



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA

INGENIERÍA MECÁNICA – DISEÑO MECÁNICO

PROPUESTA DE CRITERIOS PARA LA EVALUACIÓN DE PRECISIÓN Y FUERZA EN PRÓTESIS DE MANO

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

DOCTOR EN INGENIERÍA

PRESENTA:

JULIO CÉSAR DÍAZ MONTES

TUTOR PRINCIPAL

JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ, FACULTAD DE INGENIERÍA

COMITÉ TUTOR

MARCELO LÓPEZ PARRA, FACULTAD DE INGENIERÍA

VICENTE BORJA RAMÍREZ, FACULTAD DE INGENIERÍA

SAUL DANIEL SANTILLÁN GUTIÉRREZ, FACULTAD DE INGENIERÍA

LEOPOLDO RUIZ HUERTA, CCADET

MÉXICO, D. F. FEBRERO DE 2014

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Marcelo López Parra
Secretario: Dr. Vicente Borja Ramírez
Vocal: Dr. Jesús Manuel Dorador González
1^{er.} Suplente: Dr. Saúl Daniel Santillán Gutiérrez
2^{do.} Suplente: Dr. Leopoldo Ruiz Huerta

Lugar o lugares donde se realizó la tesis:

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica, Facultad de Ingeniería, UNAM.

TUTOR DE TESIS:

Dr. Jesús Manuel Dorador González

FIRMA

Resumen

En la última década se han diseñado diversos prototipos de prótesis de mano, cada uno con características particulares en cuanto a fuerzas, dimensiones, velocidades de flexión de los dedos, antropomorfismo, número de dedos, entre otros.

Para determinar si los prototipos cumplen con los requerimientos del diseñador, se han realizado pruebas y evaluaciones a algunos de estos, sin embargo con estas evaluaciones se genera información muy específica y que sólo es aplicable a unos cuantos prototipos.

En este trabajo se presenta una propuesta de criterios para evaluar la precisión y la fuerza en prótesis de mano, los criterios tienen características que los hacen útiles para evaluar muchas de las prótesis existentes (las que utilizan actuadores eléctricos rotatorios).

Las características más notables de los criterios son: están listos para utilizarse y arrojan resultados directos, la información necesaria para la evaluación se puede obtener de manera sencilla, se evalúa el desempeño de los componentes de la prótesis (y no a toda la prótesis en conjunto como comúnmente se realiza).

Los criterios fueron utilizados para evaluar las prótesis SmartHand y CDMIT I.

Agradecimientos

"El mejor regalo que un padre puede darle a su hijo es la educación", es por ello que agradezco infinitamente a mi familia por ese invaluable regalo.

Al Dr. Jesús Manuel Dorador González, por su asesoramiento, paciencia y apoyo brindado durante el desarrollo de esta tesis, y en especial por todas las palabras de aliento y motivación que fueron muy valiosas en los momentos más complicados.

Se reconoce el apoyo de los proyectos PAPIIT IT102512 "Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano" y PAPIME PE100911 "Diseño de Productos Mecatrónicos", los cuales fueron indispensables para desarrollar diversas etapas de esta tesis.

Se reconoce al Programa de Maestría y Doctorado en Ingeniería a través de la Coordinación de Estudios de Posgrado (CEP), por los recursos económicos otorgados durante cuatro años, sin los cuales hubiera sido imposible la realización de este trabajo.

ÍNDICE

Resumen.....	3
Agradecimientos.....	4
Índice.....	5
1. INTRODUCCIÓN	
1.1 Antecedentes de la investigación.....	9
1.2 Etapas de la investigación.....	9
1.3 Organización de la tesis.....	10
2. REVISIÓN DE LA LITERATURA Y ESTADO DEL ARTE EN PROTESIS DE MANO	
2.1 Las prensiones básicas de la mano.....	12
2.2 Trabajos desarrollados en el CDMIT.....	13
2.3 Prótesis de mano en la actualidad.....	15
2.3.1 Prótesis comerciales.....	15
2.3.2 Prototipos de prótesis.....	18
2.4 Métodos de evaluación de productos.....	23
2.5 Evaluación del desempeño de prótesis de mano.....	24
2.6 La importancia de la precisión y la fuerza.....	28
3. CONTRIBUCIÓN AL CONOCIMIENTO	
3.1 Hipótesis.....	30
3.2 Objetivos.....	30
3.3 Alcance.....	31
3.4 Contribución.....	31
4. CRITERIOS PARA EVALUACIÓN DE PRECISIÓN Y FUERZA	
4.1 Procedimiento para obtener criterios de evaluación.....	33
4.1.1 Obtención de requerimientos.....	33
4.1.2 Análisis del dispositivo.....	33
4.1.3 Identificación de funciones	34
4.1.4 Evaluación de métricas	35

4.1.5 Integración de criterios.....	36
4.1.6 Desarrollo de criterios y establecimiento de calificaciones.....	36
4.2 Los criterios de evaluación obtenidos.....	36
4.2.1 Función flexionar dedos.....	36
4.2.1.1 Relación de Fuerzas	36
4.2.1.2 GDL y GDM.....	39
4.2.1.3 Eficiencia.....	43
4.2.1.4 Fricción.....	44
4.2.1.5 Ajuste en las articulaciones.....	45
4.2.2 Función bloquear dedos.....	47
4.2.2.1 Capacidad de bloqueo.....	48
4.2.2.2 Eficiencia.....	49
4.2.2.3 Eficacia.....	49
4.2.3 Función transformar energía.....	51
4.2.3.1 Eficiencia.....	51
4.2.3.2 Relación torque-peso.....	53
4.2.3.3 Relación torque-volumen.....	55
4.2.3.4 Fuerza.....	57
4.2.4 Función reducir velocidad.....	59
4.2.4.1 Eficiencia.....	59
4.2.4.2 Multiplicación de fuerzas.....	60
4.2.4.3 Holgura.....	63
4.3 Alcances de los criterios.....	64
4.4 Conclusiones.....	64
5. EVALUACIÓN DE DOS PRÓTESIS	
5.1 Selección de los casos de estudio.....	66
5.2 Evaluación de SmartHand.....	66

5.2.1 Función flexionar dedos.....	67
5.2.2 Función bloquear dedos.....	69
5.2.3 Función transformar energía.....	70
5.2.4 Función reducir velocidad.....	72
5.3 Evaluación de la mano CDMIT I.....	73
5.3.1 Función flexionar dedos.....	73
5.3.2 Función bloquear dedos.....	77
5.3.3 Función transformar energía.....	77
5.3.4 Función reducir velocidad.....	80
5.4 Resultados.....	82
5.5 Conclusiones.....	85
6. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	
6.1 Conclusiones.....	87
6.2 Trabajo futuro.....	88
REFERENCIAS.....	89
ANEXOS.....	95

Capítulo I

INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes de la investigación

Como resultado del desarrollo de la tecnología en diversas áreas, las prótesis y prototipos de prótesis han logrado importantes avances en comparación con sus predecesores, como la mejora en la adquisición de señales biológicas, su interpretación, control, mejora en los mecanismos de bloqueo de los dedos, mayor antropomorfismo, materiales más ligeros y resistentes, actuadores más pequeños y potentes, entre otros. Comparando con las prótesis de hace 10 años o más, las prótesis actuales (como I-Limb^[1], FluidHand^[2] o SmartHand^[3]) pueden sujetar objetos con menores dimensiones, con geometrías más variadas y de mayor peso.

En 2003, en el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica (CDMIT) de la UNAM, se comenzó un proyecto con el fin de desarrollar prótesis inteligentes. A lo largo de varios años se han desarrollado diversos prototipos de prótesis de mano, se ha generado información muy valiosa en las diversas áreas involucradas en el diseño de una prótesis, desde la adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas, el control de los sistemas, diseño de mecanismos, interfaz con el muñón, sólo por mencionar algunas.

La investigación presentada en este trabajo es parte del proyecto de prótesis inteligentes desarrollado en el CDMIT. En la cual se propone un conjunto de criterios para evaluar la precisión y la fuerza en prótesis de mano. Con los resultados obtenidos de esta investigación se pretende aportar información concreta y necesaria para el diseño de prótesis funcionales, y sobre todo que sea útil a los diseñadores de nuevos dispositivos protésicos, para que los diseños puedan estar a la vanguardia, logrando capacidades similares o mejores a los más avanzados en la actualidad.

1.2 Etapas de la investigación

El desarrollo de esta investigación puede describirse mediante 6 etapas (mostradas en la figura 1.1). La primera de ellas es la revisión de la literatura y el estado del arte de prótesis de mano, patentes de prótesis y manos robóticas, la información obtenida es referente al diseño, características mecánicas, y evaluación del desempeño.

Con los resultados obtenidos en la primera etapa se pudo identificar que no existe información concreta sobre evaluación de la precisión y la fuerza en prótesis de mano, por lo que se consideró importante evaluarlas mediante un conjunto de criterios. Fue necesario definir un método para generar los criterios de evaluación, el método fue aplicado a algunos dispositivos sencillos para encontrar y resolver inconsistencias. Una vez validado, el método se aplicó a prótesis de mano y

se definieron los criterios para la evaluación de la precisión y la fuerza. Para mostrar la utilidad de los criterios se evaluaron dos prótesis, la primera desarrollada dentro del grupo de trabajo del CDMIT, y la segunda diseñada en la Scuola Superiore Sant'Anna, en Italia.

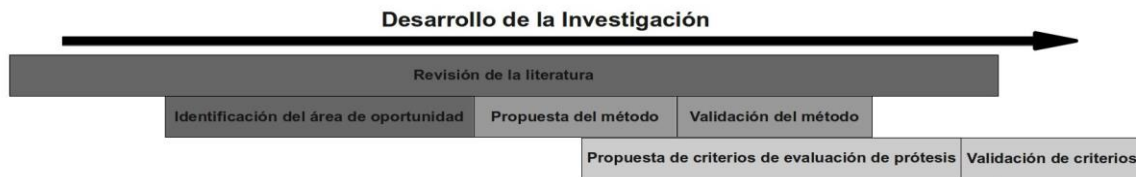


Figura 1.1. Etapas de la investigación

1.3 Organización de la tesis

La tesis está organizada en 6 capítulos, en el primero se presentan los antecedentes de la investigación y las etapas de este trabajo.

En el segundo capítulo se muestra un resumen de la revisión de la literatura y del estado del arte, así como los prototipos de mano desarrollados en el CDMIT. Se hace énfasis en las características mecánicas de las prótesis, en los criterios empleados para diseñarlas, y en su desempeño durante la realización de algunas tareas de sujeción.

En el capítulo III se presenta la hipótesis de la investigación, se establecen los objetivos y alcances del proyecto, y se detalla la contribución que tiene este trabajo.

En el capítulo IV se muestra el procedimiento para obtener los criterios, y se detallan los criterios para evaluar la precisión y la fuerza de prótesis de mano, se incluye la información relevante que sirvió para el desarrollo de dichos criterios.

La evaluación de la prótesis SmartHand y CDMIT I es presentada en el capítulo V, se muestra la información y pruebas necesarias para realizar la evaluación.

En el último capítulo se enuncian las conclusiones generales, y se indica el trabajo pendiente que se necesita realizar para continuar con el proyecto de prótesis inteligentes.

Capítulo II

REVISIÓN DE LA LITERATURA Y ESTADO DEL ARTE EN PRÓTESIS DE MANO

2.1 Las prensiones básicas de la mano

La mano realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto. El sentido del tacto desarrolla totalmente la capacidad de la mano, sin éste nos sería imposible medir la fuerza prensora. Cuando la mano es supervisada por la vista, ésta es llamada mano de trabajo. Si la mano no es supervisada por la vista, sino por el control táctil, entonces es llamada mano auxiliar. La mano protésica inicia como mano auxiliar, pero al faltarle el sentido del tacto es controlada por la vista, convirtiéndose en ese momento en mano de trabajo, con lo que la mano sana adquiere la función de la mano auxiliar^[4].

