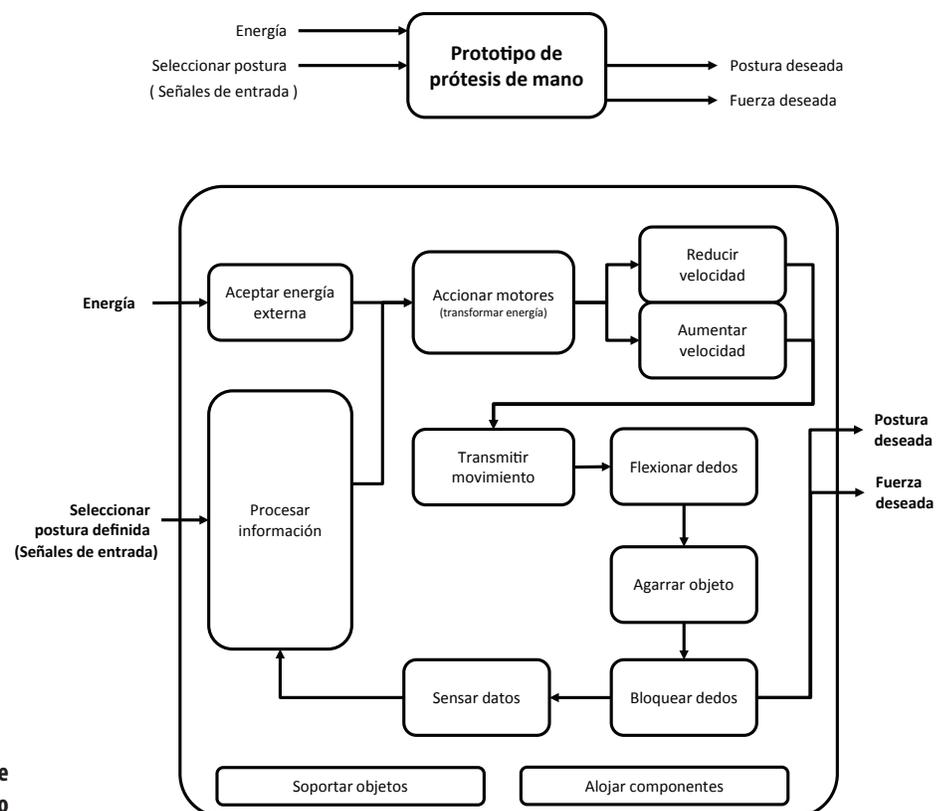


Figura 3.2 Diagrama funcional del prototipo de prótesis de mano

3.3 Generación de concepto

Soluciones al s

Adquirir señales	Acondicionar señales	Procesar señales	Bloquear dedos	Reducir velocidad	Aumentar potencia
Sistema de adquisición		Sistema de control	Sistema de bloqueo	Sistema de reducción	

Módulo de digitalización
Tarjeta de adquisición de datos (DAQ)

Proporcional
 Retroalimentación de estados
 Optimo (LQR)
 Fuzzy Logic Control
 Adaptativo
 On-off

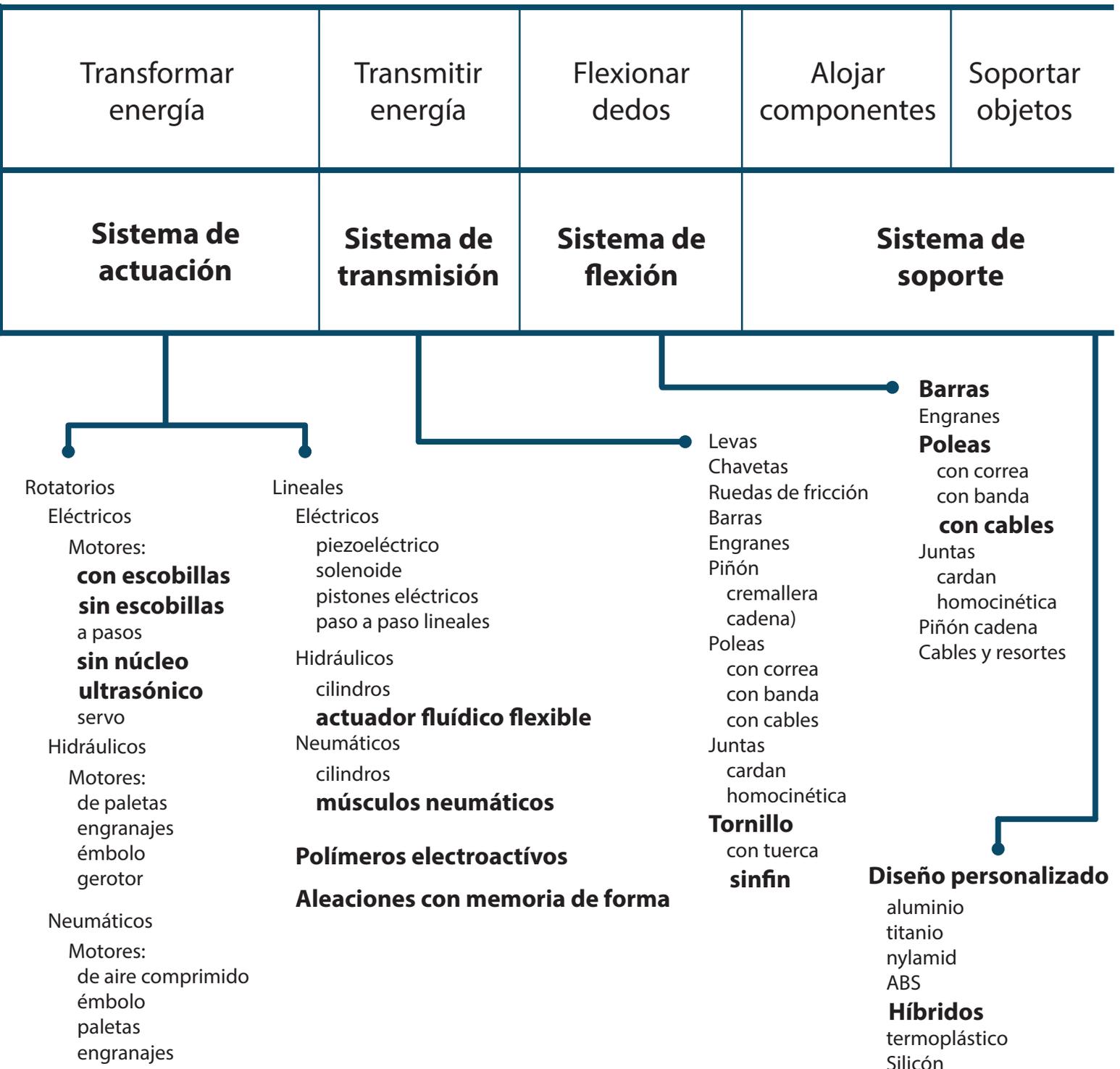
Trinquete
 Rueda bloqueadora
 Freno de llanta
 Hebilla

Tornillo sin fin
 Mecanismo cámara y cuña
 Fluido magnetoreológico
 Fluido electroreológico

Tren de engranes
 Ordinarios
 Simples
 Compuestos
Planetarios
 Tornillo sin fin y corona
 Ruedas de fricción
 Poleas
 con correa
 con banda
 Piñón
 con cremallera
 con cadena

Los conceptos con mayor posibilidad de ser seleccionados fueron marcados en negritas y sus generalidades se revisan a lo largo del capítulo. En el caso de los actuadores, al ser el sistema principal que determina la naturaleza de la prótesis se exploraron diversas alternativas para futuros desarrollos que implicarían nuevas arquitecturas completamente distintas a las convencionales.

subproblema de...



3.3.1 Sistema de adquisición

La adquisición de datos (DAQ) es el proceso de medir con una PC un fenómeno eléctrico o físico como voltaje, corriente, temperatura, presión o sonido. Un sistema DAQ consiste de sensores, hardware de medidas DAQ y una PC con software programable. Comparados con los sistemas de medidas tradicionales, los sistemas DAQ basados en PC aprovechan la potencia del procesamiento, la productividad, la visualización y las habilidades de conectividad de las PCs estándares en la industria proporcionando una solución de medidas más potente, flexible y rentable.

National Instruments, 2015
<http://www.ni.com/>



Sensor y transductor

El término sensor se refiere a un elemento que produce una señal relacionada con la cantidad que se está midiendo. Por ejemplo, un elemento para medir temperatura mediante resistencia eléctrica, la cantidad que se mide es la temperatura, y el sensor transforma una entrada de temperatura en un cambio en la resistencia. Un transductor se define como un elemento que al someterlo a un cambio físico experimenta un cambio relacionado (Bolton, 2006). Entonces los sensores son transductores.

Un sistema de medición puede usar transductores, además de sensores, en otras partes del sistema para convertir señales de una forma dada en otra distinta.

La medida de un fenómeno físico, como la temperatura de una habitación, la intensidad de una fuente de luz o la fuerza aplicada a un objeto, comienza con un sensor. Un sensor, también llamado un transductor, convierte un fenómeno físico en una señal eléctrica que se puede medir. Dependiendo del tipo de sensor, su salida eléctrica puede ser un voltaje, corriente, resistencia u otro atributo eléctrico que varía con el tiempo. Algunos sensores pueden requerir componentes adicionales y circuitos para producir correctamente una señal que puede ser leída con precisión y con toda seguridad por un dispositivo DAQ. Sensores más comunes:

Sensor

*Termopar, RTD, Termistor
 Fotosensor
 Micrófono
 Galga Extensiométrica, Transductor Piezoeléctrico
 Potenciómetro, LVDT, Codificador Óptico
 Acelerómetro
 Electrodo pH*

Fenómeno

*Temperatura
 Luz
 Sonido
 Fuerza y Presión
 Posición y Desplazamiento
 Aceleración
 pH*

Componentes clave de medidas para un dispositivo DAQ

El hardware DAQ actúa como la interfaz entre una PC y señales del mundo exterior. Funciona principalmente como un dispositivo que digitaliza señales analógicas entrantes para que una PC pueda interpretarlas. Los tres componentes clave de un dispositivo DAQ usado para medir una señal son el circuito de acondicionamiento de señales, convertidor analógico-digital (ADC) y un bus de PC. Varios dispositivos DAQ incluyen otras funciones para automatizar sistemas de medidas y procesos. Por ejemplo, los convertidores

digitales-analógicos (DACs) envían señales analógicas, las líneas de E/S digital reciben y envían señales digitales y los contadores/temporizadores cuentan y generan pulsos digitales.

Acondicionamiento de Señales

Las señales de los sensores o del mundo exterior pueden ser ruidosas o demasiado peligrosas para medirse directamente. El circuito de acondicionamiento de señales manipula una señal de tal forma que es apropiado para entrada a un ADC. Este circuito puede incluir amplificación, atenuación, filtrado y aislamiento. Algunos dispositivos DAQ incluyen acondicionamiento de señales integrado diseñado para medir tipos específicos de sensores.

Convertidor Analógico Digital (ADC)

Las señales analógicas de los sensores deben ser convertidas en digitales antes de ser manipuladas por el equipo digital como una PC. Un ADC es un chip que proporciona una representación digital de una señal analógica en un instante de tiempo. En la práctica, las señales analógicas varían continuamente con el tiempo y un ADC realiza "muestras" periódicas de la señal a una razón predefinida. Estas muestras son transferidas a una PC a través de un bus, donde la señal original es reconstruida desde las muestras en software.

Bus de la PC

Los dispositivos DAQ se conectan a una PC a través de una ranura o puerto. El bus de la PC sirve como la interfaz de comunicación entre el dispositivo DAQ y la PC para pasar instrucciones y datos medidos. Los dispositivos DAQ se ofrecen en los buses de PC más comunes, incluyendo USB, PCI, PCI Express y Ethernet. Recientemente, los dispositivos DAQ han llegado a estar disponibles para 802.11 Wi-Fi para comunicación inalámbrica. Hay varios tipos de buses y cada uno de ellos ofrece diferentes ventajas para diferentes tipos de aplicaciones.

Dependiendo de sus requerimientos, diversos productos terminados utilizan sistemas embebidos de propósito específico para su control, como es el caso de las prótesis.

Componentes de software de un sistema DAQ

Una PC con software programable controla la operación del dispositivo DAQ y es usada para procesar, visualizar y almacenar datos de medida. Diferentes tipos de PCs son usadas en diferentes tipos de aplicaciones. Una PC de escritorio se puede utilizar en un laboratorio por su poder de procesamiento, una laptop se puede utilizar por su portabilidad o una PC industrial se puede utilizar en una planta de producción por su robustez.

Software Controlador

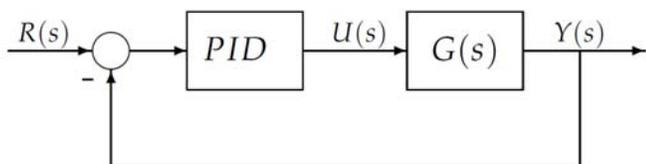
El software controlador ofrece al software de aplicación la habilidad de interactuar con un dispositivo DAQ. Simplifica la comunicación con el dispositivo DAQ al abstraer comandos de hardware de bajo nivel y programación a nivel de registro. Generalmente, el software controlador DAQ expone una interfaz de programación de aplicaciones (API) que es usada en un entorno de programación para construir software de aplicación.

Software de Aplicación

El software de aplicación facilita la interacción entre la PC y el usuario para adquirir, analizar y presentar datos de medidas. Puede ser una aplicación pre-construida con funcionalidad predefinida o un entorno de programación para construir aplicaciones con funcionalidad personalizada. Las aplicaciones personalizadas generalmente son usadas para automatizar múltiples funciones de un dispositivo DAQ, realizar algoritmos de procesamiento de señales y mostrar interfaces de usuario personalizadas.

3.3.2 Sistema de Control

La familia de controladores PID mostraron ser robustos en muchas aplicaciones y son los que más se utilizan en la industria. La estructura de un controlador PID es simple, aunque su simpleza es también su debilidad, dado que limita el rango de plantas donde pueden controlar en forma satisfactoria (existe un grupo de plantas inestables que no pueden ser estabilizadas con ningún miembro de la familia PID).



Considerando un lazo de control de una entrada y una salida de un grado de libertad.

Los miembros de la familia de controladores PID, incluyen tres acciones: proporcional (P), integral (I) y derivativa (D). Estos controladores son los denominados P, I, PI, PD y PID.

P: acción de control proporcional, da una salida del controlador que es proporcional al error, es decir: $u(t) = K_p e(t)$, que descripta desde su función transferencia queda:

$$C_p(s) = K_p$$

donde K_p es una ganancia proporcional ajustable. Un controlador proporcional puede controlar cualquier planta estable, pero posee desempeño limitado y error en régimen permanente (off-set).

I: acción de control integral: da una salida del controlador que es proporcional al error acumulado, lo que implica que es un modo de controlar lento.

$$u(t) = K_i \int_0^t e(\tau) d\tau \quad C_i(s) = \frac{K_i}{s}$$

La señal de control $u(t)$ tiene un valor diferente de cero cuando la señal de error $e(t)$ es cero. Por lo que se concluye que dada una referencia constante, o perturbaciones, el error en régimen permanente es cero.

PI: acción de control proporcional-integral, se define mediante

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau$$

donde T_i se denomina tiempo integral y es quien ajusta la acción integral. La función de transferencia resulta:

$$C_{PI}(s) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} \right)$$

Con un control proporcional, es necesario que exista error para tener una acción de control distinta de cero. Con acción integral, un error pequeño positivo siempre nos dará una acción de control creciente, y si fuera negativo la señal de control será decreciente. Este razonamiento sencillo nos muestra que el error en régimen permanente será siempre cero.

Muchos controladores industriales tienen solo acción PI. Se puede demostrar que un control PI es adecuado para todos los procesos donde la dinámica es esencialmente de primer orden. Lo que puede demostrarse en forma sencilla, por ejemplo, mediante un ensayo al escalón.

PD: acción de control proporcional-derivativa, se define mediante:

$$u(t) = K_p e(t) + K_p T_d \frac{de(t)}{dt}$$

donde T_d es una constante denominada tiempo derivativo. Esta acción tiene carácter de previsión, lo que hace más rápida la acción de control, aunque tiene la desventaja importante que amplifica las señales de ruido y puede provocar saturación en el actuador.

La acción de control derivativa nunca se utiliza por sí sola, debido a que sólo es eficaz durante periodos transitorios. La función transferencia de un controlador PD resulta:

$$C_{PD}(s) = K_p + sK_pT_d$$

Cuando una acción de control derivativa se agrega a un controlador proporcional, permite obtener un controlador de alta sensibilidad, es decir que responde a la velocidad del cambio del error y produce una corrección significativa antes de que la magnitud del error se vuelva demasiado grande. Aunque el control derivativo no afecta en forma directa al error en estado estacionario, añade amortiguamiento al sistema y, por tanto, permite un valor más grande que la ganancia K , lo cual provoca una mejora en la precisión en estado estable.

PID: acción de control proporcional-integral-derivativa, esta acción combinada reúne las ventajas de cada una de las tres acciones de control individuales. La ecuación de un controlador con esta acción combinada se obtiene mediante:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau + K_p T_d \frac{de(t)}{dt}$$

y su función transferencia resulta:

$$C_{PID}(s) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right)$$

3.3.3 Sistema de Bloqueo Engranaje Sinfín

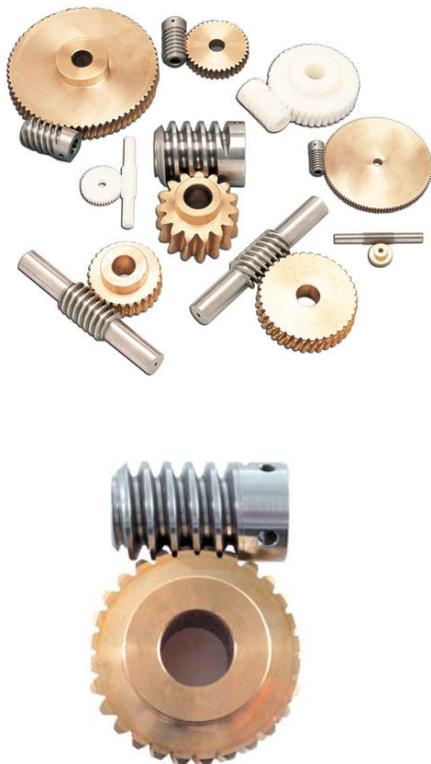


Fig.3.5 Juegos de engranaje sinfín de una sola envoltura (<http://www.directindustry.es/>)

Un engranaje sinfín está formado por un tornillo sinfín y una rueda helicoidal, como se observa en la Figura __. Este engranaje une flechas que no son paralelas y que no se cruzan, por lo común en ángulo recto una con la otra. El tornillo sinfín es un engrane helicoidal, con un ángulo de hélice tan grande que un solo diente se enrolla de manera continua alrededor de su circunferencia. El tornillo sin fin se parece a la rosca de un tornillo común, y la rueda es como una tuerca. La distancia que un punto sobre el engrane acoplado (tuerca) se mueve axialmente en una revolución del tornillo sinfín se conoce como avance L , y el avance dividido entre la circunferencia de paso $\pi \cdot d$ del tornillo sinfín es la tangente de su ángulo de avance λ .

$$\tan \lambda = \frac{L}{\pi d}$$

Los tornillos sinfín tienen sólo un diente (o rosca) y, por lo tanto, es posible crear razones tan grandes como el número de dientes de la rueda respectiva. **Esta capacidad de conseguir elevadas razones en un volumen compacto es una de las ventajas principales del tornillo sinfín sobre otras posibles configuraciones de engranaje**, la mayor parte de las cuales están limitadas a una razón de 10:1 por cada par de engranes. Es posible producir engranajes de sinfín con razones de 1:1 hasta 360:1, aunque el rango usual disponible en catálogo es de 3:1 hasta 100:1. Las razones superiores a 6:1 por lo general tienen un tornillo sinfín de una sola rosca, y las razones inferiores a dicho valor a menudo utilizan tornillo sinfín de rosca múltiple. El número de roscas en el tornillo sinfín también se conoce como número de inicios. Un tornillo sinfín de dos o tres inicios pudiera aplicarse, por ejemplo, para un engranaje de sinfín de baja razón. El paso axial p_x del tornillo sinfín es igual al paso circular P_c de la rueda helicoidal y está relacionado con el avance L según el número de inicios escogidos o el número de dientes N_w en el tornillo sinfín.

$$p_x = \frac{L}{N_w} = P_c = \frac{\pi d_g}{N_g}$$

dónde d_g es el diámetro de paso y n_g es el número de dientes en la rueda. el número de inicios N_w por lo general es de entre 1 y 10 para engranajes de sinfín comerciales Aunque en juegos de engranajes de sinfín grandes es posible recurrir a muchos más inicios.