Conocer los principales tipos de prensión de la mano es de suma importancia, ya que las prótesis deben ser diseñadas para cumplirlos. A continuación se muestran seis formas básicas de prensión de la mano, que se clasifican en agarres de precisión y agarres de fuerza. Cualquier movimiento desarrollado por la mano humana puede ser logrado mediante una combinación de estas prensiones básicas^[5].

Oposición terminal (prensión en punta fina). En la que la punta de los pulpejos y a veces los bordes de las uñas se emplean para recoger objetos delicados como un alfiler, es la más delicada y precisa de todas las prensiones.

Oposición subterminal (prensión en punta gruesa). Las superficies palmares del pulgar, el índice y otro dedo, entran en contacto, como al coger un bolígrafo.

Oposición subterminolateral (prensión en llave). La yema del pulgar hace presión sobre el lado de cualquiera de las falanges de uno de los otros dedos, la presión es menos precisa pero más fuerte y puede sustituir a las dos anteriores cuando se ha perdido la falange distal del índice.

Aducción entre los dedos. Por lo general entre el índice y el medio, donde el pulgar no desempeña tarea alguna en la prensión, por lo que ésta es débil y suele tener poca precisión.

Prensión palmar (prensión en puño).- La más poderosa y en la que toda la mano sujeta al objeto, cuyo eje largo se haya a lo largo de la garganta palmar y donde el pulgar actúa de contra-fuerza para los dedos que se ciñen en torno del objeto. El volumen de éste determina la fuerza de prensión, máxima cuando el pulgar toca el dedo índice, por ello los mangos de muchas herramientas se diseñan para adaptarse a los dedos.

Prensión en gancho.- El objeto se sujeta con firmeza entre la palma y los dedos flexionados, el pulgar no ejerce tarea alguna. La prensión es bastante segura pero en una sola dirección: hacia los dedos; por consiguiente es la prensión empleada para llevar bolsas y maletas.

Clavar un clavo es una actividad en la que se aprecian los dos tipos de prensión (en distintas manos). El clavo se sostiene con precisión entre el pulgar y el índice, mientras que el martillo se ase con firmeza con la prensión palmar^[5]. La Figura 2.1 muestra 4 de las prensiones descritas.

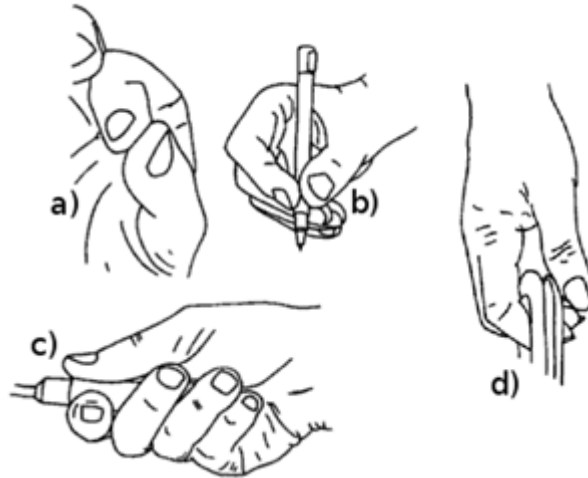


Figura 2.1. Algunas prensiones básicas: a) oposición terminal, b) oposición subterminal, c) prensión en puño, d) prensión en gancho^[5]

Smaby et al.^[6] y Carrozza et al.^[7] han definido un conjunto de tareas a las que llamaron tareas funcionales porque consideran que representan un buen rango en las fuerzas de agarre, y requieren la habilidad de asumir una amplia variedad de posiciones en las articulaciones y posturas de la mano. Algunas de estas tareas son: insertar y sacar una llave, conectar y desconectar una clavija eléctrica, abrir y cerrar un cierre de cremallera, clavar un tenedor en un alimento, usar un botón de un control remoto. Una prótesis que pueda realizar estas tareas funcionales puede realizar una buena cantidad de las tareas de la vida cotidiana.

En este trabajo se considerarán como sinónimos los términos de agarrar, sostener y sujetar, entendiendo que es la actividad en la cual la prótesis mantiene un objeto aprisionado entre sus dedos.

2.2 Trabajos desarrollados en el CDMIT

Desde el 2003, en el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica de la Facultad de Ingeniería, se trabaja en un proyecto cuyo fin último es desarrollar una prótesis inteligente de

miembro superior. Se han obtenido resultados importantes, entre los que destacan el diseño y fabricación de varios prototipos de prótesis de mano, los cuales son descritos a continuación.

Prototipo desarrollado en 2003^[8]

El prototipo (figura 2.2) fue fabricado por la técnica de estereolitografía en una máquina de prototipos rápidos, tiene cinco dedos que son actuados por cuatro servomotores. Las falanges del pulgar están unidas de manera que no se permite la flexión, la rotación es posible por la acción de uno de los servomotores. El dedo índice y medio tienen un motor cada uno, el pulgar y el meñique comparten el mismo actuador. En los cuatro dedos las falanges medial y distal forman un solo cuerpo.



Figura 2.2. Prototipo desarrollado en 2003^[8]

Prototipo desarrollado en 2006^[9]

El prototipo que se muestra en la figura 2.3 fue fabricado con una máquina de prototipos rápidos en plástico ABS. Cuenta con cinco dedos, el pulgar fue diseñado como un sólo cuerpo, tiene un grado de libertad, utiliza un servomotor para la oposición. El resto de los dedos tienen dos grados de libertad debido a que las falanges medial y proximal están unidas, los dedos índice y medio son actuados por un servomotor cada uno, el anular y meñique comparten el mismo actuador. La rotación de la muñeca se logra mediante otro servomotor. Los dedos son flexionados con chicotes flexibles. Las pruebas a las que fue sometido consistieron en la realización de diversas posturas de la mano, tales como el movimiento independiente de los dedos, pronación-supinación en la muñeca, posición de sujeción fina y gruesa, posición de llave, posición de puño, posición de reposo natural.

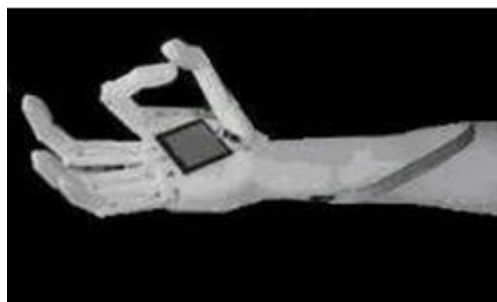


Figura 2.3. Prototipo desarrollado en 2006^[9]

Prototipo desarrollado en 2007^[4]

El prototipo cuenta con cinco dedos, el pulgar tiene dos grados de libertad (uno para la flexión y el otro para la oposición), el resto de los dedos tienen un grado de libertad cada uno. Utiliza cuatro motores de CD repartidos de la siguiente manera: un motor para la oposición del pulgar (la flexión se realiza de manera pasiva por el usuario), dos motores para la flexión del índice y medio, el anular y meñique se flexionan simultáneamente ya que comparten el mismo actuador. El mecanismo para flexionar los cuatro dedos se basa en la configuración propuesta en la TBM Hand, con la cual se necesita sólo un actuador para flexionar el dedo de manera similar a como lo hace la mano humana. Este prototipo puede realizar la prensión en gancho, prensión en punta fina (figura 2.4), prensión en punta gruesa, abrir y cerrar la mano.



Figura 2.4. Prototipo desarrollado en 2007^[4]

2.3 Prótesis de mano en la actualidad

Las prótesis se presentan separadas en dos grupos, en el primero se describen a las que se encuentran en el mercado y que han sido probadas en amputados, en el otro grupo se describen los prototipos de prótesis, que no han sido probados en amputados o que no se encuentran disponibles comercialmente, y hasta la fecha se utilizan con fines de investigación.

2.3.1 Prótesis comerciales

I-Limb^[1]

Esta prótesis tiene cinco dedos (figura 2.5) y la misma cantidad de motores de CD. Es la primera prótesis comercial que puede mover los dedos de manera individual (pero no independiente), la rotación del pulgar se realiza de manera pasiva por el usuario. La fuerza máxima lograda por el dedo índice es de 10 N y pueden lograr hasta 95 N con toda la mano. Los dedos son flexionados mediante correas dentadas de Kevlar cubiertas por poliuretano, cuatro de estos dedos son

idénticos, los cuales constan de dos articulaciones (ya que las falanges distal y medial están unidas). La mano es fabricada con plástico de alta resistencia. Utiliza un conector de muñeca estándar. A esta prótesis se le pueden adaptar guantes cosméticos. El peso de la mano, incluyendo el guante cosmético es de 600 g.



Figura 2.5. I-Limb^[1]

Centri^[10,11]

Esta prótesis tiene cinco dedos (figura 2.6) actuados sólo por un motor de CD. La flexión de los dedos se realiza mediante mecanismos de cuatro barras. Se logra una fuerza de agarre con toda la mano de hasta 81 N. Cuando los dedos índice y pulgar entran en contacto, el sistema se autobloquea, permitiendo que los motores se apaguen. El rango de apertura de los dedos es de 76 mm. Debido a que sólo utiliza un actuador, esta prótesis sólo tiene función de pinza, el dedo índice y medio están acoplados mecánicamente. Se pueden adaptar guantes cosméticos. La mano pesa alrededor de 250 g.



Figura 2.6. Centri Hand^[10]

Otto Bock (SensorHand® SPEED)^[12]

La prótesis tiene tres dedos (figura 2.7), los cuales están acoplados mecánicamente, se abren y cierran simultáneamente. Con un guante cosmético se pueden tener cinco dedos. La mano pesa 460 g. y puede lograr una fuerza de agarre de hasta 100 N.



Figura 2.7. SensorHand SPEED^[12]

BeBionic^[13]

Es una prótesis disponible comercialmente, tanto en mano derecha como izquierda, su tamaño es similar a la mano de un adulto (figura 2.8), se le puede adaptar guante cosmético. Es antropomórfica, su peso varía entre 495 y 539 gramos (incluyendo la muñeca). La fuerza generada durante la presión palmar es de 75 N, durante la oposición subterminal de 34 N y durante la interdigitolateral de 15 N. El peso máximo soportado durante la presión en gancho es de 314 N. Recibe un voltaje nominal de 7.4 V. Puede realizar cinco presiones básicas. Tiene un motor para la flexión de cada uno de los cinco dedos, la oposición del pulgar se realiza de manera pasiva por el usuario. Los dedos medio, anular y meñique se flexionan simultáneamente.



Figura 2.8 Mano BeBionic^[13]

Michelangelo Hand^[14]

Es una prótesis antropomórfica que está disponible comercialmente (se muestra en la figura 2.9). Pesa 410 g. (sin guante cosmético). Alcanza una fuerza de 120 N en presión palmar, tiene una estructura de acero y aluminio. El voltaje de operación es 11.1 V. Puede realizar las presiones básicas. Tiene dos unidades de actuación, la primera sirve para la flexión de los dedos, activamente el índice y medio, y pasivamente el anular y meñique. La otra unidad de actuación permite al pulgar ser posicionado electrónicamente en un eje adicional de movimiento.



Figura 2.9. Mano Michelangelo^[14]

2.3.2 Prototipos de prótesis

En la literatura se reporta una gran cantidad de prototipos de prótesis de mano, algunos sólo son empleados para probar determinados elementos (sensores, actuadores, transmisiones, etc.), otros se han diseñado con el fin de que en un futuro cercano se conviertan en prótesis comerciales. A continuación se describen los 5 prototipos que se consideraron más relevantes. En la tabla 2.1 se muestran las características de algunos otros prototipos.

Smart Hand^[3,15,16,17,18]

El prototipo Smart Hand (figura 2.10) tiene cinco dedos y 16 grados de libertad de los cuales cuatro son activos. Utiliza motores CD convencionales con un tren de engranes planetarios integrado, los cuales están localizados dentro de la palma. Acoplado al conjunto motor-reducción se dispuso un mecanismo autobloqueante conducido de baja fricción, el cual es empleado para evitar que los motores estén activos todo el tiempo en que la mano está sujetando un objeto, ya que cuando los dedos toman la posición deseada se desactivan los motores y entra en funcionamiento el sistema autobloqueante para mantener los dedos en esa posición. La flexión de los dedos se realiza mediante cables de acero inoxidable y poleas. El prototipo cuenta con

alrededor de 40 sensores, entre los que se encuentran sensores de efecto Hall, sensores de fuerza y sensores ópticos de presión. La mano pesa alrededor de 530 g excluyendo baterías y guante cosmético. El prototipo está diseñado para mejorar la adaptabilidad de los dedos, utiliza un arreglo de resortes de compresión el cual permite que cada uno de los tres dedos que se mueven simultáneamente se detengan cuando hace contacto con el objeto, permitiendo que el resto de ellos continúe con el movimiento de flexión.



Figura 2.10. SmartHand^[3]

FluidHand^[2,19,20,21,22,23]

Esta mano (figura 2.11) fue desarrollada en la Universidad de Karlsruhe, en Alemania. El prototipo pesa 350 g, tiene cinco dedos y ocho grados de libertad. Para lograr el movimiento de las ocho articulaciones se utiliza un sistema hidráulico en miniatura desarrollado dentro del mismo proyecto, debido a que los dispositivos comerciales de ese tipo no satisfacían los requerimientos de dimensiones y rendimiento que se necesitaban. Consiste en una bomba hidráulica de engranes externos, un reservorio de fluido (aceite mineral), cinco válvulas eléctricas, una unidad electrónica, ocho actuadores fluídicos flexibles (localizados en las articulaciones de los dedos), una batería y dos electrodos mioléctricos. La mano tiene un diseño modular y logra una fuerza de agarre de hasta 110 N, además puede realizar cinco prensiones básicas. Es importante destacar que la mano ya ha sido probada en pacientes. Lo más sobresaliente en este proyecto es la utilización de otro tipo de energía (hidráulica) para actuar la prótesis, rompiendo totalmente la tendencia en el uso de actuadores eléctricos.



Figura 2.11. FluidHand^[2]

TBM Hand^[24,25,26]

El prototipo (figura 2.12) fue diseñado en la Universidad de Toronto en 1999, cuenta con cinco dedos que son actuados sólo por un motor CD. La flexión de los cuatro dedos se logra por mecanismos de cuatro barras, el pulgar se flexiona por la acción de mecanismos de barras, cables y poleas. El prototipo logra una fuerza máxima de agarre de 35 N. Los cuatro dedos fueron fabricados idénticos, sin embargo el meñique está un poco más bajo para dar una forma más semejante a la mano humana. Debido a que todos los dedos se mueven de manera simultánea, se tienen resortes de compresión de para mejorar la adaptabilidad, es decir, cuando un dedo entra en contacto con el objeto se detiene y los demás dedos siguen su movimiento de flexión, logrando que todos los dedos hagan contacto con el objeto. La mano pesa 280 g. incluyendo el motor y la caja de engranes. Lo más destacado en este prototipo es la utilización de mecanismos de barras para la flexión de los dedos, estos mecanismos fueron sintetizados para optimizar la fuerza de agarre, consideración que hasta ese momento no se había realizado.



Figura 2.12. TBM Hand^[24]

VU Hand^[27,28]

El prototipo (mostrado en la figura 2.13) fue desarrollado en la Universidad de Vanderbilt en el 2010. Cuenta con 16 grados de libertad que son accionados por cinco módulos. Cada módulo consta de un motor sin escobillas y una caja de engranes planetarios. Estos módulos están conectados a un cable que se encarga de flexionar el dedo, la fuerza de tensión lograda para cada cable es de 120 N, que se traduce en una fuerza de 20 N en la punta del dedo. Fue fabricado por la técnica *monocoque*, la cual permite fabricar toda la mano en una sola pieza. La mano tiene las falanges huecas para disminuir el peso total (580 g). Algo importante por mencionar es que este prototipo utiliza un dispositivo de actuación (motor-reducción) que genera una fuerza considerablemente superior que en la mayoría de los prototipos de prótesis de mano.



Figura 2.13. VU Hand^[27]

Prototipo de la Universidad de Dong-Eui^[29]

El prototipo tiene cinco dedos y seis grados de libertad (figura 2.14), utiliza cuatro motores CD para el movimiento de los dedos. Emplea un arreglo de cables y poleas para lograr la flexión de los dedos, la extensión se logra por medio de resortes. Cuando se aplica una tensión de 14 N en el cable que flexiona el dedo índice se obtiene una fuerza en la falange distal de 6 N. La palma del prototipo fue fabricada de ABS y la estructura de los dedos de resina epóxica, la mano pesa 400 g. Este prototipo es de mucho interés debido a la elevada fuerza en la punta del dedo con relación a la fuerza empleada para flexionarlo, aun con la desventaja que la flexión se logra mediante tendones.

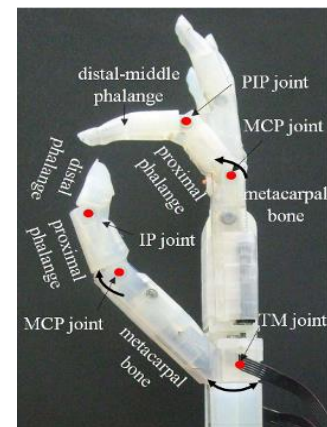


Figura 2.14. Prototipo de Dong-Eui^[29]

Otros prototipos de prótesis

Los prototipos detallados en la sección anterior fueron considerados los más relevantes, además de esos cinco prototipos se han desarrollado otros proyectos, cada uno de ellos tiene características distintas. En la tabla 2.1 se muestra un resumen de dichos proyectos.

Tabla 2.1. Características importantes de las prótesis de mano revisadas

Proyecto	Número de dedos	GDL [‡]	GDM [‡]	Peso (g)	Año	Comentarios
Centri Hand ^[10]	5	1	1	250	2011	Se encuentra disponible comercialmente. Utiliza señales mioeléctricas. Únicamente tiene función de pinza.
CyberHand ^[7,30,31]	5	16	6	1800	2006	Fue diseñada para recibir señales eferentes neuronales. Cuenta con 53 sensores (de posición, presión y fuerza). La estructura de la mano es de fibra de carbono.
FluidHand ^[2,19,18,21,22,23]	5	8	8	350	2010	Accionada por un sistema hidráulico en miniatura. Micromotores de vibración localizados sobre el muñón informan sobre la presión ejercida por la mano.
HIT/DLR Hand ^[32,33,34,35]	5	*	3	500	2006	Puede ser controlada por voz o por electromiografía. Tiene sensores de fuerza y posición
i-Limb Hand ^[1]	5	5	*	600	2010	Primer prótesis comercial que puede mover los dedos de manera individual. Recibe señales mioeléctricas. Se le pueden adaptar guates cosméticos.
i-Limb Pulse ^[36]	5	5	*	800	2011	Versión mejorada de la i-Limb, puede generar una mayor fuerza de agarre.
KNU Hand ^[37]	5	16	2	800	2008	Puede oponer el pulgar. Tiene un sistema de autobloqueo.
MANUS Hand ^[38,39,40]	5	*	*	1200	2004	Cuenta con sensores de fuerza y posición. Se le pueden adaptar guantes cosméticos. Utiliza un mecanismo de Genova.
RTR II Hand ^[41,42,43,44,45]	3	2	*	320	2002	Utiliza resortes de compresión para lograr una sujeción autoadaptable. Se pretende que sea controlada por señales eferentes provenientes del sistema nervioso central.
SMART Hand ^[3,15,16,17,18]	5	16	4	600	2008	Noveodos mecanismo autobloqueante conducido de baja fricción. Cuenta con sensores de efecto Hall y sensores ópticos. Circuitería integrada en la palma.
Southampton-Remedi hand prosthesis ^[46]	5	6	6	400	2000	Recibe señales mioeléctricas. Puede lograr un agarre de antideslizamiento. Cuenta con sensores en la punta de los dedos.
SPRING Hand ^[47]	3	9	1	400	2004	Altamente adaptable a la geometría de los objetos. Tiene sensores de fuerza y posición. Puede lograr 200 ciclos de agarre con una carga de batería.

[‡]GDL=Grados de Libertad. GDM=Número de actuadores. * dato no conocido

Tabla 2.1. Características importantes de las prótesis de mano revisadas (cont.)

Proyecto	Número de dedos	GDL [‡]	GDM [‡]	Peso (g)	Año	Comentarios
TBM Hand ^[24,25,26]	5	6	1	280	1999	Todos los dedos son iguales, el meñique está desfasado para dar una apariencia más natural. Utiliza un motor para mover todos los dedos, y resortes de compresión para lograr adaptarse a la forma de los objetos.
Universidad de Clarkson y Vanderbilt ^[27,48]	5	17	5	2000	2008	Utiliza actuadores neumáticos. Utiliza un servomotor para mover el fluido. Extensión de los dedos mediante resortes de torsión. Utiliza electroválvulas miniatura hechas a la medida.
Universidad de Doshisha ^[49]	5	16	22	*	2009	Utiliza músculos neumáticos en cada falange para flexionar los dedos. Utiliza un mecanismo diferencial para lograr dos movimientos diferentes en la muñeca.
Universidad de Keio ^[50]	5	15	1	750	2008	Tiene un sistema de eslabones para mover los 5 dedos al mismo tiempo, utilizando sólo un actuador, optimizando y distribuyendo las fuerzas de agarre en cada uno de los dedos.
VU Hand ^[27,28]	5	16	4	320	2010	Fue fabricada con la técnica de <i>monocoque</i> .

[‡]GDL=Grados de Libertad. GDM=Número de actuadores. * dato no conocido

Después de haber revisado todas las prótesis mencionadas en esta sección se han podido encontrar cuáles son sus alcances y limitaciones, se han identificado los componentes principales que utilizan las prótesis, y se ha encontrado un patrón en el acomodo de dichos componentes.

La información obtenida de la revisión de las prótesis es útil para establecer la escala de evaluación para los criterios propuestos en este trabajo (capítulo IV).

2.4 Métodos de evaluación de productos

Evaluar un producto y elegir entre varias alternativas es una actividad común en el diseño, para las evaluaciones se pueden emplear suposiciones, la intuición, la experiencia e incluso arbitrariamente, sin embargo es mejor una elección con un procedimiento más racional o al menos abierto^[51].

Durante el proceso de diseño se utilizan métodos de evaluación, que entregan información que debe servir como guía para elegir entre diversas alternativas. Por ejemplo, las propuestas de diseño pueden ser comparadas contra los criterios establecidos por un método de especificación de rendimiento^[51].

Según Jin et al.^[52] los cuatro principales métodos de evaluación son:

Empíricos. Son aplicables cuando el problema no es muy complicado, se realiza una evaluación cualitativa y preliminar que depende de la experiencia de los evaluadores, por ejemplo un método de eliminación.

Matemáticos. Se utilizan herramientas matemáticas para el análisis, en estos métodos se proveen parámetros cuantitativos, que son útiles cuando es necesario expresar el problema de diseño, palabras y resultados de una manera cuantitativa. Por ejemplo un método de calificación por puntos.

De pruebas. Si el proceso y el resultado no son exactos mediante análisis y cálculos, se realiza una prueba para obtener los parámetros correctos.

Para áreas de aplicación. Algunos ejemplos son evaluaciones del ciclo de vida del producto, evaluación del diseño para manufactura, para ensamble y evaluación del diseño por costos.

Después de la evaluación de un producto se puede obtener información valiosa que es útil para la toma de decisiones. La evaluación es una actividad necesaria en el proceso de diseño, y los resultados resultan más útiles para el diseñador cuando son objetivos.

En el caso de evaluación de prótesis de mano, la información que se genera es útil para rediseñar componentes o incluso la prótesis completa. Los métodos de evaluación en prótesis incluyen los matemáticos (cuando es posible realizar análisis teóricos como el cálculo de fuerzas) y en mayor medida los métodos de pruebas (cuando se realizan experimentos para obtener determinados parámetros como velocidades, consumo de energía, entre otros). En la sección siguiente se presentan en concreto los parámetros que se evalúan en las prótesis.