Otra ventaja de los engranajes de sinfín sobre otros tipos de engranajes es su capacidad de autobloqueo. Si el engranaje de sinfín es de autobloqueo, no gira hacia atrás, es decir, un par de torsión aplicado a la rueda helicoidal no hará girar al tornillo sinfín. Un engranaje de sinfín autobloqueante sólo puede ser impulsado hacia delante desde el tornillo sin fin hacia la rueda. Por ello suele utilizarse para sujetar cargas, como al elevar un automóvil. Un engranaje sin fin particular será o no autobloqueante dependiendo de varios factores, incluyendo la relación de $\tan \lambda$ al coeficiente de fricción μ , el acabado superficial, la lubricación y la vibración por lo general el autobloqueo ocurre con ángulos de avance inferiores a seis grados y puede presentarse con ángulos de avance tan elevados como 10 grados.

Un juego de una sola envoltura (como se ve en la figura__) envuelve parcialmente el diente de la rueda alrededor del tornillo sinfín. Un juego de doble envoltura también envuelve parcialmente el de la rueda, haciendo que el tornillo sin fin tenga una forma de reloj de arena, en vez de cilindro. Estas configuraciones incrementan la complejidad y el costo de su fabricación, pero también aumentan la capacidad de carga. Ambos tipos son comerciales.



Fig. 3.6 Juego de engranaje sinfin de doble envoltura
(<http://www.directindustry.es/>)

Anti-backlash Wormwheels (hpc)



Fig. 3.7 Corona de precisión anti-juego
(<http://www.hpcgears.com/>)

Uno de los principales criterios al evaluar engranes o coronas precisos es su capacidad de mantenerse en la misma posición al hacer contacto entre dientes para evitar saltos entre los mismos o reacciones de golpe en cualquier sentido. La corona anti-backlash (antijuego) está diseñada con dos secciones de dientes desfasadas ligeramente una de otra para evitar tal efecto. Lo que se podría considerar como triple envoltura.

Trinquete

Los trinquetes tienen como misión impedir el giro de un eje en un sentido y permitirlo en el otro. Constan, básicamente, de una rueda dentada y de una uñeta, que se introducen entre los dientes de la rueda por efecto de un muelle o por su propio peso. La uñeta tiene la colocación idónea para impedir el giro en un sentido y permitirlo en el otro.

Los trinquetes se pueden clasificar en:

Reversibles. Permiten variar el sentido del bloqueo según interese en cada momento.

No reversibles. Siempre bloquean el sentido de giro en la misma dirección.

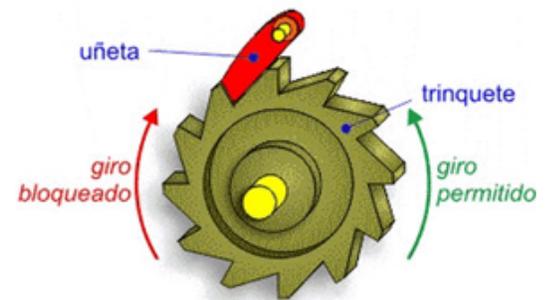
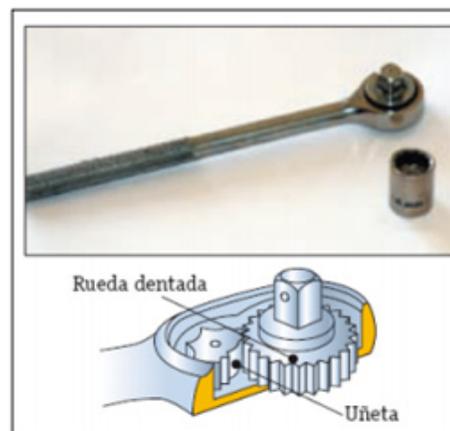


Fig. 3.8 Aplicación comercial del trinquete

Trinquetes		
Exteriores	Interiores	Frontales

Piñón-cremallera

Este mecanismo convierte el movimiento circular de un piñón en uno lineal continuo por parte de la cremallera, que no es más que una barra rígida dentada. Este mecanismo es reversible, es decir, el movimiento rectilíneo de la cremallera se puede convertir en un movimiento circular por parte del piñón. En el primer caso, el piñón al girar y estar engranado a la cremallera, empuja a ésta, provocando su desplazamiento lineal.

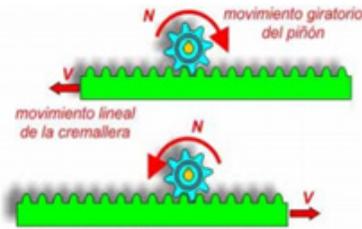


Fig.3.9 Mecanismo Piñón-Cremallera

Aunque el sistema es perfectamente reversible, su utilidad práctica suele centrarse solamente en la conversión de circular en lineal continuo, siendo muy apreciado para conseguir movimientos lineales de precisión (caso de microscopios u otros instrumentos ópticos como retroproyectors), desplazamiento del cabezal de los taladros sensitivos, movimiento de puertas automáticas de garaje, sacacorchos, regulación de altura de los trípodes, movimiento de estanterías móviles empleadas en archivos, farmacias o bibliotecas, cerraduras.

Características

La relación entre la velocidad de giro del piñón (N) y la velocidad lineal de la cremallera (V) depende de dos factores: el número de dientes del piñón (Z) y el número de dientes por centímetro de la cremallera (n).

Por cada vuelta completa del piñón la cremallera se desplazará avanzando tantos dientes como tenga el piñón. Por tanto se desplazará una distancia:

$$d = z/n$$

y la velocidad del desplazamiento será:

$$V = N \cdot (z/n)$$

Modelo de Sistema Básico.

El movimiento rotacional del piñón se transforma en un movimiento traslacional de la cremallera. Considerando primero el piñón. El par neto que actúa en él es ($T_{ent} - T_{sal}$). Por lo tanto, al considerar el momento de inercia del elemento y suponiendo que el amortiguamiento es despreciable:

$$T_{ent} - T_{sal} = I \, dw/dt$$

Donde I es el momento de inercia del piñón y w su velocidad angular. La rotación del piñón produce la velocidad de translación v de la cremallera. Si el piñón tiene radio r , entonces $v = rw$. Por lo tanto

$$T_{ent} - T_{sal} = I/r \, dv/dt$$

Ahora considerando la cremallera. Existe una fuerza T/r que actúa sobre ella producida por el piñón. Si la fuerza de fricción es cv , la fuerza neta es

$$T_{sal}/r - cv = m \, dv/dt$$

Eliminando T_{sal} de las dos ecuaciones, se obtiene:

$$T_{ent} - rcv = (I/r + mr) \, dv/dt$$

Por lo tanto

$$dv/dt = (r / (I + mr^2)) (T_{ent} - rcv)$$

El resultado es una ecuación diferencial de primer orden que describe como se relaciona la salida con la entrada.



Fig.3.10 Relación de Velocidad Piñón-Cremallera

3.3.4 Sistema de Actuación

El sistema de actuación es el encargado de generar un efecto empleando la energía suministrada al sistema. Transforma la energía de entrada en una de salida según sea requerido. Comúnmente es necesario tener energía mecánica a la salida de un sistema, ya que se puede transformar en trabajo mecánico de manera directa mediante un dispositivo mecánico y generar movimiento. En cambio, a la entrada, el actuador es típicamente alimentado con energía hidráulica, neumática o eléctrica, de lo que deriva su naturaleza.

Un motor de automóvil, por ejemplo, emplea la energía química de un combustible que a través de explosiones repetitivas generadas en la cámara de combustión producen el movimiento del pistón para convertirla en energía mecánica que finalmente y tras una secuencia de conversiones de movimiento permiten el desplazamiento del automóvil.

Los actuadores hidráulicos requieren de mucho equipo de suministro de energía, así como de mantenimiento periódico. Son integrados a los procesos cuando lo que se requiere es potencia. Desde el punto de vista de precisión y también de mantenimiento, las aplicaciones de los modelos neumáticos también son limitadas a posicionamientos simples. Cuando se requiere de un mayor control sobre el sistema, los actuadores eléctricos o electrónicos son los elegidos.

Por las condiciones de espacio requeridas, el control y la fuente de energía principalmente, la tecnología seleccionada son los EC Motors. De otro modo, habría que miniaturizar los sistemas, como fue en el caso de la Fluid Hand. A continuación la matriz de decisión.

	Hidráulicos	Neumáticos	Eléctricos
Mantenimiento	1	1	3
Potencia	3	2	2
Control	1	1	3
Alimentación	1	1	3
Precio	1	2	2
Dimensión	1	1	3

Figura 3.13 Matriz de decisión del tipo de sistema de actuación.

Motor con escobillas



Fig. 3.14 Composición de un Motor con escobillas

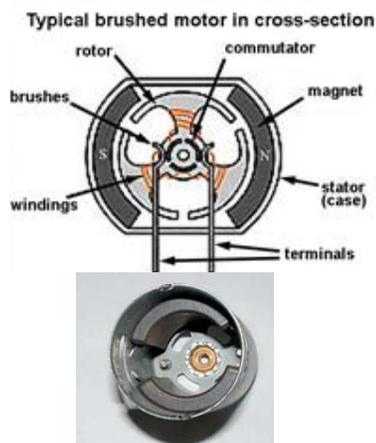


Fig. 3.15 Elementos de un motor con escobillas.

La disposición básica de un motor con escobillas consiste de un par de magnetos estacionarios y permanentes posicionados en la parte interna de la capa exterior. Un magneto será un Polo Norte y el otro el Sur.

Principio de funcionamiento

El principio básico de un motor de CD: una espira de alambre que gira de manera libre en medio del campo de un imán permanente. Cuando por el devanado pasa una corriente, las fuerza resultantes ejercidas en sus lados y en ángulo recto al campo producen fuerzas que actúan a cada lado produciendo rotación. Sin embargo, para que la rotación continúe, cuando el devanado pasa por la posición vertical se debe invertir la dirección de la corriente. Los devanados se montan en las ranuras de un cilindro de material magnético conocido como armadura. La armadura está montada en cojinetes y puede girar. Se monta en el campo magnético producido por los polos de campo que pueden ser, para pequeños motores, imanes permanentes o electroimanes, cuyo magnetismo se obtiene mediante una corriente que circula por los devanados de campo. Los extremos de los devanados de la armadura se conectan con los segmentos adyacentes de un anillo segmentado conocido como conmutador y el contacto eléctrico con los segmentos se logra por los contactos de carbón llamados escobillas. Conforme la armadura gira, el conmutador invierte la corriente de cada uno de los devanados al desplazarse por los polos de campo. Esto es necesario para que las fuerzas que actúan en el devanado sigan actuando en la misma dirección y la rotación continúe. La dirección de rotación del motor se invierte al invertir la corriente de campo o la corriente de armadura.

Si se gira manualmente el eje del motor, el motor actuará como un generador y producirá corriente. Cuando conecta el motor a una batería, la corriente pasa a través del motor y causa que gire. Pero mientras el motor gira más y más rápido, produce también una corriente (conocida como back-emf) que lucha con la corriente que ingresa desde la batería.

El torque que produce el motor es directamente proporcional con el número de vueltas que la bobina tiene y la corriente que fluye a través de ellas. Entonces, mientras el motor acelera, la corriente opuesta (back-emf) dará como resultado que menos corriente de la batería fluya al motor. El torque disminuye cuando disminuye la corriente. Eventualmente Ud. llega a un punto donde el torque producido no puede superar la fricción y otras pérdidas en el rotor y el motor deja de acelerar.

Ventajas del motor con escobillas

- Dos cables de control
- Escobillas reemplazables para larga vida
- Bajo costo de la construcción
- Control sencillo y de bajo costo
- El controlador no es necesario para velocidades fijas
- Opera en ambientes extremos, debido a la falta de la electrónica

Desventajas del motor con escobillas

- El mantenimiento periódico es necesario
- Relación Velocidad / torque es moderadamente plana. A velocidades más altas, la fricción de las escobillas aumenta, reduciendo así torque útil
- Pobre disipación de calor debido a la construcción interna del rotor
- Alta inercia del rotor que limita las características dinámicas
- Bajo rango de velocidad debido a las limitaciones mecánicas de las escobillas
- El arco eléctrico genera ruido que causa interferencia electromagnética.

3.3.5 Sistema de Reducción

Fórmula de la potencia
 $W = F V$

Los motores eléctricos de corriente continua o alterna son actuadores muy potentes. No obstante, giran a demasiada velocidad como para poder utilizarlos en aplicaciones robóticas. **El sistema de reducción es el encargado de aumentar o disminuir la velocidad** según sea requerido, teniendo efectos inversamente proporcionales en el torque a entregar al subsecuente sistema. Habitualmente están compuestos por engranes.

Los reductores mecánicos de velocidad se pueden contar entre los inventos más antiguos de la humanidad y actualmente se emplean prácticamente en cada máquina que tengamos a la vista, desde el más pequeño reductor capaz de cambiar y combinar velocidades de giro en un reloj de pulsera, cambiar velocidades en un automóvil, hasta enormes motorreductores capaces de dar tracción en buques de carga, molinos de cemento o bien grandes máquinas cavadoras de túneles.

En este caso, el tipo de actuador define directamente el tipo de reducción a utilizar. Primariamente debido a las dimensiones y la fuerza requeridas, se elegirá uno con el mismo diámetro para facilitar el acoplamiento y al que posea la mayor relación de reducción.

Otra consideración es el desplazamiento a realizar en un tiempo determinado. Aunque en condiciones ideales se buscaría una prensión que luzca natural —aludiendo a la velocidad de los movimientos— los actuadores actuales aún no permiten ni si quiera aproximarnos a lo que una mano humana puede conseguir en centésimas de segundo, sin sacrificar el par.

Trenes de engranes

Los trenes de engranes son mecanismos muy utilizados para transferir y transformar el movimiento rotacional. Se utilizan en toda clase de mecanismos y maquinas, desde abrelatas hasta portaaviones. Se emplean cuando se necesita un cambio en la velocidad o en el par de rotación de un dispositivo que está girando. Por ejemplo, la caja de velocidades de un auto permite al conductor igualar los requerimientos de velocidad y par de rotación para cierta superficie con la potencia disponible del motor.

Trenes de engranes epicíclicos o planetarios.

El tren epicíclico es un dispositivo de dos grados de libertad, en estos se necesitan dos entradas para obtener una salida predecible. En algunas situaciones, como el diferencial automotriz, se proporciona una entrada (el eje motriz), y se obtienen dos salidas (las dos ruedas impulsoras). En otras aplicaciones, como transmisiones automáticas, motores de avión a reducciones de hélice y en transmisiones de bicicleta, se proporcionan dos entradas (una es un engranje fijo, velocidad cero) y el resultado es una salida controlada.

Este sistema consistente en uno o más engranajes externos o planetas que rotan sobre un engranaje central o sol. Típicamente, los planetas se montan sobre un brazo móvil o porta-planetas que a su vez puede rotar en relación al sol. Los sistemas de engranajes planetarios pueden incorporar también el uso de un engranaje anular externo o corona, que engrana con los planetas.

Los trenes planetarios tienen diferentes ventajas sobre los convencionales, entre las cuales destacan: relaciones de tren más altas en paquetes más pequeños, reversión por omisión y salidas bidireccionales, simultaneas, concéntricas con un entrada unidireccional única.

Se requieren de las siguientes ecuaciones para encontrar las velocidades en un tren planetario, siempre que se conozcan los números de dientes y las dos condiciones de entrada.

$$w_{ent} = w_{brazo} + w_{(engrane / brazo)}$$

Ecuación de diferencia de velocidad en función de velocidades angulares propias del sistema.

$$m_v = \pm d_{ent} / d_{sal} \\ = \pm N_{ent} / N_{sal}$$

Relación de velocidad

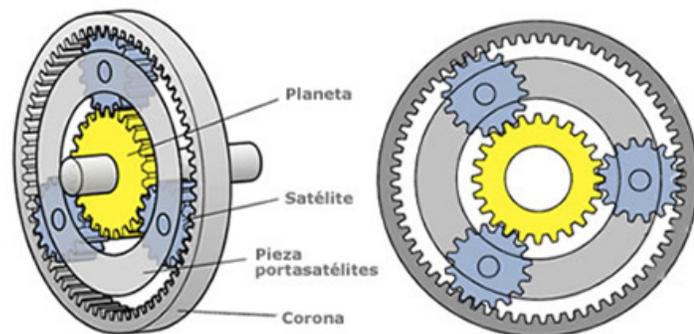


Fig. 3.15 Composición de un tren planetario.

3.3.6 Sistema de Transmisión

Se denomina transmisión a un mecanismo encargado de transmitir potencia entre dos o más elementos, pudiendo alterar la velocidad, la fuerza o el movimiento. Son parte fundamental de los órganos de una máquina.

Al ser energía mecánica la que será intercambiada, se seleccionó una transmisión de la misma naturaleza. Una transmisión mecánica es una forma de intercambiar energía mecánica distinta a las transmisiones neumáticas o hidráulicas, ya que para ejercer su función emplea el movimiento de cuerpos sólidos, como lo son los trenes de engranes, correas y poleas o mecanismos de barras.