2.5 Evaluación del desempeño en prótesis de mano

Las prótesis descritas en la sección 2.3 pueden realizar cinco de prensiones básicas (no pueden realizar la aducción entre los dedos), y con ello sujetar una gran cantidad de los objetos utilizados en la vida diaria, con lo que se facilita al usuario la realización de las tareas de manera independiente.

Un procedimiento ampliamente utilizado para estimar el desempeño general de una prótesis es mediante la evaluación de las prensiones básicas. Comúnmente las pruebas (como las presentadas en ^[1,15,27,30,32,49,50]) consisten en la sujeción de objetos de diversas geometrías empleando dichas prensiones. Este tipo de evaluación tiene diversas ventajas, las más notables son:

- ⤴ La sencillez de las pruebas. Para realizar el experimento sólo es necesario el objeto que se intenta sujetar.
- ⤴ La gran cantidad de objetos con los que se pueden realizar las pruebas. Ya que se puede emplear prácticamente cualquier objeto que se utilice en la vida diaria.
- ⤴ Los resultados ofrecen una rápida estimación inicial del desempeño de la prótesis. Inmediatamente después de realizada la prueba se conocen los resultados, no es necesario realizar consideraciones, comparaciones o cálculos posteriores.
- ⤴ No se requieren de dispositivos adicionales para desarrollar las pruebas.

Evaluar el desempeño de la prótesis mediante las prensiones básicas también presenta inconvenientes, los más importantes son:

- ⤴ Los resultados no son cuantitativos. Un resultado de este tipo puede conducir a imprecisiones durante su interpretación.
- ⤴ Sólo se determina si la prótesis puede sujetar un determinado objeto o no, no se conoce la calidad del agarre.
- ⤴ Se evalúa a toda la prótesis en conjunto. No se puede determinar el desempeño particular de ninguno de sus componentes (por ejemplo actuadores, reducción de velocidad o dedos).
- ⤴ Los resultados no son útiles para un posible rediseño. Si por alguna razón las pruebas no son satisfactorias, es necesario realizar experimentos adicionales para determinar con exactitud qué componentes deben ser modificados o mejorados.

Tabla 2.2. Agarres reportados en prototipos y prótesis de mano

Prótesis	Precisión				Fuerza	
	OT	OST	OSTL	AD	PP	PG
Centri Hand ^[10]	-	Si	-	-	Si	Si
CyberHand ^[7,30,31]	Si	Si	Si	-	Si	Si
I-Limb ^[1,36]	Si	Si	Si	-	Si	Si
KNU Hand ^[37]		Si	Si	-	Si	Si
Michelangelo ^[14]	Si	Si	Si	Si	Si	Si
RTR II Hand ^[41,42,43,44,45]	Si	Si	Si	-	Si	-
Silicone Hand ^[53,54]	-	-	-	-	Si	-
SMART Hand ^[3,15,16,17,18]	Si	Si	Si	-	Si	-
Southampton-Remedi Hand ^[46]	Si	Si	Si	-	Si	Si
VU Hand ^[27,28]	Si	Si	Si	-	Si	Si

OT-Oposición terminal. OST-Oposición subterminal. OSTL-Oposición subterminolateral.

AD-Aducción entre dos dedos. PP-Prensión palmar. PG-Prensión en gancho.

Los resultados de las prótesis que han reportado pruebas de agarre son mostrados en la tabla 2.2. La mayoría de las prótesis puede realizar cinco prensiones básicas, la única que puede desarrollarlas todas es *Michelangelo*. La prensión que todas las prótesis pueden desarrollar es la prensión palmar.

Además de medir las fuerzas de la prótesis durante el agarre, se ha encontrado que otra manera de evaluar las prótesis es utilizando los mismos criterios que se emplearon durante su diseño, los cuales varían considerablemente de una prótesis a otra, ya que en cada proyecto se intentan satisfacer objetivos diferentes. Los criterios pueden estar relacionados con:

- ⤴ Adaptabilidad de los dedos^[15,17,32,42,43]. Se buscan configuraciones en los dedos que incrementen el área de contacto de éstos con el objeto, para distribuir mejor las fuerzas y realizar agarres más estables.
- ⤴ Subactuación^[15,27,30,32,38,41,47,50]. Es definido como la diferencia entre los GDL y los GDM^[55]. El diseño de los dedos se realiza de tal manera que se puedan utilizar menos actuadores que GDL, con lo cual se logra disminuir el peso de la prótesis, reducir la complejidad del control, entre otras.
- ⤴ Velocidad de agarre^[27,49]. Se busca aumentar la velocidad de flexión-extensión de los dedos que han logrado las prótesis actuales, para emular de mejor manera los movimientos de la mano real.
- ⤴ Distribución óptima de fuerzas de agarre^[47,50]. Esto se ha hecho con el fin de simular las fuerzas que genera la mano humana durante los agarres, para garantizar un agarré más estable.
- ⤴ Peso^[46,47]. Se pretende que la prótesis tenga un peso similar a la mano real.
- ⤴ Ruido^[27]. Se busca disminuir el ruido producido por la prótesis.
- ⤴ Antropomorfismo^[17,33,46]. La pérdida de una extremidad tiene dos grandes consecuencias, la más evidente es la funcional, el amputado no puede desarrollar las mismas actividades que una persona común. La otra es psicológica, la cual se intenta cubrir realizando una prótesis con un mayor grado de antropomorfismo.
- ⤴ Controlabilidad^[31]. En algunos proyectos de prótesis se busca controlar la forma de la prensión y la fuerza con que se realiza.
- ⤴ Costo^[17]. El costo es otro de los criterios que se consideran, sobre todo cuando se pretende comercializar la prótesis.

- ⤴ Consumo de energía^[17]. En una prótesis de mano, la energía disponible está limitada por la capacidad de las baterías, se ha considerado esta limitación durante la etapa de diseño, para asegurar un día completo de autonomía sin recarga de baterías.
- ⤴ Fuerza^[27]. Se busca generar una fuerza en los dedos, suficiente para desarrollar los agarres de manera apropiada.
- ⤴ Modularidad^[46,17]. Este criterio se utiliza para asegurar un fácil mantenimiento y una posible reposición de partes de manera sencilla.

La ventaja más importante al evaluar las prótesis de mano utilizando los criterios de diseño es que se obtienen resultados cuantitativos, y se pueden evaluar componentes particulares (por ejemplo el ruido en actuadores y reducción de velocidad o consumo de energía en los actuadores).

Sin embargo la escala de evaluación es particular para cada prótesis y usualmente no puede ser utilizada para otras prótesis. Por ejemplo si se toma el criterio de subactuación, y se busca un nivel de subactuación de 14, el prototipo de la Universidad de Keio^[50] saldrá muy bien evaluado debido a que ese fue uno de los criterios que se emplearon durante su diseño, en cambio si se evalúa con el mismo criterio a la prótesis I-Limb^[1] no se obtendría una buena calificación, porque en esa prótesis no se consideró importante el nivel de subactuación (su nivel de subactuación es 1).

Los parámetros de evaluación que se repiten en diversos proyectos son: la fuerza generada por la prótesis en la oposición terminal (*pinch*), en la prensión palmar (*power grip*) y la velocidad del dedo durante la flexión (estos tres valores son presentados en la tabla 2.3), sin embargo no se han establecido criterios explícitos que indiquen los valores aceptables de fuerza ni velocidad.

Tabla 2.3. Fuerza y velocidades de agarre en diversos prótesis de mano

Prótesis	<i>Pinch Force</i>	<i>Power grip force</i>	Velocidad
Centri Hand ^[10]	-	81 N	100 mm/s
CyberHand ^[7,30,31]	5 N	70 N	0.79 rad/s ^(a)
Hand of Keio University ^[50]	-	50 N	0.8s ^(b)
HIT/DLR Hand ^[32,33,34,35]	10 N	-	3.68 rad/s ^(a)
I-Limb ^[1,36]	-	136 N	1.2s ^(b)
MANUS Hand ^[38,39]	-	60 N	-
RTR II Hand ^[41,42,43,44,45]	-	110 N	1s ^(b)
Sensor Speed ^[12]	-	100 N	300 mm/s
SMART Hand ^[3,15,16,17,18]	-	-	1s ^(b)
Southampton-Remedi Hand ^[46]	9.2 N	38 N	0.84s ^(b)
SPRING Hand ^[47]	10 N	-	-
VU Hand ^[27,28]	35 N	50 N	0.28s ^(b)

^(a) en la base del dedo. ^(b) para cerrar la mano.

2.6 Importancia de la precisión y la fuerza

De acuerdo a lo presentado en la sección anterior, en los prototipos y prótesis que se han diseñado a menudo se mide la fuerza que la mano puede lograr en dos prensiones (oposición terminal y prensión palmar). La fuerza es un indicador de la variedad de objetos, que por su peso pueden ser sujetados por la prótesis. Es evidente que mientras mayor sea el peso del objeto que se desea sujetar se requerirá una fuerza de agarre mayor, por lo cual, las prótesis que pueden generar una mayor fuerza de agarre serán capaces de sujetar objetos más pesados que aquellas prótesis que tengan una fuerza menor, y con esto incrementar la cantidad de objetos que pueden sujetar.

La precisión se refiere a la proximidad entre los valores medidos obtenidos en mediciones repetidas^[56], la definición tal cual, difícilmente se puede aplicar a una prótesis de mano durante su uso, porque los movimientos de la prótesis dependen de los movimientos del usuario. En prótesis de mano no se ha encontrado una definición formal de precisión, en esta tesis dicho término será asociado a la capacidad de la prótesis para sujetar objetos menores a un centímetro, lo cual es logrado principalmente mediante la oposición terminal y la subterminal. Con base en lo anterior, y considerando los desarrollos en prótesis que se presentaron en este capítulo, está claro que para incrementar la cantidad de objetos que la prótesis puede sujetar es necesario que dichas prótesis realicen las prensiones finas, es por ello que en los proyectos de prótesis comúnmente se hace hincapié en la cantidad de prensiones que se pueden lograr.

Se puede considerar que una prótesis útil es aquella que puede realizar las tareas funcionales, ya que dichas tareas son representativas de las actividades que realiza una mano común. Las prótesis desarrollan las tareas funcionales a través de las prensiones básicas (de precisión y de fuerza), y a medida que se incrementan y mejoran dichas prensiones se pueden realizar de mejor manera las tareas funcionales. Es por ello que las prótesis que mejor desarrollan las prensiones básicas son más útiles, de la revisión de la literatura se ha encontrado que las prótesis que realizan cinco prensiones básicas y además logran fuerzas de agarre mayores son: i Limb^[1], FluidHand^[2], SmartHand^[3], bebionic^[13] y Michelangelo^[14].

Capítulo III

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1 Hipótesis

El desempeño de una prótesis está determinado en gran parte por la precisión y por la fuerza que pueda lograr, las prótesis con mayor precisión y fuerza son más útiles para desarrollar tareas funcionales.

Las funciones con las que cuentan la prótesis están ligadas entre sí, de manera que si una de ellas presenta un desempeño bajo repercutirá en el de toda la prótesis. Esta particularidad depende de la arquitectura de la prótesis, pero lo más común es que las funciones sí sean dependientes entre si.

Para mejorar la precisión y la fuerza es necesario determinar cuál o cuáles funciones están afectando negativamente el desempeño total de la prótesis y cuantificar su efecto, para lo cual **se pueden establecer criterios de evaluación, que sirvan como indicador del desempeño de cada función, y a su vez de toda la prótesis. Estos criterios pueden estructurarse de un modo que sean útiles para evaluar prótesis con componentes diferentes.**

3.2 Objetivos

El interés de los usuarios de prótesis está orientado principalmente a desarrollar de manera autónoma las actividades de la vida diaria^[30], la realización de dichas actividades depende en gran medida de la precisión y fuerza de la prótesis. Para realizar mejoras en las prótesis los diseñadores requieren información de su desempeño, para lo cual es necesario primero realizar una evaluación. **El objetivo general de la investigación es presentar una propuesta de criterios para evaluar la precisión y la fuerza** en cualquier prótesis de mano que utilice actuadores eléctricos rotatorios, y así generar la información que los diseñadores de prótesis requieren.

Para lograr lo anterior es necesario satisfacer diversos objetivos específicos, los cuales son enunciados a continuación:

- ♣ Proponer un conjunto de criterios de evaluación para cada una de las funciones de la prótesis.
- ♣ Comprobar la utilidad de los criterios.
- ♣ Contar con una evaluación de los diversos sistemas de generación de movimiento para prótesis de mano.

- ✦ Contar con una evaluación de los diferentes sistemas de transmisión de potencia para prótesis de mano.
- ✦ Continuar con la investigación en desarrollo de prótesis inteligentes del CDMIT de la UNAM.

3.3 Alcance

La presente investigación se ha acotado hasta la propuesta de los criterios para evaluar la fuerza y la precisión en las prótesis de mano, porque éstas influyen directamente en las capacidades de la prótesis para realizar tareas funcionales. No se pretende evaluar aspectos como la comodidad, apariencia o satisfacción del usuario.

Se aplicarán los criterios a dos prótesis de mano (SmartHand y CDMIT I) para mostrar su utilidad.

Se delimitó a la evaluación de prótesis con actuadores eléctricos rotatorios, debido a que este tipo de actuadores son lo más usados en la actualidad, ya que de todas las manos artificiales revisadas durante el desarrollo de esta investigación, el 83% utilizan este tipo de actuadores (el 17% restante utiliza actuación hidráulica, neumática o mediante alambres de SMA), y de acuerdo a ^[57] el uso de actuadores eléctricos rotatorios para accionar las prótesis de mano continuará.

3.4 Contribución

La principal contribución de este trabajo es la propuesta de un conjunto de criterios que permitan evaluar la precisión y la fuerza en cualquier prótesis de mano que utilice actuadores eléctricos rotatorios.

A pesar de que existen por lo menos dos maneras de evaluar las prótesis de mano (mediante las prensiones básicas, y utilizando los criterios de diseño), en la literatura revisada se ha encontrado que no existe un acuerdo con relación a la manera de evaluar el desempeño de las prótesis. En los diversos proyectos se evalúan parámetros distintos, además no se han ordenado ni reportado de manera útil criterios para la evaluación de una prótesis de mano.

Es necesario establecer una base o marco de referencia sobre el cual puedan ser comparadas las prótesis. Este marco de referencia está formado por criterios de evaluación, que no sólo miden el desempeño de la prótesis, sino que además cuantifican el efecto de cada una de sus funciones.

Capítulo IV

CRITERIOS PARA EVALUACIÓN DE PRECISIÓN Y FUERZA EN PRÓTESIS DE MANO

4.1 Procedimiento para obtener los criterios de evaluación

El procedimiento consta de 7 etapas (figura 4.1), que van desde la obtención de los requerimientos (en este caso precisión y fuerza) hasta la obtención de una calificación que indique el desempeño de la prótesis para satisfacer estos requerimientos. Estas etapas son descritas a continuación:



Figura 4.1. Diagrama de flujo del método propuesto

4.1.1 Obtención de requerimientos

Los requerimientos reflejan por una parte los deseos del usuario, que generalmente son expresados en términos subjetivos, y por otra parte los atributos que el diseñador necesita implementar en el dispositivo ^[58]. En este trabajo los requerimientos considerados son la precisión y fuerza de la prótesis, se eligieron así para probar que el desempeño de una prótesis está determinado en gran parte por la precisión y por la fuerza que pueda lograr.

4.1.2 Análisis del dispositivo

Se revisaron 27 prototipos y prótesis de mano diseñados en los últimos 10 años (mostrados en la tabla 4.1). Se analizó el principio de funcionamiento, se identificaron sus componentes, desde cables, barras, uniones, hasta actuadores y falanges de los dedos, se analizó la interacción entre los componentes así como los reportes de desempeño de las prótesis.

Tabla 4.1. Prótesis y prototipos analizados

1	Bebionic ^[13]	10	I-limb ^[1]	19	Prototipo UNAM 2007 ^[4]
2	Centri ^[10,11]	11	I-Limb Pulse ^[36]	20	RTR II ^[41,42,43,44,45]
3	CyberHand ^[7,30,31]	12	Keio University ^[50]	21	SensorHand® SPEED ^[12]
4	Dong-Eui University ^[29,59]	13	KNU Hand ^[37]	22	SMART Hand ^[3,15,16,17,18]
5	Doshisha University ^[49]	14	MANUS hand ^[38,39,40]	23	Southampton-Remedi hand ^[46]
6	Dublin Institute of Technology ^[60]	15	MARCUS Hand ^[61]	24	SPRING Hand ^[47]
7	FluidHand ^[2,18,19,21,22,23]	16	Michelangelo ^[14]	25	TBM Hand ^[24,25,26]
8	HIT/DLR ^[32,33,34,35]	17	Prototipo UNAM 2003 ^[8]	26	Utah Arm ^[62]
9	Hokkaido University ^[43]	18	Prototipo UNAM 2006 ^[9]	27	VU Hand ^[27,28]

Al analizar la información reunida se identificó que los componentes pueden ser agrupados (de acuerdo a la función que realizan) para formar sistemas, en la tabla 4.2 se muestran los componentes de cuatro prótesis y la manera en que se formaron los sistemas.

Tabla 4.2. Componentes y sistemas de cuatro prótesis.

Sistema	SmartHand	MANUS Hand	TBM Hand	I-limb
Actuación	Motor CD	Motor CD	Motro CD	Motro CD
Reducción	Engranajes planetarios	Engranajes rectos	Engranajes rectos	Engranajes planetarios
Transmisión	Cables Bowden	Tendones	Tornillo de bolas recirculantes, cables	Correa dentada
Bloqueo	Mecanismo de autobloqueo	--	Tornillo de bolas recirculantes	---
Flexión	Falanges, articulaciones, cables Bowden	Falanges, articulaciones	Mecanimo de seis barras	Falanges, correa dentada
Soporte	Estructura de aluminio	Estructura externa	Estructura de plástico	Estructura de plástico

4.1.3 Identificación de funciones

Cada uno de los sistemas en que se dividió la prótesis realiza por lo menos una función, se utilizaron conceptos presentados en ^[63,64] para identificar dichas funciones. Las funciones se consideraron desde el punto de vista de su comportamiento físico. Por ejemplo los motores

(componentes) forman el sistema de actuación, cuya función es transformar la energía eléctrica en energía mecánica. Las funciones obtenidas se muestran en la figura 4.2.

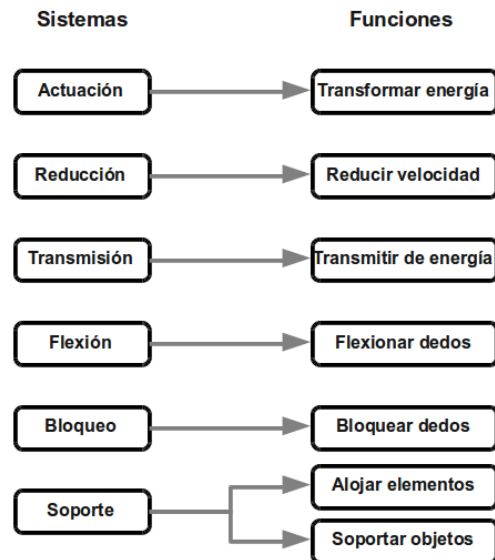


Figura 4.2 Los sistemas y las funciones en las prótesis de mano

4.1.4 Evaluación de métricas

En la siguiente etapa se generó una lista de métricas para cada una de las funciones, las métricas cumplieron con las recomendaciones hechas por Ulrich^[58]:

- ⤴ Deben ser variables dependientes, no independientes.
- ⤴ Deben ser prácticas.
- ⤴ Deben contener información suficiente para comparación con el mercado.

Las métricas fueron generadas para poder identificar qué aspectos influyen en la precisión y la fuerza de las prótesis de mano. Una vez generada la lista de métricas se evaluó cada una de ellas, se consideró su relevancia en cuanto a la precisión y a la fuerza, a las métricas indispensables se le asignó una calificación de 4 y a las métricas que no tienen relación se les asignó una calificación de 1. La escala completa es presentada en la tabla 4.3 y la evaluación de las métricas es mostrada en el anexo A1.

Tabla 4.3. Calificación otorgada a las métricas

Calificación	Significado
1	No tiene relación
2	Tiene poca relación
3	Es relevante
4	Es indispensable

4.1.5 Integración de criterios

A veces una métrica por sí sola no proporciona los elementos suficientes para la toma de decisiones, por lo cual las métricas se replantearon en forma de criterios útiles a los evaluadores.

Para cada una de las seis funciones se analizaron las métricas evaluadas con calificación de 4, se buscaron similitudes y se agruparon las que eran semejantes. En el anexo A2 se muestran las métricas evaluadas con 4 y la manera en que se formaron los criterios.

4.1.6 Desarrollo de criterios y establecimiento de calificaciones

Las últimas etapas consisten en desarrollar los criterios, establecer la manera en que deben ser aplicados detallando cada uno de los pasos que se deben seguir y establecer la escala de evaluación.

4.2 Los criterios de evaluación obtenidos

En las siguientes secciones de este documento se presenta el desarrollo de cada uno de los criterios, se agruparon de acuerdo a la función a la que pertenecen.

4.2.1 Función flexionar dedos

En prótesis de mano se utilizan diversos medios para lograr la flexión de los dedos, desde cables (como en SMART Hand^[3,15,16,17,18] o RTR II^[41,42,43,44,45]) hasta barras (como en Southampton Remedi Hand^[46] o TBM Hand^[24,25,26]). El sistema de flexión de dedos está formado por diversos elementos como pernos, barras, cables, articulaciones, recubrimientos, entre otros. Independientemente de los elementos empleados para la flexión, todos tienen ciertas métricas en común, con las cuales se formaron criterios. En esta sección se detallan los seis criterios obtenidos, los cuales influyen directamente en la precisión y la fuerza de la prótesis. Los nombres de los criterios se abreviaron con sus iniciales y un subíndice entre paréntesis que indica a qué función pertenecen.

4.2.1.1 Criterio Relación de Fuerzas ($RF_{(FD)}$)

Durante la flexión de un dedo existen dos valores de fuerza que son de especial interés: la fuerza de entrada (F_e) y la fuerza de salida (F_s).

La fuerza de entrada provoca la flexión de dedo, es medida en la base de éste, que corresponde a la falange proximal (figura 4.3), comúnmente es producida por el movimiento de cables o correderas. La fuerza de salida es medida en la dirección normal a la falange distal (figura 4.3), en

las prensiones finas (oposición terminal, subterminal y subterminolateral) ésta es la fuerza que se emplea para sujetar los objetos.