En la vida diaria se asocian habitualmente con los automóviles, sin embargo se emplean en una gran variedad de aplicaciones. Desde máquinas simples como la palanca, hasta complejos arreglos que combinan distintos tipos e incluso híbridos. Las transmisiones primitivas comprenden, por ejemplo, reductores y engranajes en ángulo recto en molinos de viento o agua y máquinas de vapor, especialmente para tareas de bombeo, molienda o elevación.

Se observó en las distintas prótesis en desarrollo y en el mercado, que existe un sistema que une la reducción con el que desarrolla la flexión de los dedos. Aunque la reducción y el sistema de flexión-extensión también son tipos de transmisiones en la mayoría de los casos, se les clasificó por separado ya que poseen otras funciones además de la de transmitir.

Debido a que la transmisión de energía por rotación ocupa mucho menos espacio que aquella por traslación, se seleccionaron elementos rotativos para su implementación.

Al revisar la arquitectura de la prótesis destacó la posibilidad de utilizar el tornillo sin fin para resolver parte de los subproblemas de reducción y bloqueo. Además de cambiar la dirección y trasladar la posición de giro de entrada al sistema de flexión.

Mecanismo de barras

Un mecanismo es un dispositivo que transforma el movimiento en un patrón deseable, es un medio de transmisión, control o restricción del movimiento relativo, también se puede definir como un sistema de elementos acomodados para transmitir un movimiento de una forma predeterminada.

La exploración de la cinemática de mecanismos inicia con el estudio e investigación del diseño de eslabonamientos. Los eslabonamientos son los bloques de construcción esenciales de todos los mecanismos. Un eslabón es un cuerpo rígido que posee por lo menos dos nodos (puntos de unión de otros eslabones.)

Una junta es una conexión entre dos o más eslabones la cual permite un movimiento entre los eslabones conectados.

De acuerdo a esto definimos que un mecanismo es una cadena cinemática (ensamble de eslabones y juntas interconectadas de modo que produzcan un movimiento controlado en respuesta a un movimiento suministrado), en el cual por lo menos uno eslabones se ha fijado o sujetado al marco de referencia.

Los mecanismos pueden ser abiertos o cerrados. Un mecanismo cerrado no tendrá puntos de fijación abiertos o nodos, y puede tener uno o más grados de libertad. Un mecanismo abierto con más de un eslabón siempre tendrá más de un grado de libertad, por lo que requiere tantos actuadores como grados de libertad tenga.

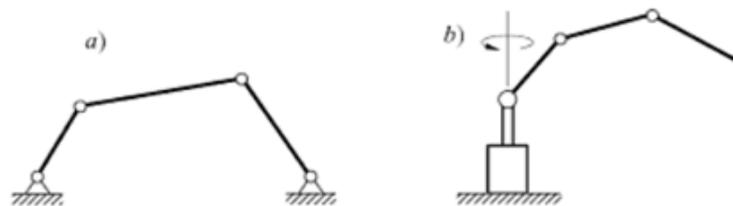


Fig. 3.16 Cadena cinemática a) cerrada y b) abierta

Los mecanismos más simples son los que se pueden esquematizar mediante barras con pares inferiores. Estos mecanismos se utilizan tanto para generar trayectorias de puntos concretos de las bielas o acopladores que reciben el nombre de curvas de acoplador, y para guiar y relacionar el movimiento de diversos miembros.

Es necesario explorar la cinemática y dinámica del dispositivo con respecto a la síntesis de mecanismos para lograr los movimientos o tareas requeridas, así como el análisis de mecanismos para determinar su comportamiento dinámico de cuerpo rígido. Todo ello es con el propósito de desarrollar habilidad para desarrollar mecanismos viables de solución de problemas de ingeniería no estructurados mediante el proceso de diseño.

3.3.7 Sistema de Flexión-Extensión

El sistema de flexión y extensión de los dedos es el encargado de transmitir el movimiento hasta la punta, generando tales efectos para la sujeción de objetos. Existen variadas formas de hacerlo funcionar, entre las que destacan las compuestas por cables y poleas, correas dentadas y articulaciones activas, es decir, articulaciones con actuadores integrados.

Durante los movimientos de flexión y extensión de este sistema, existen dos valores de fuerza que son de especial interés: la fuerza a la entrada y la fuerza a la salida. La relación de estas fuerzas nos habla de la capacidad del sistema para transmitirla. Al ser energía mecánica la que será intercambiada, se seleccionó un sistema de flexión-extensión de la misma naturaleza.

$$RF = \left(\frac{Fs}{Fe} \right) * 100\%$$

Relación de fuerzas

Según investigadores de la Scuola Superiore Sant'Anna y del Centro INAIL RTR, **si se considera únicamente el desempeño para lograr una relación de fuerzas alta en este tipo de aplicaciones, los mecanismos de barras son la mejor alternativa** (Massa, et. al., 2002).

Otras consideraciones importantes son el número de actuadores necesarios para los dedos, así como los grados de libertad. Dicho lo anterior, se seleccionó una transmisión híbrida conformada con barras y cables que ayudan a transmitir de mejor manera la fuerza, reduciendo las pérdidas y evitando las singularidades que en ocasiones se presentan en este tipo de mecanismos.

Se partió de las de las dimensiones del motor que debe ser introducido en la primer falange con el fin de conformar una unidad o subsistema que integre un actuador en la estructura interna del dedo. Para aprovechar de manera más eficiente los espacios, se recomienda considerar las barras del mecanismo como parte de la estructura externa o carcasa y evitarlas en su interior. Agregar barras al mecanismo complicará el diseño y no se obtendrán mejoras considerables en la trayectoria y por consecuencia en su funcionalidad.

Subsistema integrado por: flexión-extensión, transmisión, reducción y actuación con su respectiva parte de la estructura.

Nivel de importancia de los movimientos de las manos

Es más importante tener libre la palma para permitir su movilidad, que mejorar de manera insuficiente y limitada la trayectoria de flexión a través de mecanismos complejos.

Rotación del pulgar
Movilidad de la palma
Flexión de los dedos

Se evaluaron diversas propuestas de mecanismos para su posible implementación mediante el principio de trabajo virtual en la estática. No obstante, en la búsqueda por incluir el motor como parte del subsistema, se consideró de mayor relevancia esta propuesta, manifestándose posteriormente como criterio para el diseño de la unidad. Las dimensiones sobrantes tras introducir el motor a la primer falange son muy limitadas para agregar un mecanismo mayor a cuatro barras.

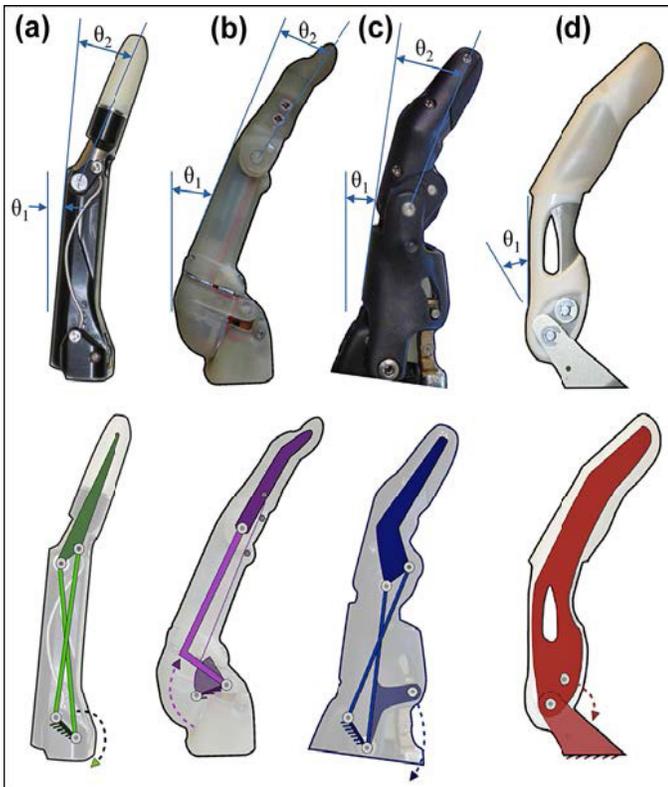


Fig. 3.17 Imágenes de dedos comerciales (arriba). Modelos cinemáticos del mecanismo de acoplamiento en la junta del dedo (abajo). a) Vincent (Vincent Systems), b) iLimb and iLimb Pulse (Touch Bionics), c) Bebionic v2 and Bebionic (RSL Steeper) y d) Michelangelo (Otto Bock). θ_1 = ángulo de la junta metacarpofalángica. θ_2 = ángulo de la junta interfalángica proximal. (Belter, 2013)

Toch Bionics, Vincent Systems, y RSL Steeper proponen en sus respectivas prótesis comerciales, mecanismos similares de 4 barras. Por su parte, Ottobock desarrolló un sistema único de actuación, reducción, transmisión y bloqueo para los dedos trifalángicos que están conformados por una pieza sólida de aleación de metales ligeros.

Al tener mayor información disponible al respecto y siendo el caso más utilizado, se propone un mecanismo de 4 barras con la junta metacarpofalángica actuada directamente y a través del mecanismo en la articulación interfalángica proximal, para el desarrollo de este proyecto. Consiguiendo así la movilidad de dos de las tres juntas conocidas con una trayectoria muy similar a la deseada, que aunada a la curvatura en la palma, permite mayor sujeción de objetos.

Así mismo, para asemejar aún más la trayectoria de la prótesis a la de la mano humana, se plantea a futuro la posibilidad de implementar un motor de doble eje y un mecanismo de 4 barras con junta en la articulación interfalángica distal relacionada proporcionalmente a una transmisión rotacional en la articulación metacarpofalángica. Con lo que se consigue la movilidad de las tres juntas del dedo.

3.3.8 Sistema de Soporte

La tecnología disponible en el mercado sólo es capaz de devolverle el 2% de la funcionalidad del miembro perdido.

Porcentaje de uso de las principales sujeciones según Aaron M. Dollar:

85% ama de casa

92% maquinista

Combinación de materiales duros y suaves en las pulpas de los dedos para permitir mayor precisión al asir objetos.

El sistema de soporte es el encargado de alojar todos los elementos de la prótesis de manera detallada, ordenada y segura. Formalmente tiene la apariencia de la mano humana. En cuanto a funcionalidad, el paciente entiende que la oferta tecnológica en el mercado sólo recupera las prensiones básicas, siendo lo mínimo que espera. En el objetivo de este trabajo se plantea también cubrir las expectativas estéticas del paciente, ya que al convivir con ellos descubrimos que **para poder generar una solución inesperada se debe agregar valor a través de estructuras personalizadas que se adecuen a sus intereses**, y no necesariamente buscar imitar la apariencia humana.

Al ser la función primordial de la prótesis la de sujetar un objeto y retenerlo el mayor tiempo posible, se planteó un diseño exterior con almohadillas de silicón en las puntas de los dedos y zonas específicas con mayor incidencia de contacto en las palmas, para mayor sujeción y adaptabilidad a los objetos.

Después de observar los movimientos de la mano y sus dimensiones, así como los surcos de la palma que indican las zonas por donde se pliega la piel al mover y cerrar las manos, se obtuvieron las siguientes propuestas conceptuales para el diseño de la estructura:

- a. El metacarpiano del dedo pulgar tiene un tamaño similar a las falanges proximales de los demás dedos. Relacionándose también con la sucesión de Fibonacci, de lo que se propone –para facilitar su manufactura sin alterar su funcionalidad– emplear las mismas piezas de las falanges para los cinco dedos.
- b. El movimiento al curvar la palma es de suma importancia para asir objetos, ya que proporciona fuerza para un mejor agarre y adaptación de la mano a las distintas formas. Según los pliegues de las manos y las dimensiones de los componentes (principalmente la longitud del motor), se plantean dos articulaciones en la palma.

La estructura debe permitir la apertura y cierre de la palma, proporcionando una caída y posturas naturales; entre ellas las de mayor importancia por su funcionalidad que son las prensiones sin intervención del pulgar (tipo gancho), prensiones delicadas (tipo pinza) y prensiones de fuerza (aduciendo el pulgar).

- c. Se deben crear unidades que integren al mecanismo, a la estructura y al motor en cada dedo para hacer más eficientes los espacios y así poder incorporar siete motores (1 GDM para cada dedo y 2 en la palma).

3.4 Selección de conceptos

La selección del concepto es el proceso para evaluación con respecto a las necesidades del cliente y otros criterios importantes, comparando los puntos fuertes y los débiles de cada concepto y seleccionando uno o más para su posterior investigación o desarrollo. Es posible aplicar este procedimiento no sólo durante el desarrollo del concepto, sino en todo el proceso subsecuente de diseño. Creando un registro del proceso de decisiones.

La evaluación de conceptos se usa cuando una mayor resolución va a lograr una mejor diferencia entre conceptos que compiten. En esta etapa se pondera la importancia relativa de los criterios de selección y se enfoca en comparaciones más refinadas con respecto a cada criterio. Resulta deficiente realizar otra matriz de filtrado cuando es suficiente con la matriz de selección.

Con fines de simplicidad se han llenado las matrices de selección según Karl T. Ulrich y Steven D. Eppinger basándose en la información bibliográfica y la opinión de expertos en algunos casos, usando un sistema aproximado de comparación para reducir el margen de conceptos bajo consideración.

Entre más reducido sea el margen entre conceptos, será necesaria una evaluación más fina para visualizar su diferenciación. En tal caso, se propone emplear una regla condicional en cada criterio, en la que se defina un valor de referencia a partir del cual se toma una decisión para cada concepto. También debe definirse la forma en la que debe ser medido cada criterio y por consecuencia su unidad de medición. Con lo que se tendría una tabla de valores específicos para cada intersección y una columna de valores de referencia. En muchos casos implica diseñar un experimento para obtener dichos valores.

Partiendo de la claridad del problema, al descomponerlo se identificaron 11 subproblemas que pueden ser resueltos mediante 8 subsistemas como se menciona en el subcapítulo 2.3 Sistemas Implementados en la actualidad. Siendo la principal decisión la selección del sistema de actuación, ya que este define la naturaleza de la prótesis, y por consecuencia restringe las posibilidades a elegir sobre los demás subsistemas.

Selección específica del sistema motor

El sistema motor está integrado por los subsistemas que producen el movimiento: actuación, reducción, transmisión y flexión-extensión. La selección específica de dichos sistemas está restringida por su intrínseca correlación existente dada por la transmisión de la fuerza desde su generación hasta su aplicación. Al definir el sistema de actuación se determinaron los demás sistemas de manera subsecuente, buscando siempre la mayor relación de fuerzas según las limitaciones geométricas. De este argumento **se propone generar una unidad replicable que comprenda el sistema motor y su estructura**, que pueda ser utilizada en los cinco dedos.

3.4.1 Selección específica del motor

Una vez seleccionado el tipo de motor a utilizar se realizó una búsqueda de los principales motores a elegir, según las principales restricciones: torque a la salida y dimensiones; además de otras consideraciones presentadas en la siguiente tabla:

Primero se determinó la torque de carga máximo que debe proporcionar. Se desarrollo la transmisión de fuerza

la facilidad de control la alimentación el consumo estabilidad - es cuando el motor se mantiene a altas velocidades sin gastar demasiado combustible tanto como energía eléctrica en sus correspondiente tiempo que pasa el motor sin ningún defecto pero esto solo se hace en las fábricas donde se desarrolla el motor. las dimensiones. Maxxon

EC motors integra la reducción y sensores de efecto Hall en un sistema embebido en las mismas dimensiones que otros similares. Todos poseen un Molex personalizado para facilitar su conexión con la electrónica de control.

SISTEMA DE ACTUACIÓN

Criterio de Selección	CONCEPTOS																		
	MOTOR CON ESCOBILLAS	MOTOR SIN ESCOBILLAS	MOTOR A PASOS	MOTOR SIN NÚCLEO	MOTOR ULTRASONICO	SERVOMOTOR	MOTOR HIDRÁULICO	MOTOR NEUMÁTICO	CILINDRO HIDRÁULICO	CILINDRO NEUMÁTICO	ACTUADOR FLUÍDICO FLEXIBLE	MÚSCULOS NEUMÁTICOS	POLÍMEROS ELECTROACTIVOS	ALEACIONES CON MEMORIA DE FORMA	SOLENOIDES	PIEZOELECTRICOS	PISTÓN ELÉCTRICO	MOTOR A PASOS LINEAL	
																			
1 Compatibilidad con otros sistemas	1	1	1	1	0	0	-1	-1	-1	-1	0	0	-1	-1	0	0	0	0	
2 Complejidad de control	1	0	1	1	0	1	0	0	1	1	0	-1	-1	-1	0	0	1	1	
3 Confiabilidad	1	1	1	1	1	1	-1	-1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	
4 Consumo energético	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	-1	-1	-1	1	1	1	1	
5 Disponibilidad/Complejidad de diseño	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	
6 Eficiencia energética	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	-1	-1	-1	1	1	1	
7 Facilidad de ensamble / No invasivos	1	1	1	1	1	1	-1	-1	-1	-1	-1	0	1	0	0	1	0	1	
8 Fuerza lograda	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	-1	0	0	
9 Mantenimiento	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
10 Movimiento amortiguado	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
11 Peso	1	1	1	1	1	1	-1	-1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	
12 Potencia	1	1	1	-1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	-1	0	0	
13 Precio	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	-1	-1	-1	1	0	0	0	
14 Precisión	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	
15 Relación fuerza-peso	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	1	1	1	1	
16 Relación fuerza-volumen	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	
17 Rendimiento	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	
18 Requiere miniaturización	1	1	1	1	1	1	-1	-1	-1	-1	-1	1	1	1	1	1	1	1	
19 Resolución	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	-1	1	1	0	
20 Robustez	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
21 Ruido	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
22 Temperatura de operación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	-1	1	1	-1	1	
23 Tiempo de respuesta	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
24 Torque/Fuerza	1	1	1	-1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0	
25 Vida útil	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	
26 Volumen	1	1	0	1	1	1	0	0	0	0	0	-1	-1	0	1	1	1	1	
Evaluación neta	25	24	22	20	21	22	3	3	11	11	12	11	8	6	13	18	19	19	
Lugar	1	2	3	6	5	3	17	17	12	12	11	12	15	16	10	9	7	7	
¿Continuar?	SI	SI	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	

Motor EC

Nombres

motor BLDC (brushless direct current)
motor EC (electronic commutation)

Comportamiento similar al motor DC

Diseño similar al motor síncrono (estator de 3 fases devanadas, rotor magnético)

Alimentación de las fases de acuerdo a la posición del rotor.

Principales ventajas:

Mayor tiempo de vida
Mayores velocidades (hasta 20mil rpm)
Alto par
Baja inercia

Devanados sin ranuras

Sin retención magnética
Menos vibraciones
Menos ruido

Lo vuelven más atractivo:

costo, dimensiones, potencia.
Electrónica reducida en tamaño y menos costosa.