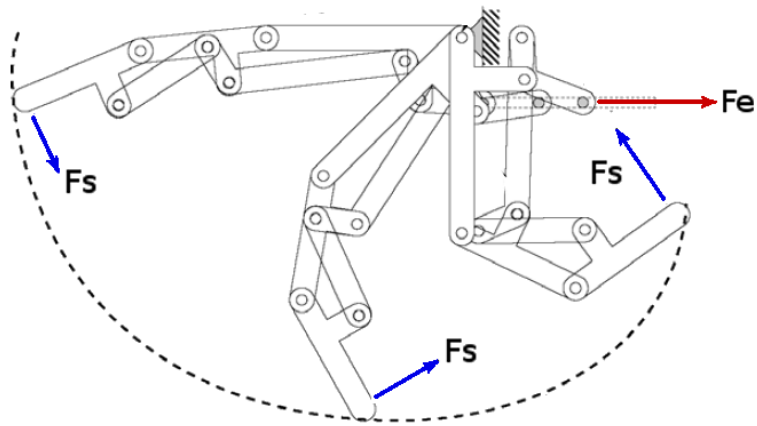


Figura 4.3. Fuerzas de entrada (F_e) y salida (F_s) en el dedo índice de la TBM Hand[25]

La relación de fuerzas ($RF_{(FD)}$), también llamada ventaja mecánica^[72] es el porcentaje de la fuerza de salida con respecto a la de entrada, se puede obtener mediante la ecuación 4.1. Para calcularla se deben considerar valores teóricos de fuerza.

$$RF_{FD} = 100\% * \left(\frac{F_s}{F_e} \right) \quad \text{Ec. 4.1}$$

En todos los proyectos de prótesis en los que han reportado pruebas de fuerza, se ha notado que la fuerza de salida es menor que la fuerza de entrada. Los dedos de SDM Hand^[63] son flexionados por cables, logran una fuerza de salida de 30 N, pero es necesario proporcionar 300 N de fuerza en el cable (con actuadores externos), es decir que su relación de fuerzas es del 10 %. En la prótesis diseñada en la Universidad de Iowa^[64] que tiene dedos formados por resortes de compresión, se requiere de 60 N únicamente para lograr la flexión del menor de los dedos. La prótesis diseñada en la Universidad de Keio^[50] utiliza un sólo cable para mover los cinco dedos, el cable alcanza una tensión de 100 N, la cual se traduce en una fuerza de agarre con toda la mano sólo de 50 N ($RF_{(FD)}=20\%$). El prototipo de dedo desarrollado en la Universidad de Rutgers^[65] es actuado por aleaciones con memoria de forma y alcanza una fuerza de entrada de 53.4 N y una de salida de 6.67 N ($RF_{(FD)}=8\%$). La mano diseñada en la Universidad de Vanderbilt^[27] utiliza cables para la flexión de los dedos, al aplicar 120N de tensión en el cable se logra una fuerza de salida de 20 N, es decir, presenta una $RF_{(FD)}=16.67\%$. Los dedos del prototipo de prótesis CDMIT I^[4] están formados por barras, el dedo índice (basado en la configuración de la TBM Hand^[25]) puede lograr una relación de fuerzas de 38 %. El dedo índice del prototipo desarrollado en la Universidad de

Dong-Eui^[29] es flexionado mediante un cable, logrando una relación de fuerzas de 42.8 %. La tabla 4.4 muestra un resumen de los proyectos que han reportado pruebas de fuerza.

Tabla 4.4. Proyectos de prótesis que reportan valores de fuerzas de entrada y de salida

Proyecto	Mecanismo para flexionar el dedo	RF _(FD) (%)
Universidad de Rutgers ^[67]	Cables	8
SDM Hand ^[65]	Cables	10
VU Hand ^[27]	Cables	16.7
Universidad de Keio ^[50]	Cables	20
CDMIT I ^[4]	Barras	38
Universidad de Dong-Eui ^[29]	Cables	42.8

Al aumentar la relación de fuerzas en los dedos, se incrementa la fuerza de agarre que puede lograr la mano protésica. Debido a importantes restricciones como el tamaño de los mecanismos y el movimiento que éstos deben cumplir, se sabe que aumentarla no es sencillo, sin embargo es necesario lograr una relación de fuerzas alta para garantizar una mayor fuerza de agarre. Por ejemplo, uno de los objetivos de diseño de la TMB Hand^[24], fue maximizar la relación de fuerzas de sus dedos, logrando un 38 %, valor mucho mayor que las logradas en proyectos como el de la Universidad de Rutgers^[65] o la SDM Hand^[63] con 8 % y 10 % respectivamente. Gracias al prototipo de la Universidad de Dong-Eui^[29], se tiene la certeza que se puede lograr una relación de fuerzas de más de 40 % con elementos como cables y correas.

La relación de fuerzas varía durante el movimiento de flexión-extensión del dedo, depende principalmente de la posición que vayan tomando los elementos durante el movimiento. Se puede incrementar a medida que se flexiona el dedo como en la TBM Hand^[24], o puede tener forma polinomial como en la VU Hand^[27]. Independientemente de la forma en que cambie la relación de fuerzas durante la flexión del dedo, es necesario que presente su máximo valor al final del movimiento (como en las dos prótesis mencionadas), se consideró así debido a que una de las tareas que requiere de más fuerza es la inserción de objetos utilizando la prensión subterminal, y para dicha tarea se requiere la flexión completa del dedo.

Se han empleado principalmente 3 maneras de flexionar los dedos artificiales: alojando los actuadores (motores) directo en las articulaciones, con arreglos de cables, y con mecanismos compuestos por barras, cada una de ellas tiene diversas ventajas y limitaciones. Si se considera únicamente el desempeño para lograr una relación de fuerzas alta, las barras son las mejores ya que, según Massa^[41], se pueden generar fuerzas mayores.

Para obtener la calificación de este criterio se debe calcular la relación de fuerzas de cada uno de los dedos de la prótesis (ecuación 4.1), y posteriormente realizar un promedio con esos valores.

4.2.1.2 Criterio grados de libertad ($GDL_{(FD)}$) y grados de movilidad ($GDM_{(FD)}$)

Los grados de libertad (GDL) de un sistema son el número de variables independientes que deben ser especificadas para definir completamente la condición del sistema (Denavit-Hartenberg^[68]), en manos artificiales los GDL están relacionados con la cantidad de articulaciones que se pueden mover independientemente (figura 4.4 a)), para calcular la cantidad de GDL se pueden seguir los siguientes pasos^[68]:

- ⤴ Determinar el número de cuerpos (n_c).
- ⤴ Determinar el número de juntas (J_1).
- ⤴ Determinar el número de semijuntas (J_2).
- ⤴ Aplicar la ecuación 4.2

$$GDL = 3(n_c - 1) - 2J_1 - J_2 \quad \text{Ec 4.2}$$

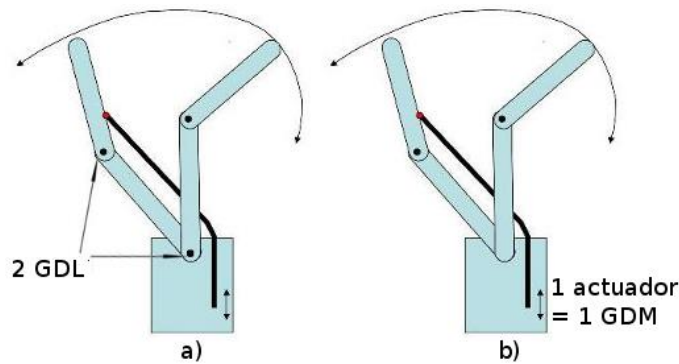


Figura 4.4. Diferencia entre GDL y GDM

En el año 2004 Zecca^[69] utilizó el término “grados de movilidad” (GDM, Ec 4.3), un concepto nuevo que se refiere a la cantidad de actuadores utilizados para mover las articulaciones en las prótesis de mano (figura 4.4 b)).

$$GDM = \text{Número de actuadores} \quad \text{Ec 4.3}$$

El concepto de GDM comienza a ser utilizado en proyectos como CyberHand^[30]. En este trabajo se emplearán ambos términos debido a lo práctico que resultan.

Cuando en una mano artificial hay más GDL que GDM se dice que es subactuada. Tal es el caso, sólo por mencionar algunas, de SMART Hand^[3], CyberHand^[7], TBM Hand^[25], MANUS Hand^[38], RTR II^[41], SPRING Hand^[47], RCH-1^[53]. Para lograr la subactuación, los actuadores tradicionales son reemplazados por elementos elásticos pasivos o topes mecánicos^[47]. La subactuación es deseable debido a que presenta grandes ventajas, las más evidentes son la mejora de la adaptabilidad^[47], la disminución del número de actuadores y por consecuencia el peso, consumo de energía y complejidad del control. La mayor desventaja es la posible pérdida de firmeza.

Debido a que cada uno de los dedos tiene funciones distintas y requieren de una cantidad diferente de GDL no es posible generalizarlos, por tal motivo para evaluar este criterio se agruparon de acuerdo a su cantidad de grados de libertad y movilidad.

Dedos índice y medio (GDM). Junto con el pulgar, estos dedos son los que se emplean en la mayoría de las prensiones básicas^[59]. Algunos diseños de dedos artificiales (Instituto de Tecnología de Dublin^[60], Universidad de Reading^[70]) han utilizado dos o más GDM para mover cada uno de ellos. Al tener más GDM se presentan ventajas como el aumento de la fuerza generada por el dedo, mayor adaptabilidad y una mayor cantidad de movimientos, sin embargo las desventajas son evidentes, se aumenta la complejidad del control, la cantidad de actuadores, el consumo de energía y el peso de la prótesis.

En otros proyectos (HIT/DLR Hand^[32], MANUS Hand^[38], RTR II Hand^[42], Universidad de Vanderbilt^[48] y Universidad de Dong-Eui^[59]) se utilizó 1 GDM por cada uno de estos dedos, se realizaron pruebas y se demostró que se puede lograr el movimiento de flexión-extensión satisfactoriamente, el cual es necesario para realizar las prensiones básicas.

También se ha propuesto que estos dos dedos compartan un mismo GDM (como en SPRING Hand^[47]). Al hacer esto, las desventajas mencionadas al tener varios GDM se convierten en ventajas y viceversa.

La cantidad de actuadores que se pueden utilizar para accionar a cada dedo depende de factores como el peso, el espacio disponible, la potencia y velocidad alcanzadas por éste. En la literatura se han reportado pruebas satisfactorias en dedos artificiales que emplean un GDM para el dedo índice y otro para el dedo medio, por lo cual se consideró éste valor como referencia para proponer una escala de evaluación, la cual es presentada en la tabla 4.5.

Dedos índice y medio (GDL). En lo que respecta a los grados de libertad, si se utiliza sólo uno por cada uno de estos dedos es posible realizar las prensiones básicas, esto ha sido demostrado en proyectos como CDMIT I^[4], TMB Hand^[24] o Southampton-Remedi Hand^[46]. Para lograr la flexión de un dedo con un GDL se suelen utilizar mecanismos compuestos por barras (como en los proyectos mencionados anteriormente) o acoplado mecánicamente las falanges (como en Centri Hand^[10] y Sensor Speed Hand^[12]). Al emplear un GDL el dedo se mueve como un sólo cuerpo, durante la sujeción de objetos se generan menos puntos en contacto por lo que se requiere una mayor fuerza para realizar un agarre seguro, ésta desventaja se puede reducir si se utilizan mecanismos de 4 ó más barras que imiten el movimiento de las falanges en un dedo humano (como en CDMIT I^[4], TMB Hand^[24] y Southampton-Remedi Hand^[46]).

Al emplear 2 GDL en los dedos, durante la sujeción se producen más puntos en contacto por lo que se distribuyen mejor las fuerzas y se logran sujeciones más estables.

Si se utilizan 3 GDL para la flexión del dedo, tal y como lo hace un dedo humano real, se incrementa aún más la adaptabilidad de los dedos, se distribuyen las cargas y se requiere de menor fuerza para mantener una sujeción estable, por otro lado, la pérdida de firmeza es la desventaja más notoria.

Después de revisar diversos dedos artificiales y los resultados reportados, se estableció una escala de evaluación de acuerdo al número de GDL (tabla 4.5).

Pulgar (GDM). El dedo pulgar es un mecanismo muy complejo, es difícil de modelar con exactitud ya que tiene un movimiento multidimensional (Fukaya et al.^[71]). En prótesis de mano se han realizado simplificaciones para facilitar su diseño. Se ha concluido, mediante análisis biomecánicos, que se requieren de por lo menos dos grados de libertad independientes^[46].

Algunas manos artificiales (como FluidHand^[2], Smart Hand^[3], Southampton-Remedi Hand^[46], Universidad de Vanderbilt^[48], Universidad de Dong-Eui^[65]) utilizan dos GDM para producir el movimiento del pulgar (uno para la flexión-extensión y otro para la oposición), el resultado común es que se pueden realizar las prensiones básicas sin problema alguno.

Hay diseños como HIT/DLR Hand^[32], MANUS Hand^[38] y la mano de la Universidad de Keio^[50] que realizan los movimientos de oposición y flexión-extensión al mismo tiempo. Al prescindir de un actuador se reduce el peso, la energía consumida, el espacio utilizado^[38], se simplifica el control^[41], aunque también se reduce la fuerza de salida lograda por el pulgar, otro inconveniente es que se requiere de un diseño más sofisticado del dedo para que pueda satisfacer ambos movimientos con un sólo GDM.

Hay otros diseños en los cuales se utiliza 1 GDM para la flexión-extensión, mientras que la oposición se realiza pasivamente por el usuario (i-Limb Hand^[1] y TBM Hand^[25]). Al hacer esto se reduce considerablemente la complejidad del diseño, se elimina un actuador y con ello se obtienen las ventajas que esto implica.

Después de analizar los resultados presentados en diversos artículos, al utilizar uno, dos o tres GDM y hacer una comparación entre ellos, se estableció una escala de evaluación para el pulgar, de acuerdo a los GDM que tiene (tabla 4.5).

Pulgar (GDL). Los GDL para los pulgares artificiales que se han propuesto varían desde uno (como en HIT/DLR Hand^[32]) hasta cuatro (como en CyberHand^[30], KNU Hand^[37] o RCH-1^[55]), siendo tres GDL lo más común, (dos para flexión-extensión y uno para oposición), esto debido a que esta cantidad es suficiente para poder realizar las cinco prensiones básicas. Analizando los resultados de cada uno de los proyectos mencionados, se estableció una calificación que refleja el

desempeño del dedo pulgar en cuanto a precisión y fuerza, según los grados de libertad que posea, dicha calificación es mostrada en la tabla 4.5.

Anular y meñique (GDM). Jung^[59] afirma que los dedos pulgar, índice y medio son suficientes para realizar las prensiones básicas, por lo que los otros dos dedos resultan poco útiles. Esto no es del todo cierto ya que en las prensiones palmar y de gancho se utilizan estos dos dedos.

En el prototipo de prótesis Southampton-Remedi Hand^[46] han empleado un GDM para cada uno de estos dedos. Asignar tal la cantidad de GDM no es muy útil debido a que en la mano humana real estos dedos se mueven de manera simultánea cuando se intenta sujetar un objeto.

Esto fue percibido en diversos centros de investigación, por lo que en sus proyectos (Smart Hand^[3], HIT/DLR Hand^[32] o SPRING Hand^[47]) ha optado por acoplarlos mecánicamente, de modo que se utilice un GDM para realizar la flexión simultánea de ambos dedos. Durante la sujeción no se pierde movilidad y se evita el uso de un actuador. Por otro lado, hay un proyecto que no utiliza GDM en estos dedos, en la MANUS Hand^[38] se flexionan de manera pasiva por el usuario.

Con lo que se ha analizado en los diversos proyectos se estableció una calificación, de acuerdo al número de GDM en los dedos anular y meñique, que es un indicador de la precisión y la fuerza lograda por ambos dedos (tabla 4.5).

Anular y meñique (GDL). La cantidad de GDL para cada uno de éstos va desde uno (como en FluidHand^[19], TBM Hand^[24] o Southampton-Remedi Hand^[46]) hasta tres (como SmartHand^[3], VU Hand^[27], CyberHand^[30], RTR II Hand^[42], RCH-1^[55]).

Considerando que estos dedos se emplean sólo en la prensión palmar y en la de gancho, se puede notar que utilizar tres GDL es excesivo, debido a que en la prensión en gancho no es necesario que la mano se adapte al objeto, y en la prensión palmar los otros tres dedos son los que ejercen la mayor fuerza durante el agarre. Por lo revisado en la literatura se ha concluido que lo más adecuado es utilizar uno o dos GDL por dedo. La calificación que indica el desempeño de estos dedos es mostrada en la tabla 4.5.

Para utilizar la tabla 4.5 se deben seguir los siguientes pasos.

- 1- Calcular los GDL y GDM de cada dedo con las ecuaciones 4.2 y 4.3 respectivamente.
- 2.- Localizar en la primera columna (cantidad) los GDL o GDM correspondientes.
- 3.- Sobre ese renglón buscar el dedo que se está analizando, y asignar la calificación de la casilla correspondiente.

Tabla 4.5. Calificación con base en los GDL y GDM

Cantidad	Escala propuesta (%)									
	Pulgar		Índice		Medio		Anular		Meñique	
	gdm _(p)	gdl _(p)	gdm _(i)	gdl _(i)	gdm _(c)	gdl _(c)	gdm _(a)	gdl _(a)	gdm _(m)	gdl _(m)
<1	0	0	50	0	50	0	100	100	100	100
1	50	0	100	100	100	100	50	100	50	100
2	100	100	100	100	100	100	0	0	0	0
3	0	100	0	50	0	50	0	0	0	0
>3	0	50	0	0	0	0	0	0	0	0

Por ejemplo un pulgar que tenga tres GDL obtiene una calificación de 100%, o un anular que tenga un GDM obtiene una calificación de 50 %.

Una vez obtenidas las calificaciones de todos los dedos, se debe realizar un promedio para los GDL (ecuación 4.4) y los GDM (ecuación 4.5).

$$GDL_{(FD)} = \sum \frac{gdl_j}{5} \quad \text{Ec 4.4}$$

$$GDM_{(FD)} = \sum \frac{gdm_j}{5} \quad \text{Ec 4.5}$$

4.2.1.3 Criterio eficiencia ($\eta_{(FD)}$)

La eficiencia se define como la relación de la energía útil producida por un sistema dinámico con la energía suministrada a él, durante un periodo específico de operación^[72]. Una de las ecuaciones que representa la eficiencia es la 4.6.

$$\eta_{(fd)} = \frac{\text{potencia de salida}}{\text{potencia de entrada}} \quad \text{Ec 4.6}$$

Durante la flexión del dedo se presentan pérdidas de energía, que están relacionadas con la fricción entre los componentes móviles, los desalineamientos, errores de fabricación o ensamble, que en general disminuyen la fuerza de salida. Mientras más pérdidas existan durante la flexión, los dedos de la prótesis podrán generar una menor fuerza.

Este criterio tiene como objetivo medir y calificar la cantidad de energía que realmente se está transmitiendo. Para obtener la calificación correspondiente se debe realizar un promedio con las eficiencias de cada uno de los dedos, se puede utilizar la ecuación 4.7. Donde n_d es el número de dedos de la prótesis.

$$\eta_{(FD)} = \sum_{j=1}^{n_d} \left(\frac{\eta_{(fd)_j}}{n_d} \right) \quad \text{Ec 4.7}$$

4.2.1.4 Criterio fricción (Fricc_(FD))

El coeficiente de fricción se define como la relación de la fuerza de fricción entre dos cuerpos en contacto (paralela a la superficie de contacto), con la fuerza normal a la superficie de contacto (con la cual los cuerpos se presionan uno contra el otro)^[72].

La fricción que existe entre el material de los dedos de la prótesis y el objeto sujetado influye directamente en la cantidad de fuerza que se requiere aplicar para sujetarlo. Mientras mayor sea el coeficiente de fricción se requerirá menos fuerza para mantener sujetado un objeto.

En este criterio se evalúa el coeficiente de fricción, aunque no es posible establecer un valor ideal para dicho coeficiente, sí es posible establecer una referencia contra la cual realizar una comparación.

Para establecer esta referencia se consideraron dos aspectos: el coeficiente de fricción elegido tiene un valor alto, y se presenta en materiales que una persona utiliza con regularidad.

Se revisaron diversas fuentes de información^[73,74,75,76] y se decidió que el coeficiente de referencia fuera del aluminio contra aluminio ($\mu_{ref}=1.05$ ^[77]) ya que es uno de los valores más altos para materiales comunes.

Para aplicar el criterio se debe determinar el coeficiente de fricción estático entre el aluminio y el material de los dedos de la prótesis (μ_{p-a}), y posteriormente comparar ese valor con el de referencia μ_{ref} , es decir:

$$Fric_{(FD)} = 100\% * \left(\frac{\mu_{p-a}}{\mu_{ref}} \right) \quad \text{Ec 4.8}$$

El valor obtenido estará dado en porcentaje, e indicará qué tanto se acerca el coeficiente de fricción de la prótesis al valor de referencia, el cual está relacionado con la cantidad de fuerza que es necesario aplicar para desarrollar un agarre.

4.2.1.5 Criterio Ajuste en las Articulaciones ($A_{j(FD)}$)

La precisión en los dedos indica proximidad entre los valores medidos obtenidos en mediciones repetidas^[51], es decir la capacidad de los dedos para entregar el mismo resultado en movimientos diferentes. A medida que se incrementa la precisión se pueden sujetar objetos más pequeños porque la posición que adoptan los dedos se puede lograr con un error menor.

En los dedos la precisión está influenciada por diversos factores, entre los que se encuentra la holgura de los elementos sujetos a movimiento (articulaciones), a medida que se tenga más holgura en las articulaciones se reducirá la precisión. En este trabajo se utilizó el ajuste en las articulaciones porque se consideró que para el caso de los dedos de la prótesis es el factor más relevante.

En los dedos la precisión está influenciada por la holgura de los elementos sujetos a movimiento (articulaciones), a medida que se tenga más holgura en las articulaciones se reducirá la precisión. Para establecer los valores aceptables se propuso utilizar el estándar ANSI B4.1 (Ajustes American National Standard para movimiento rotatorio y para deslizamiento)^[78]. En el estándar se organizan los diferentes tipos de ajustes por clases, van desde la clase RC 1 “ajustes deslizantes estrechos” que tienen por finalidad “la localización precisa de piezas que deben montarse sin juego perceptible”, hasta la clase RC 9 “ajustes flojos para movimiento” que tienen el fin de “ser usados en donde pueden ser necesarias amplias tolerancias comerciales”.

El ajuste en las articulaciones de los dedos de una prótesis pertenece la clase RC 3 “ajustes para movimiento de precisión”, ya que el estándar los define como “son casi los ajustes más estrechos que pueden esperarse que giren libremente, y tienen por finalidad el trabajo de precisión a bajas velocidades, pero no son adecuados en donde puedan encontrarse ligeras diferencias apreciables de temperatura”.

Por lo mencionado anteriormente se definió una escala de evaluación a partir de la clase RC 3. Para realizar la evaluación se deben seguir los siguientes pasos.

- 1.- Obtener el tamaño nominal de los elementos ensamblados ($\Phi_{nominal}$) y que están sujetos a movimiento. Medir el tamaño real del agujero ($\Phi_{agujero}$) y del eje (Φ_{eje}).
- 2.- Calcular la diferencia entre el tamaño nominal y el eje (utilizando la ecuación 4.9), y entre el tamaño nominal y el agujero (ecuación 4.10).

$$\Phi_{eje/nominal} = \Phi_{eje} - \Phi_{nominal} \quad \text{Ec 4.9}$$

$$\Phi_{agujero/nominal} = \Phi_{agujero} - \Phi_{nominal} \quad \text{Ec 4.10}$$

3.- Utilizar la tabla 4.6 para determinar la Clase a la que corresponde el ajuste. En la primer columna localizar el tamaño nominal del conjunto. Para ese conjunto de valores, comparar el $\Phi_{\text{agujero/nominal}}$ y $\Phi_{\text{eje/nominal}}$ con los "Límites estándar" de cada "Clase"

4.- Comenzar a buscar a partir de la "Clase RC 3". Si alguno de los valores del "límite estándar del eje" o "límite estándar del agujero" no corresponde a esa "clase", revisar la clase siguiente "RC 4".

5.- Repetir el procedimiento hasta encontrar una "Clase" con la que coincidan los valores de $\Phi_{\text{agujero/nominal}}$ y $\Phi_{\text{eje/nominal}}$.