Recibe el nombre de motor de conmutación electrónica (EC por sus siglas en ingles, o motor de corriente directa sin escobillas, BLDC) ya que nunca puede operar por si mismo, siempre es una combinación de motor y conmutación electrónica para hacer la unidad completa. No hay que confundir con motores de corriente directa con conmutación mecánica mediante sistema de escobillas.

Primeramente se muestra el diseño básico del motor Maxon sin escobillas, algunas características comunes como el principio de operación y la conexión de los devanados. Posteriormente se muestran los diferentes tipos de conmutación electrónica y una comparación con motores DC de conmutación mecánica. Siendo ambos los principales prospectos a implementar en la prótesis por sus características.

Aunque el arreglo de rotor y estator en estos motores es muy similar a los motores síncronos o a los motores paso a paso, existe una gran diferencia: es la alimentación de las 3 fases la que es hecha de acuerdo con la posición interna del rotor y no impuesta externamente.

Ya que la alimentación de los devanados es muy similar a la de los motores DC con escobillas —la conmutación electrónica emula el sistema de escobillas— el comportamiento velocidad-torque es el mismo que el de un motor DC; particularmente el alto par de arranque y su alta dinámica resultante.

La principal ventaja de un diseño sin escobillas es la larga vida de servicio del motor y las altas velocidades que puede alcanzar el motor. No están limitados por el sistema mecánico de conmutación.

El diseño de embobinados sin ranuras tiene prestaciones similares a los motores DC sin núcleo de hierro (coreless). Lo que le permite tener dimensiones más reducidas y menos trabas para su aceleración. Evitando retención magnética y por lo tanto, menos ruido y vibraciones.

La electrónica necesaria para su operación es menos costosa y con dimensiones más reducidas. Además, el desarrollo de imanes de Neodimio de alta potencia permite reducir la inercia de la masa del rotor y por consecuencia, su dinámica se ve incrementada.

Su bien concebida y simple ingeniería, permite automatizar su producción, lo que resulta en precios favorables.

Componentes del sistema de actuación EC

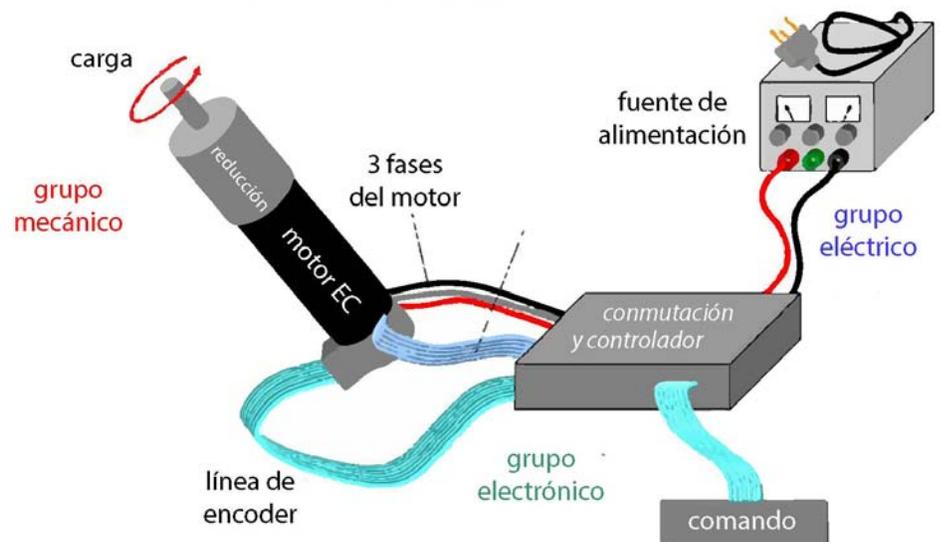


Fig. 3.18 Componentes del sistema de actuación EC

Las tres fases del motor EC no deben ser conectadas directamente a la fuente de alimentación. El voltaje requiere ser conmutado de manera electrónica en una secuencia previamente. Para realizarlo de forma correcta se debe obtener información de la posición del rotor mediante sensores de efecto Hall.¹

Para un control más preciso, por ejemplo a velocidades muy bajas, es necesaria una conmutación más sofisticada haciendo uso de la retroalimentación de un encoder. A menudo, la electrónica no solo lleva a cabo la conmutación, al mismo tiempo se puede controlar la velocidad o la posición.

¹ También conocido como sensor o sonda Hall, se sirve del efecto Hall para la medición de campos magnéticos, corriente, o para la determinación de la posición en la que está. Si fluye corriente por un sensor Hall y se aproxima a un campo magnético que fluye en dirección vertical al sensor, entonces el sensor crea un voltaje saliente proporcional al producto de la fuerza del campo magnético y de la corriente.

Motor EC plano

Características de diseño del motor EC plano

Filosofía: diseño plano con precios atractivos

Rotor:

Rotor externo, y por lo tanto, alto torque.

Anillo magnético de multi-polo de aleación de Neodimio, hierro y Boro lo que resulta en una alta frecuencia de conmutación, pero velocidades no tan altas.

Estatore:

3 fases con varios dientes por fase.

Otras características:

Sensores de efecto hall integrados en el anillo magnético entre los dientes del estator que monitorean directamente sus polos. Rodamiento de bolas precargado (resorte) para mayor precisión.

EC max vs EC 4 polos

más barato, más poderoso, más compacto

Flat

potencia suficiente, velocidad y dinámica limitadas



Fig. 3.19 Motor EC

Comparación: motor DC vs EC

Motor DC

Ventajas

Operación y control simples, incluso sin electrónica

Sin electrónica interna

Desventajas

El sistema de conmutación con escobillas limita la vida del motor

Máxima velocidad limitada por el sistema de conmutación.

Motor EC

Ventajas

Larga vida y altas velocidades (rodamientos de bolas precargados)

Sin chispas internas

Desventajas

Perdidas en el núcleo debidas al retorno magnético.

Requiere electrónica para funcionar.
más cables
más costoso

Partes electrónicas dentro del motor

Los motores DC son más fáciles de operar. Sólo es necesario aplicar un voltaje en corriente directa y el motor girará. No hay necesidad de electrónica en aplicaciones simples. Al no tener sensores Hall internos se podría considerar como ventaja en condiciones difíciles de operación como radiación o ambientes químicamente agresivos. Sin embargo, el sistema de escobillas limita el tiempo de vida del motor y su velocidad.

Cuanto mayor sea la vida del motor — básicamente limitada por la vida de los rodamientos — es la ventaja principal de los motores EC sin escobillas. Muy altas velocidades se pueden lograr si el rotor está bien equilibrado, el sistema de rodamientos está dimensionado adecuadamente y las pérdidas en el núcleo se pueden mantener bajas. No hay chispa interna en los motores sin escobillas, lo que genera menos interferencia electromagnética (EMI). Los motores EC necesitan electrónica para funcionar. De cualquier manera, en la aplicación utilizando un controlador esto no es una gran desventaja. **Sólo se debe seleccionar un controlador de movimiento o velocidad que pueda hacer la conmutación electrónica.**

Motor DC y EC: Comparación

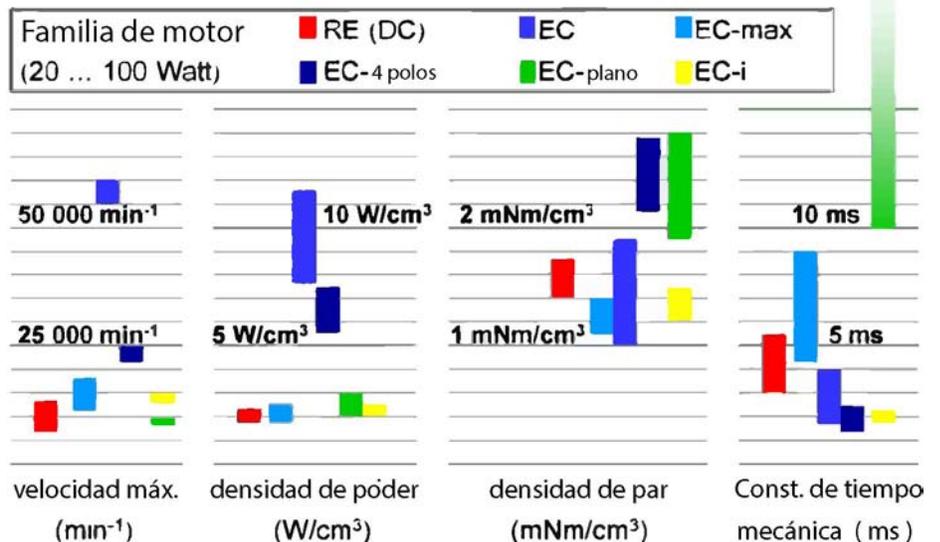


Fig. 3.20 Comparación de motor DC vs EC

La figura anterior resume las propiedades de las diferentes familias de motores EC, RE y DC con el mismo imán de Neodimio. Para tener una comparación relativamente justa sólo motores con el mismo imán fueron seleccionados y con rango similar de potencia (20 ... 100W).

En cuanto a la velocidad máxima se puede ver claramente la ventaja del motor EC. Es el diseño con 1 par de polos y devanado sin núcleo (coreless). En contraste con esto, los diseños multi-polo EC no muestran una gran ventaja sobre el motor RE con escobillas. Eso es debido a las pérdidas en el núcleo a altas frecuencias de conmutación necesarias para el elevado número de pares de polos.

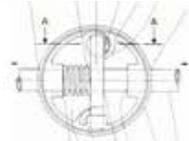
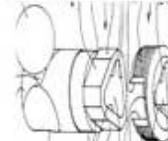
La alta velocidad de los motores EC resulta en una alta densidad de potencia de estos motores. Sin embargo, la segunda más alta se consigue con el motor EC de 4 polos. Estos motores están especialmente diseñados para esta función. En particular, exhiben la mayor densidad de par resultante en el motor más dinámico con la constante de tiempo mecánica más baja. Los motores EC-i, por su parte, se mantienen muy dinámicos.

El diseño EC-plano genera un par bastante alto, pero la dinámica es pobre debido a su alta inercia.

Por último, el rentable motor EC-max tiene un rendimiento muy similar al del motor RE con escobillas, pero se puede esperar un vida más larga de servicio

En resumen, el diseño y las propiedades de los motores EC pueden ser muy diferentes y tienen que ser seleccionados de acuerdo a los requerimientos individuales de la aplicación específica.

3.4.2 SISTEMA DE BLOQUEO

Criterio de Selección	CONCEPTOS							
	A	B	C	D	E	F	G	H
	Trinquete	Rueda bloqueadora	Freno de llanta	Freno neumático	Freno hidráulico	Hebilla	Tornillo sin fin	Mecanismo cámara y cuña
								
Accesibilidad	● 1	● 0	● 1	● -1	● -1	● 1	● 1	● -1
Capacidad de bloqueo	● 1	● 1	● 1	● 1	● 1	● -1	● 1	● 1
Consumo energético	● 0	● 0	● -1	● 1	● 1	● 1	● 1	● 0
Durabilidad	● 1	● 0	● 0	● 1	● 1	● 1	● 1	● 1
Eficiencia energética	● 1	● -1	● -1	● 1	● 1	● -1	● 0	● 1
Facilidad de diseño	● 1	● 1	● 1	● -1	● -1	● 1	● 1	● 0
Facilidad de ensamble / No invasivos	● 0	● 0	● 0	● -1	● -1	● 0	● 1	● -1
Peso	● 0	● 0	● 0	● -1	● -1	● 0	● 1	● -1
Resolución	● 0	● 1	● 1	● 1	● 1	● 1	● 0	● 0
Velocidad de respuesta	● 1	● 1	● 0	● 1	● 1	● -1	● -1	● -1
Volumen	● 1	● 0	● 0	● -1	● -1	● 1	● 0	● -1
Suma 1	7	4	4	6	6	6	7	3
Suma 0	4	6	5	0	0	2	3	3
Suma -1	0	1	2	5	5	3	1	5
Evaluación neta	7	3	2	1	1	3	6	-2
Lugar	1	3	5	6	6	3	2	8
¿Continuar?	SÍ	SÍ	SÍ, COMBINAR	NO	NO	SÍ, COMBINAR	NO	NO

SISTEMA DE BLOQUEO							
Criterio de Selección	PESO	A		B		CF	
		Calif.	Evaluación Ponderada	Calif.	Evaluación Ponderada	Calif.	Evaluación Ponderada
Accesibilidad	3%	5	0.15	4	0.12	3	0.09
Capacidad de bloqueo	16%	5	0.8	5	0.8	4	0.64
Consumo de energía	3%	4	0.12	4	0.12	4	0.12
Durabilidad	3%	5	0.15	3	0.09	3	0.09
Eficiencia energética	16%	4	0.64	3	0.48	2	0.32
Facilidad de diseño	3%	5	0.15	4	0.12	5	0.15
Facilidad de ensamble / No invasivos	3%	5	0.15	5	0.15	5	0.15
Peso	16%	5	0.8	4	0.64	5	0.8
Resolución	16%	3	0.48	5	0.8	5	0.8
Velocidad de respuesta	3%	4	0.12	3	0.09	3	0.09
Volumen	18%	5	0.9	4	0.72	4	0.72
	100%						
Total		4.46		4.13		3.97	
Lugar		1		2		3	
¿Continuar?		SÍ		NO		NO	

NOTA: 5 = MUY BUENO
 4 = BUENO
 3 = REGULAR
 2 = MALO
 1 = MUY MALO

G2
 Engranaje sin fin



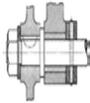
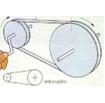
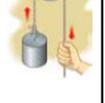
- 1
 - 1
 - 1
 - 1
 - 0
 - 1
 - 1
 - 1
 - 1
 - 1
 - 1
 - 1
-
- 10
- 1
- 0
-
- 10
- 1
- SÍ**

Durante la se generación y selección de concepto del sistema de bloqueo se exploraron diversas posibilidades y se observó en todas ellas que al ser un sistema completamente independiente, la velocidad de respuesta podría afectar el uso de la prótesis. No obstante, se continuó con el filtrado para una mejor solución.

Al llegar al sistema de transmisión se descubrió que era posible hacer converger ambas acciones y requerimientos en un mismo sistema, que además de transmitir la fuerza es autobloqueante.

3.4.3

SISTEMA DE TRANSMISIÓN

Criterio de Selección		CONCEPTOS												
		CHAVETAS	RUEDAS DE FRICCIÓN	LEVAS	BARRAS	ENGRANES	PIÑÓN-CREMALERA	PIÑÓN-CADENA	POLEA-CORREA	POLEA-BANDA DENTADA	POLEA-CABLES	JUNTAS	TORNILLO-SIN FIN	TORNILLO-TUERCA
														
1	Capacidad de transmisión de potencia	1	-1	1	1	1	1	1	-1	-1	-1	1	1	1
2	Compatibilidad con otros sistemas	0	0	0	1	1	1	0	1	1	1	0	0	0
3	Confiabilidad	0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	0	1	0
4	Continuidad en el movimiento	-1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0
5	Disponibilidad/Complejidad de diseño	1	-1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1
6	Eficiencia	0	0	0	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1
7	Facilidad de ensamble / No invasivos	0	1	0	0	0	1	-1	1	1	1	0	1	-1
8	Mantenimiento	0	1	-1	1	0	1	-1	1	1	1	1	1	-1
9	Peso	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	-1	0	-1
10	Precio	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
11	Presición en los movimientos	0	-1	1	1	1	1	0	0	0	0	-1	1	1
12	Relación de transmisión	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0
13	Relación potencia-peso	0	-1	1	1	1	1	1	-1	-1	-1	1	1	1
14	Relación potencia-volumen	0	-1	1	1	1	1	1	-1	-1	-1	1	1	1
15	Resistencia mecánica	1	-1	1	1	1	1	0	-1	0	0	1	1	1
16	Resolución	0	0	0	0	1	1	0	1	1	1	0	1	1
17	Ruido	0	-1	-1	-1	0	0	-1	0	1	0	0	0	0
18	Tiempo de respuesta	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
19	Vida útil	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
20	Volumen	0	-1	1	1	1	1	1	-1	-1	-1	1	1	1
Evaluación neta		5	-3	9	12	16	17	6	5	8	6	8	17	9
Lugar		11	13	5	4	3	1	9	11	7	9	7	1	5

Propuesta: Sistema de Retención

El cuerpo humano realiza un acto-reflejo o manipulación fina de un objeto para asegurar su retención modificando la fuerza aplicada, así como distintos ajustes en las posturas. En las prótesis, una vez logrado el contacto con el objeto, con la fuerza suficiente, es necesario mantener o corregir dicha fuerza para evitar la liberación del objeto. Los complejos ajustes en la postura aún no han sido explorados, aunque existen mecanismos que logran distintas prensiones además de las básicas (Nava Rodríguez, 2006).

El sistema de retención logra bloquear la prótesis una vez asido el objeto para mantener la postura y en la medida de lo posible la fuerza. También debe ser capaz de realizar correcciones en la fuerza aplicada al objeto para evitar su caída, teniendo control sobre la activación de los actuadores y como consecuencia un ahorro importante de energía.

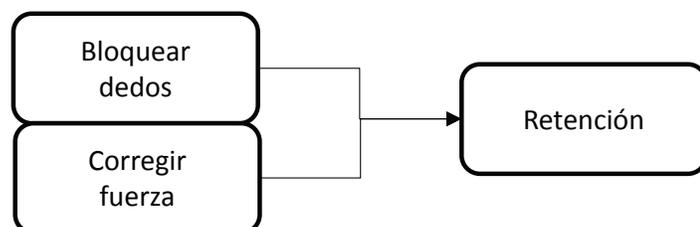
El motivo principal por el que se pudiera soltar el objeto tomado, es un desajuste originado por la mala interacción de los elementos de la transmisión desde los engranes hasta la punta del dedo. A su vez, esto se debe a deficiencias geométricas y mecánicas en el proceso de manufactura y/o ensamble de las piezas. Cuando existe una falla de este tipo, no es posible realizar correcciones mediante el control electrónico, por lo que **se debe hacer especial énfasis en la mecánica de precisión de la prótesis.**

Considerando la selección anterior de sistemas, tras haber asido un objeto, es muy complicado que se pudiera generar suficiente fuerza en la dirección correcta para extender los dedos de la prótesis. Motivo por el que no se considerará un subsistema de bloqueo en esta primera iteración. Sin embargo, es muy posible que la prótesis quede expuesta a diversas alteraciones en cualquier dirección y soltar el objeto, para lo que **se propone como prioridad un sistema de retención sin bloqueo**; implementando en el sistema de control de los motores un módulo de autocorrección de fuerza. Finalmente ambos por separado tienen la misma función: mantener la sujeción del objeto.

Condiciones de accionamiento posibles para el sistema de autocorrección:

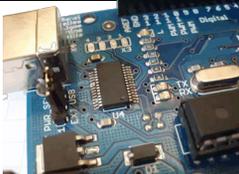
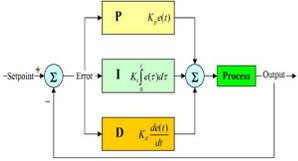
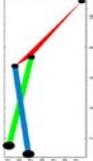
Aumento de voltaje
Proximidad con objeto
Variación de fuerza

Funciones principales del sistema



Resumen de selección

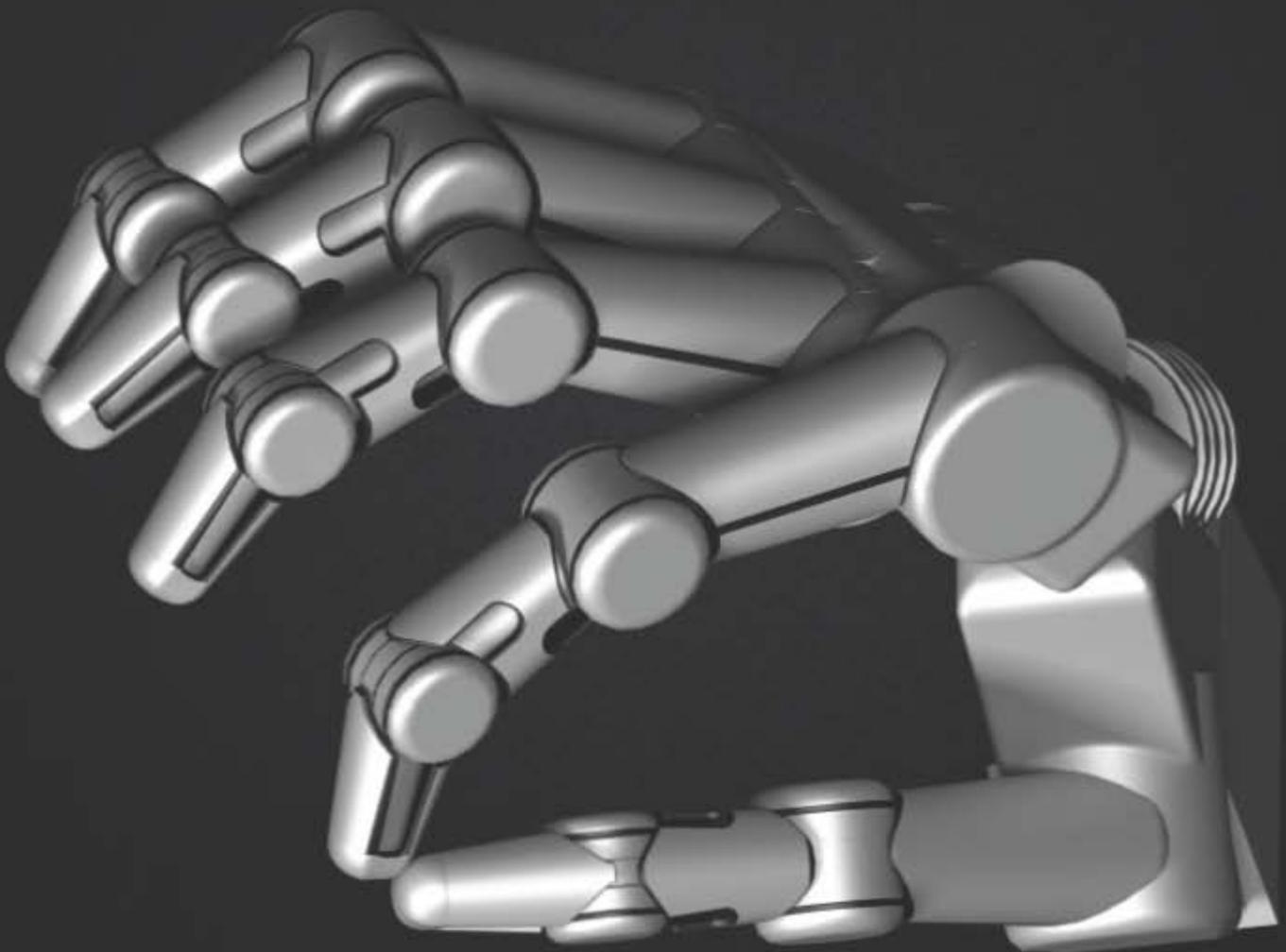
CONCEPTOS GANADORES

SISTEMA DE ADQUISICIÓN	SISTEMA DE CONTROL	SISTEMA DE ACTUACIÓN	SISTEMA DE REDUCCIÓN	SISTEMA DE TRANSMISIÓN	SISTEMA DE FLEXIÓN	SISTEMA DE BLOQUEO	SISTEMA DE SOPORTE
DAQ	PID	MOTOR EC	TREN DE ENGRANES PLANETARIOS	ENGRANAJE SIN FIN	MECANISMO DE BARRAS	ENGRANAJE SIN FIN	SILICÓN Y TITANIO
							

"No soy lo que soy, soy lo que hago con mis manos."

(Louise Bourgeois)

IV. Diseño de Detalle



Tras observar la dinámica y formas de la mano humana— se abstraigo y se mimetizó su estructura y funcionalidad mediante un enfoque mecánico. Se presenta el análisis cinemático y estático del movimiento de flexo-extensión del mecanismo, la propuesta de control para su actuación y el diseño orgánico de la carcasa.

4.1 Cálculo de entradas

La velocidad nominal del motor es de 5260 rpm. Al pasar por la reducción se reduce en una relación 1024:1 obteniendo 5.14rpm. El tornillo sin fin adecuado según sus dimensiones (12mm de diámetro máximo) , velocidad (la menor atenuación posible) y torque (soportar los 0.83Nm a la entrada) tiene las siguientes especificaciones:

Entradas máximas: 4

Menor número de dientes posibles (para menor relación de reducción): 12

Mayor diámetro posible (por volumen libre): 14mm

Velocidad máx (dientes bien lubricados): 1000rpm

Material con mejor precio (que cumpla con parámetros anteriores): Plástico

Torque máximo a la entrada: 1.32Nm

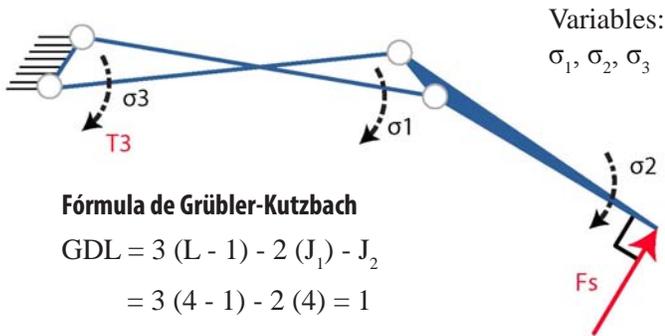
De lo que se logra una relación de reducción de 3:1, es decir, 1.71rpm capaces de recorrer el rango de movilidad (30° según análisis cinemático) en 2.92 segundos. Siendo la mínima velocidad posible, debido a que es la que soporta el máximo torque continuo. Pudiendo incrementar hasta 8000rpm, que es la que soporta la reducción de plástico. Lo que permite reducir el tiempo en el que se recorre la trayectoria completa a 1.92s.

Par nominal (máximo) de entrada al motor: 2.485 Nm

Ángulo de par máximo de presión de fuerza: 34°

Ángulo de par máximo de presión de pinza: 20°

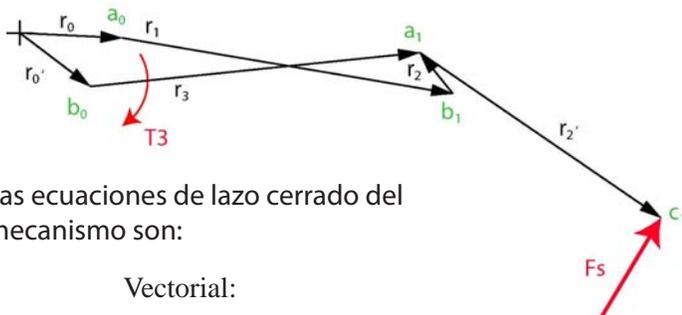
4.2 Análisis cinemático de un mecanismo de 4 barras para dedo protésico



L es el número de cuerpos, J_1 el número de juntas de un grado de libertad y J_2 el número de juntas de 2 grados de libertad.

Al tener un solo grado de libertad, basta con una entrada para mover el mecanismo. El par de entrada será aplicado al cuerpo 3, por lo que σ_1, σ_2 son incógnitas. Para resolver se requiere el mismo número de ecuaciones escalares. Al trabajar en 2 dimensiones (x,y) una ecuación vectorial contiene las 2 ecuaciones que se necesitan.

Colocando únicamente vectores:



Las ecuaciones de lazo cerrado del mecanismo son:

Vectorial:

$$r_0 + r_1 + r_2 - r_3 - r_0' = 0$$

Escalares:

$$r_{0x} + r_1 \cos \sigma_1 + r_2 \cos \sigma_2 - r_3 \cos \sigma_3 - r_{0x}' = 0$$

$$r_{0y} + r_1 \sin \sigma_1 + r_2 \sin \sigma_2 - r_3 \sin \sigma_3 - r_{0y}' = 0$$

Para considerar los cambios virtuales en las coordenadas $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ y tomando en cuenta que los vectores r_1, r_2 y r_3 son constantes, se derivan las ecuaciones de lazo cerrado:

$$-r_1 \sin \sigma_1 \delta \sigma_1 - r_2 \sin \sigma_2 \delta \sigma_2 + r_3 \sin \sigma_3 \delta \sigma_3 = 0$$

$$r_1 \cos \sigma_1 \delta \sigma_1 + r_2 \cos \sigma_2 \delta \sigma_2 - r_3 \cos \sigma_3 \delta \sigma_3 = 0$$

Las coordenadas σ_1, σ_2 son dependientes de σ_3 , de lo que se obtiene:

$$\begin{bmatrix} -r_1 \sin \sigma_1 & -r_2 \sin \sigma_2 \\ r_1 \cos \sigma_1 & r_2 \cos \sigma_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta \sigma_1 \\ \delta \sigma_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -r_3 \sin \sigma_3 \\ r_3 \cos \sigma_3 \end{bmatrix} \delta \sigma_3$$

$$\begin{bmatrix} \delta \sigma_1 \\ \delta \sigma_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -r_1 \sin \sigma_1 & -r_2 \sin \sigma_2 \\ r_1 \cos \sigma_1 & r_2 \cos \sigma_2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -r_3 \sin \sigma_3 \\ r_3 \cos \sigma_3 \end{bmatrix} \delta \sigma_3$$

4.3 Análisis estático usando el método de trabajo virtual

Aplicando el principio de trabajo virtual en la estática ($\delta W = 0$):

$$\delta W = \sum_{i=1}^n (F_i^T \delta R_i) + \sum_{j=1}^n (T_j \delta \sigma_j)$$

$$\delta W = F_s^T \delta R_s + T_3 \delta \sigma_3$$

T_3 y $\delta \sigma_3$ son conocidos. Definiendo los términos restantes:

$$F_s^T = (f_s \cos \alpha, f_s \sin \alpha)$$

$$R_s = r_0' + r_3 + r_2'$$

$$R_s = \begin{bmatrix} r_{0x}' + r_3 \cos \sigma_3 + r_2' \cos \sigma_2 \\ r_{0y}' + r_3 \sin \sigma_3 + r_2' \sin \sigma_2 \end{bmatrix}$$

$$\delta R_s = \begin{bmatrix} -r_3 \sin \sigma_3 \delta \sigma_3 - r_2' \sin \sigma_2 \delta \sigma_2 \\ r_3 \cos \sigma_3 \delta \sigma_3 + r_2' \cos \sigma_2 \delta \sigma_2 \end{bmatrix}$$

$$\delta W = f_s \cos \alpha (-r_3 \sin \sigma_3 \delta \sigma_3 - r_2' \sin \sigma_2 \delta \sigma_2) + f_s \sin \alpha (r_3 \cos \sigma_3 \delta \sigma_3 + r_2' \cos \sigma_2 \delta \sigma_2) + T_3 \delta \sigma_3$$

Al estar $\delta \sigma_2$ en función de $\delta \sigma_3$, conocemos todos los términos y es posible dar solución a la ecuación de trabajo virtual.

Funciones

```
(*Matriz de rotación*)
R[θ_] := {{Cos[θ], -Sin[θ]}, {Sin[θ], Cos[θ]}};

(*Función para darle espesor y color a las líneas*)
Barra[espesor_, rojo_, verde_, azul_, linea_] :=
  Graphics[{AbsoluteThickness[espesor], RGBColor[rojo, verde, azul], linea}]
```

Datos

```
(*Definición de datos*)
a0 = {1.51, -0.52};
a1 = {7.36, -1.51};
b0 = {0.94, -1.38};
b1 = {6.77, -0.78};
c1 = {11.05, -3.7};
intervalo = 34;
T3 = -0.879;
```

Ecuaciones cinemáticas

```
(*Definición de los vectores iniciales en función de los puntos*)
r0 = a0;
r1 = a1 - a0;
r2 = b1 - a1;
r3 = b1 - b0;
r2p = c1 - b1;
r0p = b0;

(*Definición de los vectores para cualquier posición*)
(*Los cuales son definidos a través de la matriz de rotación*)
R1 = R[θ1].r1;
R2 = R[θ2].r2;
R2P = R[θ2].r2p;
R3 = R[θ3].r3;
R0 = r0;
R0P = r0p;
```

Solución

Posición

```
(*Solución de la posición*)
(*Ciclo para calcular las incógnitas para cada incremento de un grado de θ1*)
Clear[θ1, θ2, θ3]
For[i = 0, i <= intervalo, i += 1,

  θ3 = -i * Degree;

  (*Se utiliza el comando FindRoot porque son ecuaciones no lineales*)
  SolPos[i] = FindRoot[{
    EcPos1[[1]] == 0,
    EcPos1[[2]] == 0},
    {{θ1, 0 * Degree},
     {θ2, 0 * Degree}}]]
```

Visualización

```
(*Se construyen lineas*)
Linear1 = Line[{r0, r0 + r1}];
Linear3 = Line[{r0 + r1 + r2, r0p}];

Poligono2 = Polygon[{r0p + r3, r0p + r3 + r2p, r0 + r1}];

(*Se crean puntos para definir los pivotes*)
puntoa0 = Point[r0];
puntoa1 = Point[r0 + r1];
puntobl = Point[r0 + r1 + r2];
puntob0 = Point[r0p];
puntocl = Point[r0p + r3 + r2p];

(*A los puntos anteriores se les convierte en gráfico y se les agrega espesor*)
Pernoa0 = Graphics[{PointSize[0.05], puntoa0}];
Pernoal = Graphics[{PointSize[0.03], puntoa1}];
Pernob0 = Graphics[{PointSize[0.05], puntob0}];
Pernobl = Graphics[{PointSize[0.03], puntobl}];
Pernocl = Graphics[{PointSize[0.03], puntocl}];

(*Las lineas se convierten en gráficos (usando la función que se definió en un inicio*)
Barrar1 = Barra[8, 0, 1, 0, Linear1];
Barrar3 = Barra[8, 0, 0.5, 0.8, Linear3];
Cuerpo2 = Graphics[{RGBColor[1, 0, 0], Poligono2}];

(*Se muestran todos los cuerpos que se construyeron*)
Show[Barrar1, Cuerpo2, Barrar3, Pernoal, Pernob0, Pernobl, Pernocl,
Frame → True]
```

Graficas

```
(*Se borra la variable θ1*)
Clear[θ1, θ2, θ3]

(*Pocisión*)
TraC1 = Table[R0P + R3 + R2P /. SolPos[j] /. θ3 → -j*Degree, {j, 0, intervalo, 1}]
TraectoriaC1 = ListLinePlot[TraC1, PlotStyle → RGBColor[0, 0, 1]]
```

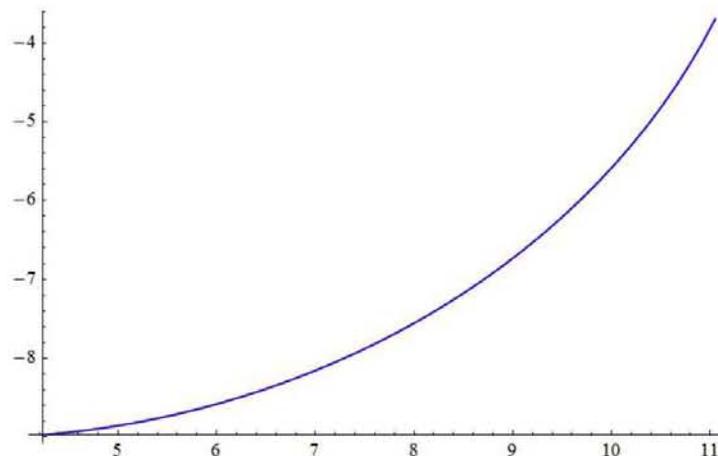


Fig. 4.1 Trayectoria del mecanismo

Animación

```

Clear[θ1]

Animate[
  θ3 = -k * Degree;

  (*Se construyen líneas*)
  LineaR1 = Line[{R0, R0 + R1}] /. SolPos[k];
  LineaR3 = Line[{R0 + R1 + R2, R0P}] /. SolPos[k];
  Poligono2 = Polygon[{R0P + R3, R0P + R3 + R2P, R0 + R1}] /. SolPos[k];

  (*Se crean puntos para definir los pivotes*)
  Puntoa0 = Point[R0] /. SolPos[k];
  Puntoa1 = Point[R0 + R1] /. SolPos[k];
  Puntob1 = Point[R0 + R1 + R2] /. SolPos[k];
  Puntob0 = Point[R0P] /. SolPos[k];
  Puntoc1 = Point[R0P + R3 + R2P] /. SolPos[k];

  (*A los puntos anteriores se les convierte en gráfico y se les agrega espesor*)
  PERnoa0 = Graphics[{PointSize[0.05], Puntoa0}];
  PERnoa1 = Graphics[{PointSize[0.03], Puntoa1}];
  PERnob0 = Graphics[{PointSize[0.05], Puntob0}];
  PERnob1 = Graphics[{PointSize[0.03], Puntob1}];
  PERnoc1 = Graphics[{PointSize[0.03], Puntoc1}];

  (*Las líneas se convierten en gráficos (usando la función que se definió en un inicio)*)
  BarraR1 = Barra[8, 0, 1, 0, LineaR1];
  BarraR3 = Barra[8, 0, 0.5, 0.8, LineaR3];
  CUerpo2 = Graphics[{RGBColor[1, 0, 0], Poligono2}];

  (*Se muestran todos los cuerpos que se construyeron*)
  Show[BarraR1, CUerpo2, BarraR3, PERnoa0, PERnoa1, PERnob0, PERnob1, PERnoc1,
    PlotRange -> {{0, 12}, {-12, 1}}, Frame -> True]

  , {k, 0, intervalo, 1}]

```

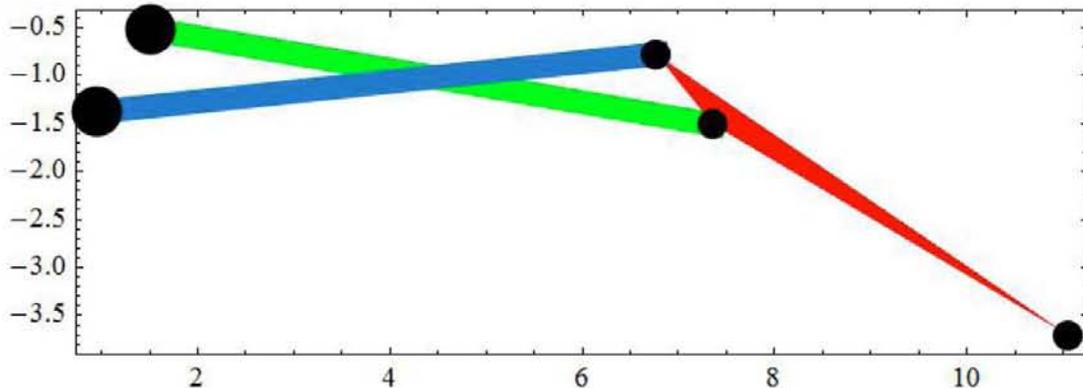


Fig. 4.2 Mecanismo

Datos

```
Clear[θ1]

(*Ángulo que genera el vector r3pp con el eje x positivo*)
φ = ArcTan[(c1[[2]] - b1[[2]]) / (c1[[1]] - b1[[1]])];

FS = {fs * Cos[φ + 90 * Degree + θ2], fs * Sin[φ + 90 * Degree + θ2]};
```

Análisis estático usando el método de trabajo virtual

Ecuaciones

```
Clear[θ1, θ2, θ3]
a0x = R0[[1]];
a0y = R0[[2]];
a1x = R0[[1]] + R1[[1]];
a1y = R0[[2]] + R1[[2]];
b0x = R0P[[1]];
b0y = R0P[[2]];
b1x = R0P[[1]] + R3[[1]];
b1y = R0P[[2]] + R3[[2]];
c1x = R0P[[1]] + R3[[1]] + R2P[[1]];
c1y = R0P[[2]] + R3[[2]] + R2P[[2]];

(*Se define la matriz que contienen los desplazamientos virtuales δσ2 y δσ3*)
MatrizA = {{-(a1y - a0y), -(b1y - a1y)}, {(a1x - a0x), (b1x - a1x)}};

(*Se establece el vector c, que contiene δσ3*)
Vectorc = {-(b1y - b0y), (b1x - b0x)} * δσ3;

(*Se pone δσ1 y δσ2 en función de δσ3, invirtiendo la matriz*)
{δσ1, δσ2} = Inverse[MatrizA].Vectorc;

(*Se define la ecuación del trabajo virtual*)
δW = FS[[1]] * (-(b1y - b0y) - (c1y - b1y) * δσ2) + FS[[2]] * ((b1x - b0x) + (c1x - b1x) * δσ2) + T3;

(*En equilibrio estático la EcTV es igual a cero,
se puede factorizar el término δσ3 y posteriormente cancelarlo, o lo que es lo mismo,
asignarle un valor δσ3=1*)
ETV = δW /. δσ3 → 1;
```

Solución de las ecuaciones estáticas, para todas las posiciones

```
Clear[θ1, θ2, θ3]

(*Se resuelve la ecuación de trabajo virtual para rango de movilidad encontrado
que es de 34° o posiciones, los resultados se almacenan en una variable*)
For[i = 0, i ≤ intervalo, i += 1,
  θ3 = -i * Degree;

  SolFEstaticasTV[i] = Solve[ETV == 0 /. SolPos[i], {fs}] // Flatten]
```

Grafica

```
(*Tabla para mostrar los valores de la fuerza de salida*)
TablaTV = Table[{j, fs /. SolFEstaticasTV[j]}, {j, 0, intervalo, 1}]
GraficaTV = ListLinePlot[TablaTV, PlotStyle → {AbsoluteThickness[2], RGBColor[1, 0, 0]}]
```

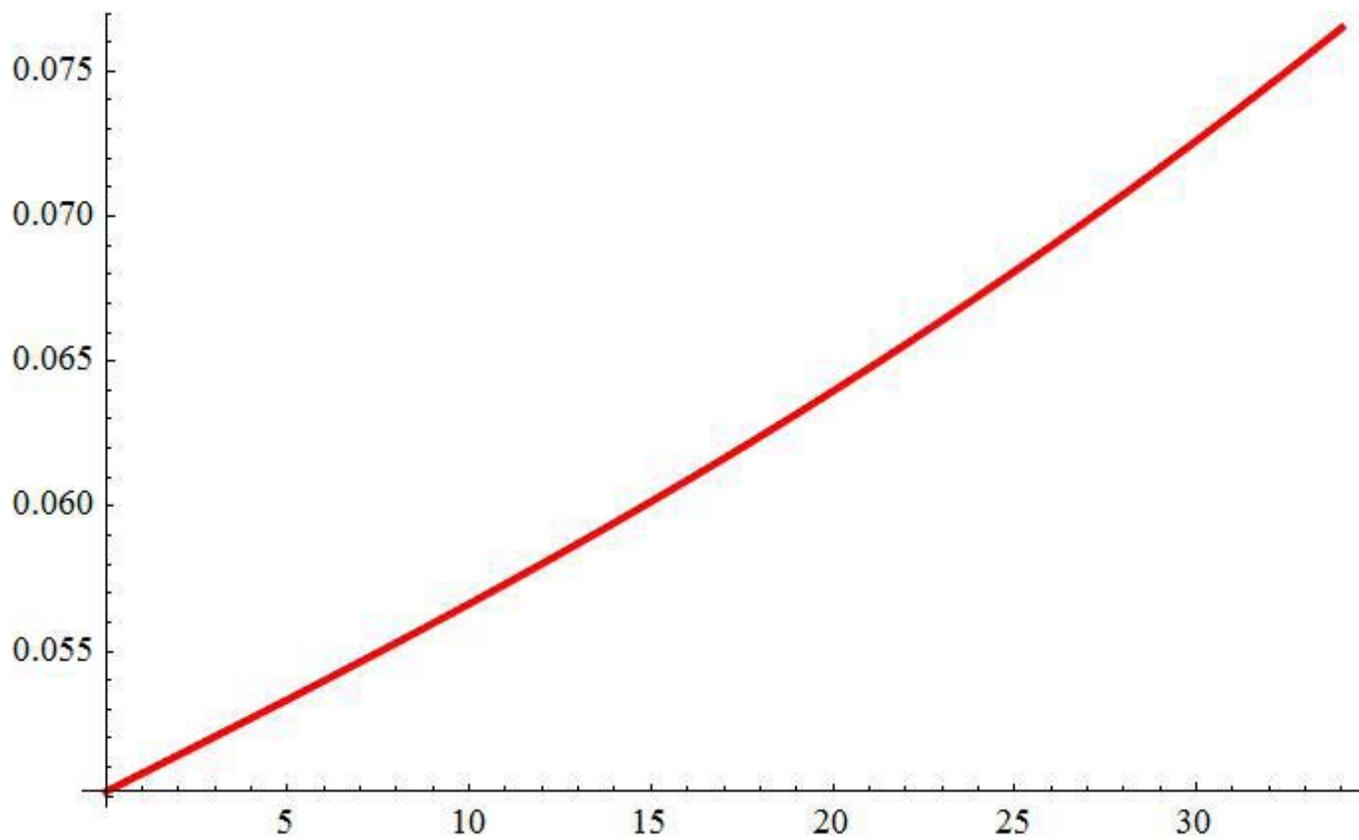


Fig. 4.3 Fuerza generada en el rango de movilidad

4.5 Diseño de la estructura

Se desarrolló una estructura antropomórfica de mano derecha, basada en los huesos metacarpianos, falanges y movimientos de la palma con algunas alteraciones dimensionales que no afectarán su funcionalidad y prácticamente imperceptibles a simple vista. El diseño permite el contacto de la falange distal del dedo pulgar con sus homólogas en los otros cuatro dedos, generando así diversas presiones de pinza.

Con la finalidad de facilitar el diseño de la prótesis asistido por computadora, se digitalizó en 3D un modelo sólido editable del sistema óseo de la mano humana a partir de un modelo físico. Además servirá al grupo de prótesis inteligentes del CDMIT para futuras investigaciones.

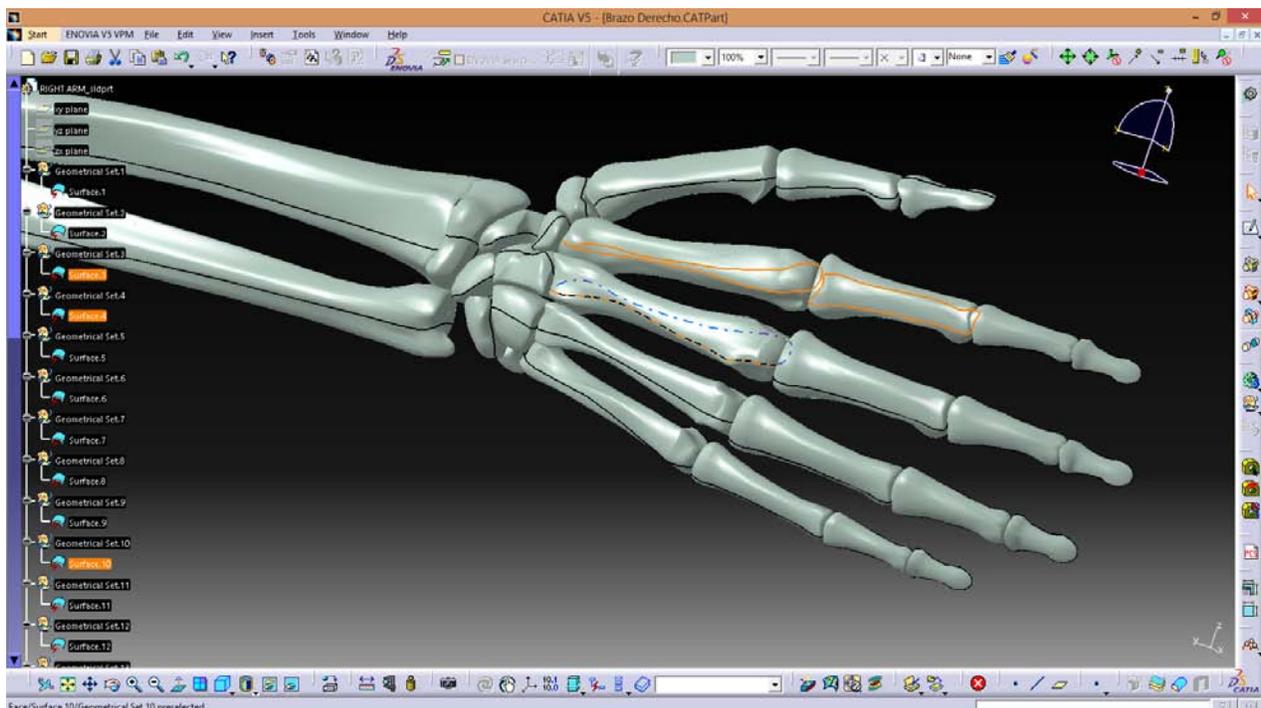


Figura 4.4 Modelo sólido editable en CATIA del sistema óseo de la mano humana.

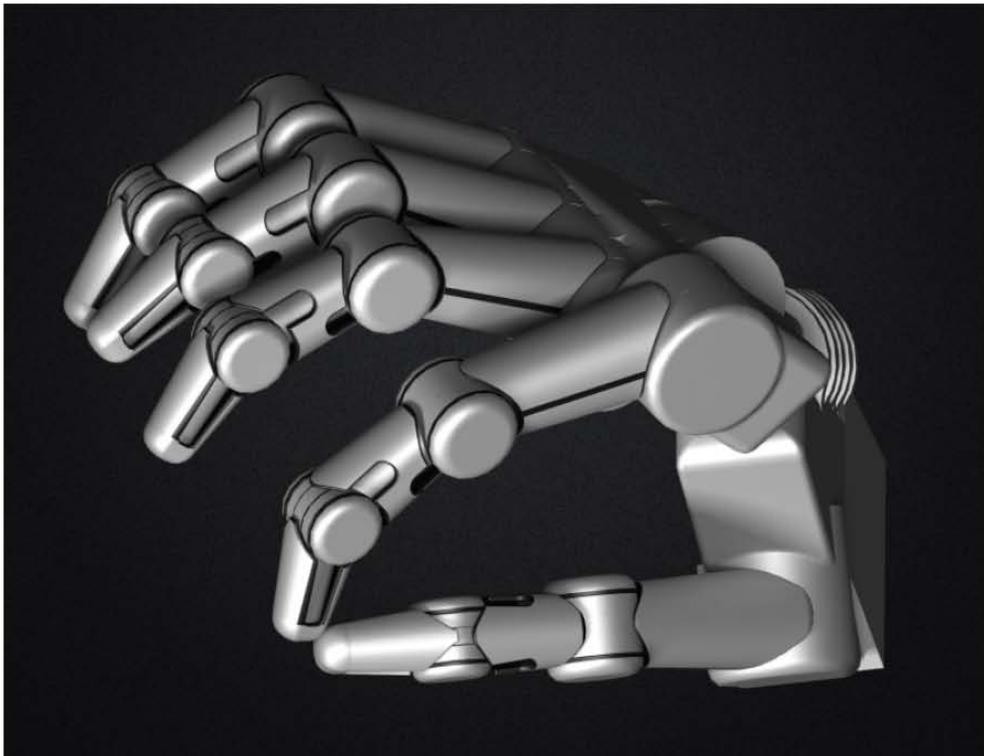
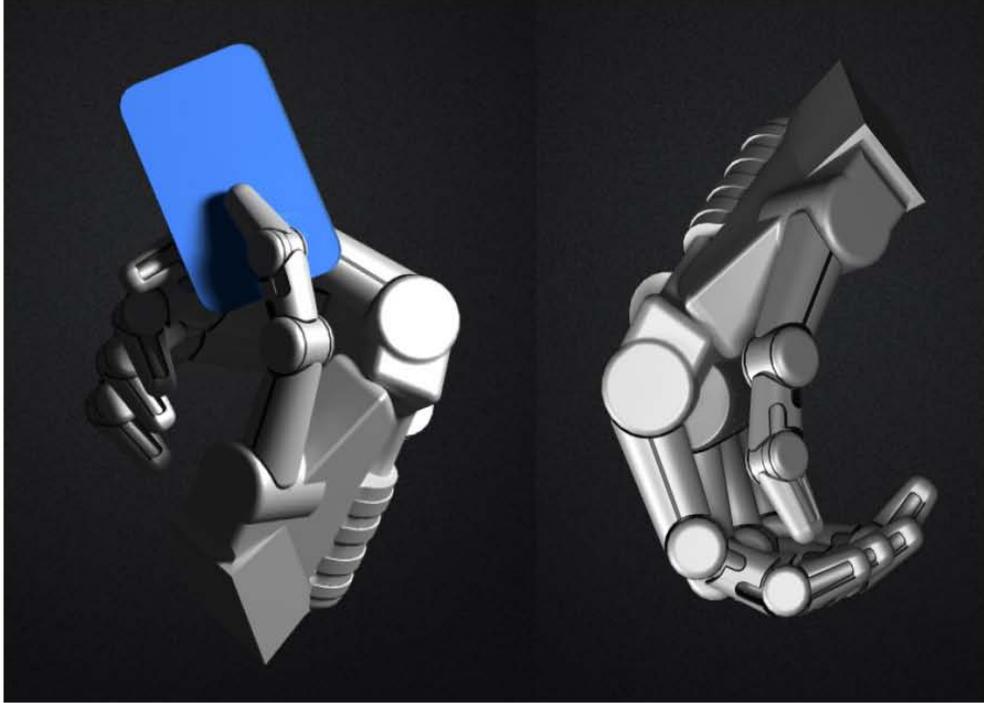


Fig. 4.5 Diseño orgánico

4.6 Electrónica del motor

El embobinado está dividido en 3 bobinas parciales con varios dientes de estator cada una. Los devanados parciales pueden ser configurados de dos diferentes maneras: estrella o delta. Lo que cambia la velocidad y el par de manera inversamente proporcional por el factor $\sqrt{3}$.

Sin embargo, la distribución de los embobinados no tiene un papel decisivo en la selección de la motor. Es importante que los parámetros específicos del motor (velocidad y par constantes) estén en función de las necesidades. Los motores planos (flat motors) son normalmente conectados en configuración estrella (Y en inglés).

Especificaciones

Motor Data (provisional)		
Values at nominal voltage		
1 Nominal voltage	V	4.5
2 No load speed	rpm	15400
3 No load current	mA	41.6
4 Nominal speed	rpm	4130
5 Nominal torque	mNm	0.879
6 Nominal current	A	0.366
7 Stall torque	mNm	1.29
8 Starting current	A	0.507
9 Max. efficiency	%	52
Characteristics		
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	8.88
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.25
12 Torque constant	mNm / A	2.55
13 Speed constant	rpm / V	3740
14 Speed / torque gradient	rpm / mNm	13000
15 Mechanical time constant	ms	28.3
16 Rotor inertia	gcm ²	0.143

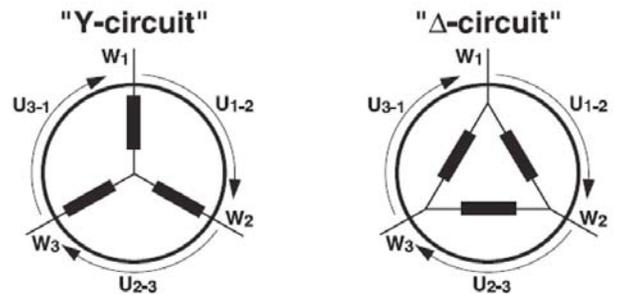
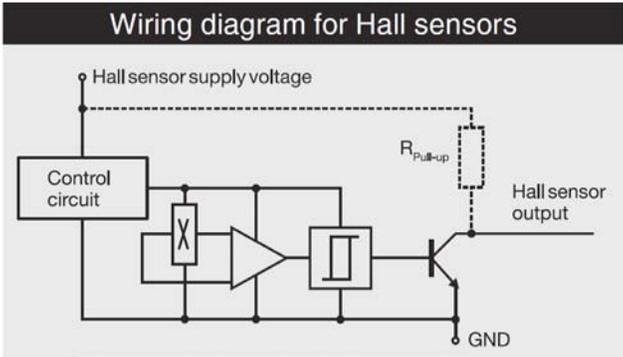
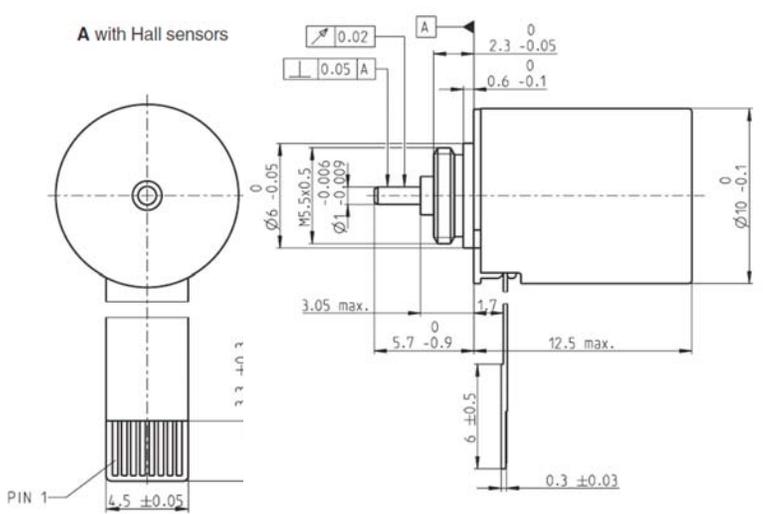


Fig. 4.6 Datasheet del motor EC

La salida de colector abierto de los sensores Hall normalmente no tienen su propia resistencia pull-up, que debe ser integrada en el controlador.



- Connection with Hall sensors**
- Pin 1 Motor winding 1
 - Pin 2 Motor winding 2
 - Pin 3 Motor winding 3
 - Pin 4 V_{Hall} 4.5...18 VDC
 - Pin 5 GND
 - Pin 6 Hall sensor 1
 - Pin 7 Hall sensor 2
 - Pin 8 Hall sensor 3

Conmutación de motor EC multi-polo

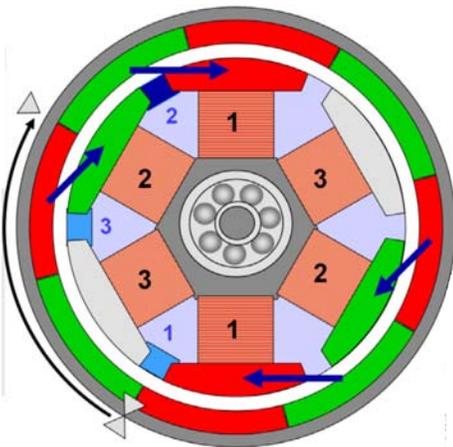
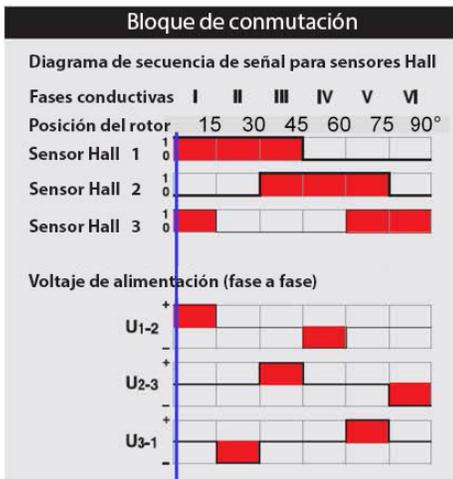


Fig.4.7 Los tres sensores incorporados de efecto Hall (azul) suministran seis combinaciones de señal distintas por secuencia de conmutación. Las tres fases son alimentadas en seis diferentes fases de conducción acordes con esta información del sensor. Las curvas de corriente y voltaje son en forma de bloque. La posición de cambio en cada conmutación electrónica se encuentra simétricamente alrededor del respectivo par máximo.

La interacción magnética se muestra de manera simplificada en la imagen inferior que sólo considera la atracción y repulsión de polos magnéticos opuestos y similares respectivamente. La posición de los sensores de efecto Hall se aprecia en las pequeñas secciones azules entre los dientes del estator.

En esta posición de inicio los sensores Hall dan la siguiente señal: SH1 acaba de cambiar a un estado alto, HS2 está en bajo y HS3 en alto.

La conmutación lógica en la electrónica reconoce esta combinación recibida y responde enviando corriente para un sentido horario, cambiando de la fase 1 a la 2 y activa los respectivos dos transistores MOSFETs.

Después de 15° el SH3 comienza a detectar el polo sur. Su salida cambia a bajo y la conmutación lógica aplica corriente entre las fases uno y 3. En consecuencia, los polos sur de la bobina aparecen en la fase 3.

Observación: Con el fin de lograr un alto par de torsión es necesario que los polos opuestos del rotor y el estator no se acerquen demasiado entre sí. Debido a que esto produce fuerzas que apuntan hacia el eje de rotación y no en una dirección tangencial y el par generado será más pequeño.

El rotor sigue girando. Una vez más, después del 15° el patrón del sensor Hall cambia, SH2 cambia a un nivel de salida alto. Consecuentemente la electrónica conmuta la corriente para que fluya desde la fase 2 a la fase 3. La Fase 1 se apaga y los polos norte ahora se pueden encontrar en los dientes de la fase 2.

El rotor sigue, y así sucesivamente Después de 6 intervalos de conmutación estamos de vuelta en la configuración inicial, pero esta vez el rotor sólo ha viajado $6 * 15^\circ = 90^\circ$. Esta es la principal diferencia para un motor multi-polo: El ángulo de conmutación es igual a 60° dividido por el número de pares de polos (P) en el rotor. O, para la misma velocidad la frecuencia de conmutación debe ser P veces mayor.

*“Todos los hombres que primero tocan con la palabra,
después llegan más lejos con las manos.”*

Antonio Skármeta

V. Conclusiones

Nuestras manos son mucho más que una herramienta anatómica que ejecuta tareas por nosotros. Nos ayudan a interpretar el mundo y a expresar quienes somos.

El diseño consigue resultados competitivos con las prótesis comerciales en cuanto a velocidad de respuesta, fuerza de sujeción, rango de movilidad, y apariencia. Revisando las generalidades de un sistema mecatrónico.

El paciente comprende que la tecnología sólo es capaz de devolverle el 2% de la funcionalidad del miembro perdido. Busca reemplazar esas carencias con un valor agregado alternativo enfocado al diseño industrial de la prótesis, más que a su funcionalidad. Entendiendo que la oferta en el mercado proporciona las prestaciones básicas en sus productos y es lo mínimo que espera en cuanto a funcionalidad.

Iván, por ejemplo, tuvo un proceso muy complejo de entrenamiento para poder controlar la prótesis debido a que durante su accidente perdió la mayor parte de sus músculos flexores y extensores, y no estaba de acuerdo en emplear otros músculos para controlarla. Descubrió que se sentía satisfecho con las funciones de presión de fuerza, ya que la mano que conserva puede realizar las tareas delicadas y tener como soporte a la prótesis.

Para poder generar una solución inesperada en el paciente, se debe agregar valor a través de estructuras personalizadas que se adecuen a los intereses del paciente. Se debe tener un sistema embebido para el control de la prótesis y una arquitectura mínima viable que integre todos los sistemas básicos.

El sistema de adquisición de datos percibe las señales a través de electrodos colocados uno en los músculos flexores y el otro opuesto en los extensores; con lo que se realizarán los movimientos de flexión y extensión de la prótesis que el paciente tiene habituados a utilizar desde su nacimiento.

Sobre el sistema de flexión-extensión se concluye que la mejor relación de fuerza se consigue a través de implementación de sistemas híbridos que contienen barras como principal elemento y cables o correas con poleas como elementos auxiliares para una mejor transmisión.

Se emplearán dos actuadores en la palma que permitirán la aducción-abducción del pulgar flexión de la palma.

Existen múltiples combinaciones de movimientos, mientras que las prótesis logran hacer de 3 a 5 prensiones básicas con lo que se pueden habilitar algunas combinaciones simples. Las prótesis de avanzada logran habilitar el 2% de las funciones totales de la mano. No obstante, en las actividades cotidianas, el paciente no emplea el 100% de sus funciones. En los casos estudiados por Dollar se rescata un uso durante el 85% del tiempo, de las prensiones básicas y sus combinaciones, para la ama de casa y 92% para el maquinista.

Tras haber tenido contacto directo en la rehabilitación del paciente. Pudimos extraer cierta información: es preferible contar con una prótesis antropomórfica. Existen algunos casos en los que por motivos personales, se sacrifica la estética de la prótesis. Paulina (paciente con amputación trasradial) opto por una prótesis mas grande que su mano. Ya que esta le otorga mayor funcionamiento que la de gancho que utiliza actualmente. Ha habido casos incluso en el que los pacientes, aunque no han perdido la extremidad, solo su movilidad, han tomando la compleja decisión de amputarla, para sustituirla por una prótesis.

Prácticamente los pacientes prefieren la estética de la prótesis y que pueda realizar las prensiones principales. Pensando en crear un dispositivo que realmente pueda ser empleado por un paciente.

Existen diversos desarrollos en el mundo que proponen una serie de sistemas complejos capaces de reproducir hasta un 70% la movilidad de la mano. (o al menos eso promocionan y hacen creer). Sin embargo, la mayoría de dichos proyectos no han sido aplicados en realidad a un paciente. Por lo que se buscó considerar los elementos más sencillos para reproducir la prótesis más funcional. Comparando diversos proyectos en el mercado y en desarrollo.

Solo se tomaron en cuenta los apartados que se consideraron útiles para el desarrollo del proyecto. (nervios y sistema cardiovascular no son relevantes en este estudio.)

La prótesis sólo debe incorporar tantos agarres / movimientos que considere real control por la mayoría de los amputados. Este criterio también refuerza el argumento de limitar el número de DOF utilizado en el diseño mecánico de la mano.

La trayectoria descrita por el dedo, varía dependiendo del tamaño del objeto y la tarea a realizar , de esta manera, es mas difícil de imitar el movimiento del dedo con un solo grado de libertad.

En el diseño de mecanismos para el dedo utilizando barras, se generan puntos muertos o singularidades, es decir, se alinean barras (paralelamente). Es como si se colocara una pelota en la punta de un cono y no saber hacia dónde caerá. En el caso de las barras pueden moverse hacia arriba o hacia abajo. También tienen ese problema los engranes. En la realidad puede ser resuelto con sistemas híbridos que prioricen la dirección deseada para el movimiento.

En los proyectos del Robonauta y la prótesis Shadow, se menciona la importancia de seccionar la palma para incrementar de manera importante la sujeción de diversas geometrías al otorgar a la prótesis mayores grados de libertad.

CURVATURA DE LA MANO/ARCO: Planos Laterales Distintos. No importa que sean estáticos (su referencia no se mueve), ayudan a adaptarse mejor al objeto. La sección de los nudillos principalmente, que es el origen de la trayectoria de los dedos) es la que debe tener tal curvatura. Una prótesis plana no se adapta a los objetos y se le caen.

Se proponen dedos cubiertos de teflón para evitar pérdidas por fricción.

Una mano que tiene trayectorias planas (planos de movimiento paralelos) le va a costar mas trabajo adaptarse a los objetos. En general solo se adaptará a superficies cilíndricas, pero esas casi no existen.

LO MÁS IMPORTANTE DE TODO ES EL DEDO PULGAR, INCLUSO SOBRE LOS OTROS DEDOS Y CURVATURA DE LA PALMA. Los trabajos desarrollados se enfocan mucho en los dedos y se deja el pulgar de lado. Y no lo es precisamente por los movimientos de flexión-extensión, sino por su amplio rango de aducción, abducción y rotación.

Cuando lo llegan a poner tiene su eje de rotación prácticamente paralelo al eje longitudinal del dedo medio. Eso implica que solo pueda oponerse al dedo índice o al dedo medio. En cambio, cuando se le da una posición anatómica (no paralela al eje longitudinal del dedo medio) se mejora notablemente. Capanyi en su libro: *Fisiología de miembro superior*, en la parte de mano, habla de que el pulgar tiene una ubicación espacial con respecto a la palma y no tiene ese eje de rotación que las prótesis indican. Tiene una junta de cardán en la base con orientaciones específicas y otra cardán en la junta metacarpofalángica ayuda a que se pueda oponer a los otros dedos. Esos movimientos que vuelven de manera plana a las prótesis comunes, hacen que se adapte mejor a otras formas. Las prótesis actuales hacen que el pulgar se oponga al índice y al dedo medio. Pero nuestro pulgar humano tiene un movimiento más amplio que alcanza al meñique. Esto incrementa la adaptabilidad y firmeza de la sujeción. Por lo que el pulgar debe poder ser posicionado fuera de la palma, sacando su base y con orientación diferente a la de los dedos trifalángicos.

No hay métodos analíticos en antropomorfismo, es muy subjetivo (cualitativo). La antropometría genera antropomorfismo y ayuda a justificar geoméricamente las formas.

Los dedos meñique y anular se emplean para sujetar. No importa que no estén en la curvatura de la palma. Es importante considerar el dedo medio y el índice con apertura y curvatura, porque son los encargados de la manipulación.

Anexo

Harmonic drive Harmonic Drive es una marca comercial de las empresas de Harmonic Drive para un tipo de sistema de engranajes mecánico también conocido como un "engranaje de ola de tensión" ("strain wave gear") que puede mejorar ciertas características en comparación con los sistemas tradicionales de engranajes.

Ventajas: sin backlash, compacto, ligero, altas proporciones de engranajes, relaciones reconfigurables dentro de una carcasa estándar, buena resolución y una excelente repetibilidad (representación lineal) cuando el reposicionamiento de cargas inerciales, par elevado, y los ejes de entrada y de salida coaxiales. Relaciones altas de reducción de engranajes son posibles en un volumen pequeño (una proporción de 30: 1 hasta 320: 1 es posible en el mismo espacio en el que los engranajes planetarios normalmente sólo producen una proporción de 10: 1).

Grado de libertad El número de grados de libertad en ingeniería se refiere al número mínimo de parámetros independientes que necesitan ser especificados para determinar completamente la posición y velocidad de un mecanismo.

El cálculo de los grados de libertad de un mecanismo plano se puede realizar empleando la fórmula de Grübler-Kutzbach.

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

donde:

- m , movilidad.
- n , número de elementos (eslabones, barras, piezas, etc.) de un mecanismo.
- j_1 , número de uniones de 1 grado de libertad.
- j_2 , número de uniones de 2 grados de libertad.

Grado de movilidad Número de eslabones que hay que accionar para controlar el movimiento de un mecanismo, o bien, el número de actuadores.

Los mecanismos con grado de movilidad igual a uno se denominan **desmodrómicos** y son los más comunes, ya que para controlar su movimiento sólo es necesario accionar uno de los eslabones.

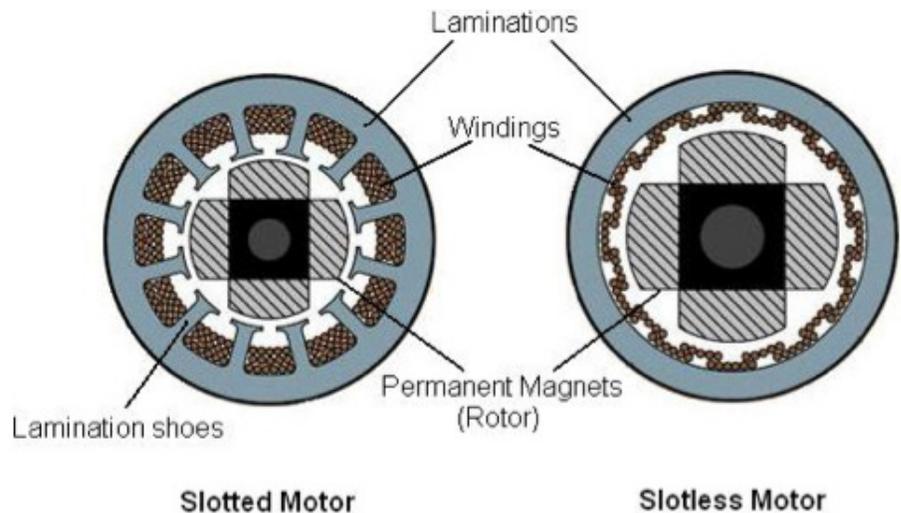
Pulpa del dedo La pulpa de un dedo es la masa carnosa en la cara palmar de la extremidad del dedo.

Mecánica de precisión	Es una técnica de fabricación de componentes geoméricamente precisos, que busca mejorar su calidad y eficiencia.
Acto reflejo	Acción que se realiza involuntariamente como respuesta instintiva e inconsciente del organismo a un estímulo externo.
Motorreductor	Un motorreductor es un tipo de reductor de velocidad que se encuentra acoplado directamente al motor.
Manipulación y sujeción	Relación entre la energía útil (energía a la salida) y la energía suministrada (energía a la entrada) de un sistema dinámico durante un periodo específico de operación. Eficiencia - recursos Eficacia - objetivos Si se define como objetivo el mejor aprovechamiento de los recursos, entonces eficacia y eficiencia son lo mismo.
Eficiencia	Relación entre la energía útil (energía a la salida) y la energía suministrada (energía a la entrada) de un sistema dinámico durante un periodo específico de operación. Eficiencia - recursos Eficacia - objetivos Si se define como objetivo el mejor aprovechamiento de los recursos, entonces eficacia y eficiencia son lo mismo.
Asintóticamente	Que se aproxima a un valor de referencia de forma indefinida.

Efecto Hall Es la aparición de un campo eléctrico por separación de cargas, en el interior de un conductor por el que circula una corriente en presencia de un campo magnético perpendicular al movimiento de las cargas. Este campo magnético (campo Hall) es perpendicular al movimiento de las cargas y al campo magnético aplicado. (Jaramillo, UNAM)

Motor Síncrono Los motores síncronos son un tipo de motor de corriente alterna en el que la rotación del eje está sincronizada con la frecuencia de la corriente de alimentación; el período de rotación es exactamente igual a un número entero de ciclos de CA. Su velocidad de giro es constante y depende de la frecuencia de la tensión de la red eléctrica a la que esté conectado y por el número de pares de polos del motor, siendo conocida esa velocidad como "velocidad de sincronismo". Este tipo de motor contiene electromagnetos en el estátor del motor que crean un campo magnético que rota en el tiempo a esta velocidad de sincronismo.

Motor con ranuras vs motor sin ranuras



MOSFET El transistor de efecto de campo metal-óxido-semiconductor o MOSFET (en inglés Metal-oxide-semiconductor Field-effect transistor) es un transistor utilizado para amplificar o conmutar señales electrónicas. Es el transistor más utilizado en la industria microelectrónica, ya sea en circuitos analógicos o digitales, aunque el transistor de unión bipolar fue mucho más popular en otro tiempo. Prácticamente la totalidad de los microprocesadores comerciales están basados en transistores MOSFET.

Core (Iron) loss Cuando el núcleo se somete a un campo magnético cambiante, parte de la potencia que idealmente se transfiere a través del dispositivo, se pierde en el núcleo, disipada en forma de calor y a veces ruido.

Constante de tiempo mecánica En un sistema de primer orden, es el tiempo requerido en que la velocidad del motor alcanza el 63.2% de su valor final ante una entrada escalón (voltaje fijo).

Bibliografía

Mejor sistema de flexión [41] Massa, B., Roccella, S., Carrozza, M.C. and Dario, P., (2002). Design and development of an underactuated prosthetic hand. Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 4, 3374–3379.

1.3 [45] Dollar, A. M., (2014). Classifying Human Hand Use and the Activities of Daily Living. En R. Balasubramanian y V. J. Santos(Eds.), *The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development* (Chapter 10). Nueva York, EUA: Springer.

M.R. Cutkosky, On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. IEEE Trans. Robot. Autom. 5(3), 269–279 (1989)

BIBLIOGRAFÍA INTRODUCCIÓN

Bueno, L., Freire Bastos-Filho, T. y Dynnikov, V. (2001, octubre). Diseño de una prótesis de miembro superior dotada de sensores, actuadores y microcontrolador. En E. Gutiérrez (Coordinadora), Servicios Públicos Accesibles. Simposio llevado a cabo en las V Jornadas del SIDAR, Mar del plata, Argentina. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

www.sidar.org/acti/jorna/5jorna/ponencias/ponencia3-8.doc

Díaz Montes, J. C., y Dorador González, J. M. (2010). El futuro en las prótesis de mano. Memorias del XVI Congreso Internacional Anual de la SOMIM [Versión electrónica]. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de http://somim.org.mx/articulos2010/memorias/memorias2010/A1/A1_214.pdf

Ediciones Universidad de Salamanca. (2011). Prótesis. En Diccionario médico-biológico, histórico y etimológico. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

<http://dicciomed.eusal.es/palabra/protesis>

Gómez, J. L. (2006, junio). Las prótesis: restauración del individuo. Revista Ciencia y Desarrollo [Versión electrónica], 32 (196), 62-67. Recuperado el 14 de marzo de 2012, de

<http://www.conacyt.gob.mx/comunicacion/revista/196/Articulos/Lasprotesis/Lasprotesis00.htm>

Silva Castellanos, C. A., Muñoz Riaños J. E., Garzón Alvarado, D. A., Landínez Parra, N. S. y Silva Caicedo, O. (2011, ene.-mar.) Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano [Versión electrónica]. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 30 (1), 117-123. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de <http://scielo.sld.cu/pdf/ibi/v30n1/ibi031111.pdf>

BIBLIOGRAFÍA CAPÍTULO I

Bernardi, N., Bonnin, R. y Mortara, V. (2010, 6 de septiembre). Evolución de las prótesis [Publicación de blog] Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

<http://manosroboticas.blogspot.mx/2010/09/evolucion-de-las-protesis.html>

Cañizares, F. (2011, agosto). Quién inventó las prótesis [en línea]. Quo. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de http://www.quo.es/ciencia/inventos/quien_invento_las_protesis

Caudillo Sosa, G. (2006). La educación en ortesis y prótesis en México. *Ortoprotesis High Tech 50 Aniversario*. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

<http://www.caudillo.com.mx/pdf/EducacionOrtesisProtesisEnMexico.pdf>

Cortés Gabaudan, F. (2011). Prótesis/prótesis; cuando la gramática provoca confusión. [Comentario en el artículo "Prótesis. En *Diccionario médico-biológico, histórico y etimológico*" por Ediciones Universidad de Salamanca]. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

<http://dicciomed.eusal.es/palabra/protesis>

Norton, K. M. (2007). *A Brief History of Prosthetics* [Un breve recorrido por la

historia de la protésica] [Versión electrónica]. inMotion, 17 (7). Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf

Montero García, G. (junio, 2007). Las matemáticas del arte y el arte de las matemáticas. *Matematicalia*, vol.3 (no.3). Recuperado el 17 de septiembre de 2014 de http://www.matematicalia.net/index.php?option=com_content&task=view&id=405&Itemid=240

BIBLIOGRAFÍA CAPÍTULO II

Croney, J. (1978). *Antropometría para diseñadores*. Barcelona, España: Gustavo Gili.

Lapunzina, P. y Aiello H. (2002). *Manual de antropometría normal y patológica: fetal, neonatal, niños y adultos*. Barcelona, España: Masson.

Latarjet, M. y Ruiz Liard, A. (2004). *Anatomía humana*. (4ª ed., tom. 1). Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana.

Malagón de García, C. (2001). *Manual de antropometría*. Armenia, Quindío, Colombia: Kinesis.

Netter, F. H. (2007). *Atlas de Anatomía Humana* (4ª ed., V. Götzens García, Trad.). Barcelona, España: Elsevier-Masson.

Quiñonez, P. G. (2005). *Cirugía de la Mano*. Maracay, Venezuela: Fondo Documental Electrónico de FUNDACITE Aragua. Recuperado el 14 de marzo de 2013, de

http://www.fundacite-aragua.gob.ve/pdf/cirugia_mano1.pdf

Rouvière, H. y Delmas, A. (2005). Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional (11ª ed., vol.3, V. Götzens García, Trad.) España: Elsevier.

Viladot Voegeli, A. (2001) Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona, España: Springer.

BIBLIOGRAFÍA DE PROYECTOS REVISADOS

Flores Luna, R. I. y Juárez Mendoza, A. M. (2007). Diseño de prótesis mecatrónica de mano (Tesis inédita de licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México). Recuperada de Base de datos de la Dirección General de Bibliotecas. (Clasif. 001-01127-F1-2007)

De Laurentis, K. J. y Mavroidis, C. (2002). Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand [Versión electrónica], *Technology and Health Care*, 10 (2), 91–106. Recuperado de <http://iospress.metapress.com/content/cmmcp5lgmp7u8668/>

De Laurentis, K. J. y Mavroidis, C. (2004). Rapid fabrication of a non-assembly robotic hand with embedded components, *Assembly Automation*, 24 (4), 394-405.

doi:10.1108/01445150410562606

Butterfaß, J., Fischer, M., Grebenstein, M., Haidacher, S. y Hirzinger, G. (2004, junio-julio). Design and Experiences With DLR Hand II. Ponencia presentada en Tenth International Symposium on Robotics with Applications de World Automation Congress, Sevilla España.

Basado en ejemplo 37 Conference paper abstract retrieved online

Butterfaß, J., Grebenstein, M., Liu H. y Hirzinger, G. (2001, mayo). DLR- HAND

II: Next Generation of a Destroux Robot Hand. Artículo presentado en International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2001) de IEEE, Seul, Corea. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org>

Mismo artículo con referencia basada en el ejemplo 38 Proceedings published regularly online

Butterfaß, J., Grebenstein, M., Liu H. y Hirzinger, G. (2001). DLR- HAND II: Next Generation of a Destroux Robot Hand. Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2001) 1, 109-114. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org>

Borst, Ch., Fischer, M., Haidacher, S., Liu, H. y Hirzinger, G. (2003). DLR Hand II: Experiments and Experiences with an Anthropomorphic Hand. Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2003) 1, 702-707. Recuperado de <http://ieeexplore.ieee.org>

Zhao, D., Jiang, L., Huang, H., Jin, M., Cai, H. Y Liu, H. (2006, diciembre). Development of a Multi-DOF Anthropomorphic Prosthetic Hand. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Biomimetics de IEEE, Kunming, China.

Huang, H., Jiang, L., Zhao, D., Zhao, J., Cai, H., Liu, H., ... Hirzinger, G. (2006, octubre). The Development on a New Biomechatronic Prosthetic Hand Based on Under-actuated Mechanism. Ponencia presentada en International Conference on Intelligent Robots and Systems de IEEE/RSJ, Beijing, China.

Zhao, J., Jiang, L., Shi, S., Cai, H., Liu, H., Hirzinger, G. (2006, junio). A Five-fingered Underactuated Prosthetic Hand System. Ponencia presentada en International Conference on Mechatronics and Automation de IEEE, Luoyang, China.

Gao, X., Jin, M., Jiang, L., Xie, Z., He, P., Yang, L., ... Hirzinger, G. (2003, septiembre). The HIT/DLR Dexterous Hand: Work in Progress. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Taipei, Taiwan.

Yamano, I., Takemura, K. y Maeno, T. (2003, octubre). Development of a Robot Finger for Five-fingered Hand using Ultrasonic Motors. Ponencia presentada en Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems de IEEE/RSJ, Las Vegas, Nevada.

Yamano, I. y Maeno, T. (2005, abril). Five-fingered Robot Hand using Ultrasonic Motors and Elastic Elements. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Barcelona, España.

Pons, J., Rocon, E., Ceres, R., Reynaerts, D., Saro, B., Levin, S. y Van Moorleghem, W. (2004). The MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects [Versión electrónica]. *Autonomous Robots*, 16, 143–163. doi: 10.1023/B:AURO.0000016862.38337.f1

Kyberd, P. y Pons, J. (2003, septiembre). A Comparison of the Oxford and Manus Intelligent Hand prostheses. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Taipei, Taiwan.

Mesonero-Romanos, D., Ceres, R., Rocon, E. y Pons, J. (2004, septiembre). Los motores ultrasónicos y su aplicación en sistemas orto-protésicos. Ponencia presentada en XXV Jornadas de Automática del Comité Español de Automática de CEA, Madrid, España.

Cho, K., Rosmarin, J. y Asada, H. (2007, abril). SBC Hand: A Lightweight Robotic Hand with an SMA Actuator Array implementing C-segmentation. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Roma, Italia.

Cho, K., Rosmarin, J. y Asada, H. (2006, mayo). Design of Vast DOF Artificial Muscle Actuators with a Cellular Array Structure and Its Application to a Five-Fingered Robotic Hand. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Orlando, EUA.

Cho, K., Rosmarin, J. y Asada, H. (2006). "SBS Hand" YouTube. (0:20-2:22/3:26). <http://www.youtube.com/watch?v=R02IWsNUOCs> [consultado: 5 marzo 2013].

Cho, K. (2007). Reduction of Dimensionality of a Cellular Actuator Array for Driving a Robotic Hand [Tesis doctoral]. Massachusetts Institute of Technology [Instituto Tecnológico de Massachusetts].

Soto, M., Jimmy W. y Gini, G. (2007). Robotic Hands: Design Review and

Proposal of New Design Process. Proceedings Of World Academy Of Science, Engineering And Technology, 20, 85-90.

Lovchik, C. y Diftler, M. (1999, Mayo). The Robonaut Hand: A Dexterous Robot Hand for Space. Ponencia presentada en International Conference on Robotics & Automation de IEEE, Detroit, Michigan.

Folgheraiter, M. y Gini, G. (2000, septiembre). Blackfingers: an Artificial Hand that Copies Human Hand in Structure, Size, and Functions. Proceedings of the First IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids 2000). Massachusetts, EUA.

<http://home.dei.polimi.it/gini/papers/MIT23.pdf>

Folgheraiter, M., Gini, G., Perkowski M., y Pivtoraiko, M. (2003). Blackfingers: a Sophisticated Hand Prosthesis. Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2003) (pp. 22-25). Daejeon, Corea del Sur.

<http://web.cecs.pdx.edu/~mperkows/=PUBLICATIONS/PDF-2003/blackfingers.pdf>

Folgheraiter, M. y Gini, G. (2004, agosto-octubre). Human-like reflex control for an artificial hand. Biosystems [Versión electrónica]. 76 (1-3), 65-74. doi: 10.1016/j.biosystems.2004.05.007

<http://home.dei.polimi.it/gini/papers/biosystems.pdf> [consultado: 5 marzo 2013]

Zecca, M., Cappiello, G., Sebastiani, F., Roccella, S., Vecchi, F., Carrozza, M. y Dario, P. (2003, septiembre). Experimental analysis of the proprioceptive and exteroceptive sensors of an underactuated prosthetic hand. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Taipei, Taiwan.

Carrozza, M., Vecchi, F., Sebastiani, F., Cappiello, G., Roccella, S., Zecca, M., Lazzarini, R., y P. Dario, P. (2003, septiembre). Experimental analysis of an

innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Taipei, Taiwan.

Zecca, M. (2003). On the development of a cybernetic prosthetic hand. Tesis doctoral. Scuola Superiore Sant'Anna.

Carrozza, M., Suppo, C., Sebastiani, F., Massa, B., Vecchi, F., Lazzarini, R., Cutkosky, M. y Dario, P. (2004). The SPRING Hand: Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping [Versión electrónica]. *Autonomous Robots*, 16 (2), 125–141. doi: 10.1023/B:AURO.0000016863.48502.98.

Dechev, N., Cleghorn, W. y Naumann, S. (2001). Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand [versión electrónica]. *Mechanism and Machine Theory*, 36 (10), 1157-173. doi: 10.1016/S0094-114X(01)00035-0.

Dechev, N., Cleghorn, W. y Naumann, S. (1999, diciembre). Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand. En *Proceedings of the Sixth National Applied Mechanisms & Robotics Conference*, Cincinnati, EUA.

Lotti, F., Tiezzi, P., Vassura, G., Biagiotti, L., Palli, G. y Melchiorri, C. (2005, abril). Development of UB Hand 3: Early Results. Ponencia presentada en International Conference on Robotics and Automation de IEEE, Barcelona, Spain.

Lotti, F., Tiezzi, P., Vassura, G., Biagiotti, L. y Melchiorri, C. (2004, abril). UBH 3: an Anthropomorphic Hand with Simplified Endo-Skeletal Structure and Soft Continuous Fingerpads. Ponencia presentada en International Conference on Robotics & Automation de IEEE, NewOrleans, EUA.

Kargov, A., Pylatiuk, C., Klosek, H., Oberle, R., Schulz, S. y Bretthauer, G. (2006, septiembre). Modularly designed lightweight anthropomorphic robot hand. Ponencia presentada en International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems de IEEE, Heidelberg, Alemania.

Potratz, J., Yang, J., Abdel-Malek, K., Peña Pitarch, E. y Grosland, N. (2005). A Light Weight Compliant Hand Mechanism With High Degrees of Freedom [Versión electrónica]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127 (6), 934-945. doi: 10.1115/1.2052805.

Yang, J., Abdel-Malek, K. y Potratz, J. (2005). Design and prototyping of an active hand prosthetic device [versión electrónica]. *The Industrial Robot: An International journal*, 32 (1) , 71-78. doi: 10.1108/01439910510573327.

Schulz, S., Pylatiuk, C., Kargov, A., Oberle, R. y Bretthauer, G. (2004, septiembre). Progress in the Development of Anthropomorphic Fluidic Hands and their Applications. *Proceedings of Mechatronics and Robotics*, Aachen, Alemania.

Kargov, A., Werner, T., Pylatiuk, C. y Schulz, S. (2008). Development of a miniaturised hydraulic actuation system for artificial hands [Versión electrónica]. *Sensors and Actuators*, 141(2), 548-557. doi: 10.1016/j.sna.2007.10.025.

Schulz, S., Pylatiuk, C. y Bretthauer, G. (2001, mayo). A New Ultralight Anthropomorphic Hand. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Seoul, Corea.

Yang, J., Peña Pitarch, E., Abdel-Malek, K., Patrick, A. y Lindkvist, L. (). A multi-fingered hand prosthesis [Versión electrónica]. *Mechanism and Machine Theory*, 39 (6) 555–581. doi:10.1016/j.mechmachtheory.2004.01.002.

Kargov, A., Pylatiuk, C., y Schulz, S. (2004, July). Determination of holding forces of artificial robotic hands. En *Proceedings of the 2004 International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping Genoa, Italy, July* (pp. 1-2).

Kargov, A., Asfour, T., Pylatiuk, C., Oberle, R., Klosek, H., Schulz, S., y Dillmann, R. (2005, junio). Development of an anthropomorphic hand for a mobile assistive robot. *Proceedings International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, EUA.

http://www.iaim.ira.uka.de/users/asfour/publications/ICORR_2005.pdf

Light, C. M. y Chappell, P. H. (2000). Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis. *Medical engineering & physics*, 22(10), 679-684.

http://eprints.soton.ac.uk/262962/1/Light_MEP_2000.pdf

Zecca, M., Roccella, S., Carrozza, M. C., Miwa, H., Itoh, K., Cappiello, G. y Takanishi, A. (2004, noviembre). On the development of the emotion expression humanoid robot WE-4RII with RCH-1. En *Proceedings International Conference on Humanoid Robots*, Santa Mónica, EUA.

<http://www.robocasa.net/people/zecca/2004/humanoids2004.pdf>

Zecca, M., Roccella, S., Cappiello, G., Ito, K., Imanishi, K., Miwa, H. y Takanishi, A. (2006). From the human hand to a humanoid hand: biologically-inspired approach for the development of Robocasa Hand# 1. *Courses and lectures-international centre for mechanical sciences*, 487, 287.

<http://www.robocasa.net/people/zecca/2006/romansy2006.zecca.r.pdf>

Kamikawa, Y. y Maeno, T. (2008, septiembre). Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of humans. *Proceedings International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Niza, Francia.

Dalley, S. A., Wiste, T. E., Varol, H. A. y Goldfarb, M. (2010, agosto-septiembre). A multigrasp hand prosthesis for transradial amputees. *Proceedings In Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, Buenos Aires, Argentina.

Mouri, T., Kawasaki, H., Yoshikawa, K., Takai, J. y Ito, S. (2002). Anthropomorphic robot hand: gifu hand III. *Proceedings of the 2nd International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2002)* (pp. 1288-1293). Jeonbuk, Corea. Recuperado el 19 de marzo de 2013, de http://www.mindtrans.narod.ru/pdfs/Gifu_Hand_III.pdf

Dalley, S. A., Wiste, T. E., Withrow, T. J. y Goldfarb, M. (2009). Design of a multifunctional anthropomorphic prosthetic hand with extrinsic actuation. *IEEE/ASME, Transactions on Mechatronics*, 14 (6), 699-706. doi: 10.1109/TMECH.2009.2033113

Controzzi, M., Cipriani, C. y Carrozza, M. C. (2008, septiembre). Mechatronic design of a transradial cybernetic hand. *Proceedings International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Niza, Francia.

Metta, G., Sandini, G., Vernon, D., Natale, L. y Nori, F. (2008, agosto). The iCub humanoid robot: an open platform for research in embodied cognition. *Proceedings of the 8th workshop on performance metrics for intelligent Systems*, Washington, EUA.

Stellin, G., Cappiello, G., Zaccone, F., Cipriani, C., Carrozza, M. C. y Dario, P. (2008). Design of an anthropomorphic dexterous hand for a 2-years-old humanoid: Ongoing work. *ICRA07*.

Caffaz, A. y Cannata, G. (1998, mayo). The design and development of the DIST-Hand dextrous gripper. En *Proceedings International Conference on Robotics and Automation*, Leuven, Bélgica.

Fite, K. B., Withrow, T. J., Shen, X., Wait, K. W., Mitchell, J. E. y Goldfarb, M. (2008). A gas-actuated anthropomorphic prosthesis for transhumeral amputees. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1), 159-169.