Tabla 4.6. Ajustes según el estándar ANSI B4.1

Límite tamaño nominal (mm) (Φ_{nominal})		Clase RC 3		Clase RC 4		Clase RC 5		Clase RC 6	
		Límites estándar (μm)		Límites estándar (μm)		Límites estándar (μm)		Límites estándar (μm)	
Más de	Hasta	Agujero	Eje	Agujero	Eje	Agujero	Eje	Agujero	Eje
0	3.04	10.16	-7.62	15.24	-7.62	15.24	-15.24	25.4	-15.24
		0	-13.97	0	-17.78	0	-25.4	0	-30.48
3.04	6.096	12.7	-10.16	17.78	-10.16	17.78	-20.32	30.48	-20.32
		0	-17.78	0	-22.86	0	-33.02	0	-38.1
6.09	10.16	15.24	-12.7	22.86	-12.7	22.86	-25.4	35.56	-25.4
		0	-22.86	0	-27.94	0	-40.64	0	-48.26
10.16	18.03	17.78	-15.24	25.4	-15.24	25.4	-30.48	40.64	-30.48
		0	-25.4	0	-33.02	0	-48.26	0	-55.88
18.03	30.22	20.32	-20.32	30.48	-20.32	30.48	-40.64	50.8	-40.64
		0	-33.02	0	-40.64	0	-60.96	0	-71.12

Tabla 4.6. Ajustes según el estándar ANSI B4.1 (continuación)

Límite tamaño nominal (mm) (Φ_{nominal})		Clase RC 7		Clase RC 8		Clase RC 9	
		Límites estándar (μm)		Límites estándar (μm)		Límites estándar (μm)	
Más de	Hasta	Agujero	Eje	Agujero	Eje	Agujero	Eje
0	3.04	25.4	-25.4	40.64	-63.5	63.5	-101.6
		0	-40.64	0	-88.9	0	-142.24
3.04	6.096	30.48	-30.48	45.72	-71.12	76.2	-114.3
		0	-48.26	0	-101.6	0	-152.4
6.09	10.16	35.56	-40.64	55.88	-7.62	88.9	-127
		0	-63.5	0	-111.8	0	-182.88
10.16	18.03	40.64	-50.8	71.12	-88.9	101.6	-152.4
		0	-76.2	0	-129.5	0	-223.52
18.03	30.22	50.8	-63.5	88.9	-114.3	127	-177.8
		0	-93.98	0	-165.1	0	-266.7

6.- Utilizar la tabla 4.7 para asignar la calificación correspondiente.

7.- Repetir los pasos del 1 al 6, para cada uno de los componentes móviles de los dedos, es decir, para cada unión.

Tabla 4.7 Calificación propuesta según la clase

Clase	A _{j_i} (%)
RC 3	100
RC 4	85
RC 5	71
RC 6	57
RC 7	42
RC 8	28
RC 9	14
Sin clase	0

Para obtener la calificación total del ajuste en las articulaciones se debe realizar un promedio (ecuación 4.11).

$$Aj_{(FD)} = \sum_{j=1}^{n_j} \frac{Aj_j}{n_j} \quad \text{Ec 4.11}$$

4.2.2 Función bloquear dedos

Después del movimiento de flexión, cuando los dedos han hecho contacto con el objeto, es necesario que se mantengan en esa posición para asegurar que el objeto no se resbale o caiga. Después de revisar diversos proyectos de prótesis se ha notado que se utiliza un sistema que bloquea los dedos en la posición deseada, permitiendo que los actuadores puedan ser desenergizados, ahorrando energía. Se han empleado diversos métodos para lograr este bloqueo, desde tornillos sinfin (como en la TBM Hand^[25]) hasta sofisticados sistemas autobloqueantes (como en la SmartHand^[16]).

Para la función de bloqueo de dedos se han definido tres criterios, cuyas escalas de evaluación se han propuesto considerando las condiciones ideales de operación.

4.2.2.1 Criterio capacidad de bloqueo ($CB_{(BD)}$)

Al desenergizarse los actuadores, el sistema de bloqueo se encarga de mantener los dedos en una posición fija, la cantidad de fuerza que este sistema debe soportar se debe al peso y a la orientación del objeto sujetado, y es generada principalmente en los dedos. Los factores que influyen van desde la resistencia mecánica de los materiales, el tipo de componentes, el principio de funcionamiento, la distribución de fuerzas y unión de elementos.

La capacidad de bloqueo es la máxima fuerza que pueden soportar, todos los módulos juntos antes de fallar. Se considera como falla cuando el objeto sujetado por la prótesis se resbala o cae. En este criterio, el término “módulo” se utiliza para hacer referencia al conjunto de partes que se accionan independientemente. Si el sistema de bloqueo de una prótesis consta de 5 módulos de bloqueo (uno para cada dedo), significará que cada módulo estará soportando, de manera independiente, la fuerza de su respectivo dedo.

Una particularidad que existe en esta función (bloquear dedos) es que los componentes que la realizan pueden estar ubicados en distintas partes de la prótesis. De la figura 4.5 se puede notar que el bloqueo puede estar presente justo después de los actuadores, o incluso justo antes de la flexión de los dedos.

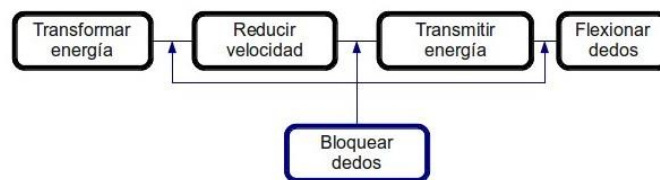


Figura 4.5. Posible ubicación del bloqueo

La capacidad de bloqueo depende de la ubicación de los componentes encargados de realizarlo. Por ejemplo, si la fuerza de entrada (figura 4.3) requerida para sujetar un objeto es de x N, la fuerza necesaria para bloquear el sistema será diferente si el bloqueo se realiza en la base del dedo (x N), que si se realiza en el eje del actuador (y mNm).

Para generalizar y poder realizar una comparación de los sistemas de bloqueo de cualquier prótesis, independientemente de su ubicación, se proponen los siguientes pasos.

- 1.- Determinar la fuerza máxima que un módulo de bloqueo puede soportar antes de fallar (FB_m), la fuerza debe ser medida justo a la salida del módulo.
- 2.- Determinar qué tanto se multiplica la fuerza desde la salida del bloqueo hasta la entrada del dedo (MF).
- 3.- Utilizar la ecuación 4.12 para calcular la capacidad de bloqueo de cada módulo (CB_m).

$$CB_m = FB_m * MF * RF_{FD} \quad \text{Ec 4.12}$$

4.- Repetir los pasos 1, 2 y 3 por cada módulo de bloqueo. No considerar el bloqueo en el dedo pulgar.

5.- Sumar la capacidad de bloqueo de todos los módulos.

$$CB_t = \sum_{m=1}^{\#módulos} CB_m \quad \text{Ec 4.13}$$

7.- Comparar la CB_t con el valor de referencia ($CB_{ref}=882 \text{ N}$).

$$CB_{BD} = 100\% * \frac{CB_t}{CB_{ref}} \quad \text{Ec 4.14}$$

El valor de referencia fue definido considerando que la prótesis tendrá que soportar ese peso utilizando 4 dedos, valor alcanzado por la prótesis I-Limb Pulse^[36].

Una calificación de 100 % indica que el sistema de bloqueo de la prótesis será capaz de sostener cualquier objeto que se utilice en tareas funcionales.

4.2.2.2 Criterio eficiencia ($\eta_{(BD)}$)

Como ya se mencionó en el criterio 4.2.1.3, la eficiencia de un sistema indica la manera en que se aprovecha la energía suministrada. Se ha observado que durante el bloqueo de los dedos la eficiencia se ve disminuida principalmente por la fricción entre los componentes móviles.

En este criterio se evalúa la eficiencia máxima del sistema de bloqueo de dedos, la cual depende del tipo de componentes utilizados. Es preferible obtenerla experimentalmente.

Si el sistema de bloqueo consta de varios módulos (por ejemplo un bloqueo para cada dedo) es suficiente con conocer la eficiencia máxima del módulo que realiza el bloqueo para el dedo índice. Se eligió así debido a que ese dedo se utiliza en todos los tipos de prensiones^[5].

4.2.2.3 Criterio eficacia ($Efic_{(BD)}$)

El proceso que se sigue para sujetar un objeto, utilizando el sistema de bloqueo, es representado en la figura 4.6. El proceso es el mismo para todos los sistemas de bloqueo empleados en

prótesis, tales como arreglos de tornillos sinfín-corona, tornillos de bolas recirculantes, trinquetes o mecanismos de autobloqueo. Las etapas del proceso de bloqueo son:

- ⤴ Los actuadores se energizan y producen la flexión de los dedos.
- ⤴ Cuando los dedos tocan al objeto, el sistema de bloqueo se acciona.
- ⤴ Los actuadores se apagan, y el objeto es sujetado por la fuerza que el sistema de bloqueo ejerce.

Cuando la prótesis de mano sujeta un objeto, y el sistema de actuación se desenergiza, se debe garantizar que las fuerzas que están ejerciendo los dedos de la prótesis no se vean disminuidas. De la figura 4.6 es deseable que la fuerza del bloqueo (línea roja) tenga el mismo valor que la fuerza del actuador (línea azul).

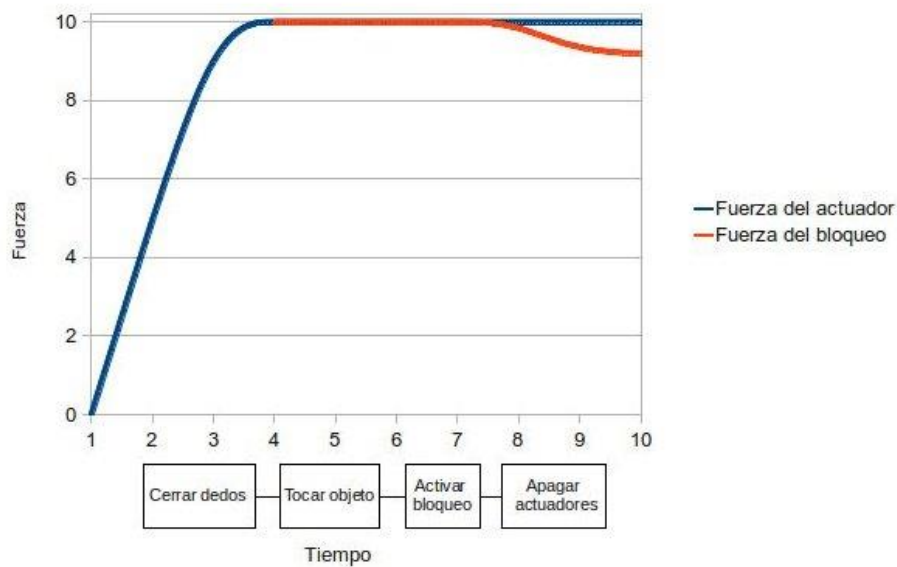


Figura 4.6. Representación de las etapas durante el bloqueo

El término eficacia se refiere a la capacidad del sistema de bloqueo para mantener la fuerza de agarre una vez que el suministro de energía haya sido interrumpido^[16] (los actuadores se hayan apagado). En prótesis de mano este criterio es muy importante^[16], debido a que cuando se sujeta un objeto y los actuadores se desenergizan se debe asegurar que la prótesis pueda seguir aplicando la misma fuerza para sujetar el objeto con seguridad.

El criterio sólo puede ser evaluado mediante experimentación, y se debe medir en conjunto con el actuador. Los pasos propuestos para obtener la eficacia son:

- 1.- Aplicar sobre un objeto la máxima fuerza que la prótesis pueda generar con todos los dedos y medir dicha fuerza (F_{act}).
- 2.- Activar el sistema de bloqueo.
- 3.- Desenergizar el actuador, para que el sistema de bloqueo trabaje.
- 4.- Volver a medir la fuerza que la prótesis está generando con los dedos 1 segundo después de haber desenergizado el actuador (F_{bloq}).
- 6.- Utilizar la ecuación 4.15, para determinar el porcentaje de fuerza que se está manteniendo.

$$Efic_{(BD)} = 100\% * \frac{F_{bloq}}{F_{act}} \quad \text{Ec 4.15}$$

4.2.3 Función transformar energía

El sistema de actuación está formado básicamente de los motores, que son los encargados de transformar la energía eléctrica (proveniente de las baterías) en energía mecánica (que es utilizada para flexionar los dedos). En prótesis de mano los actuadores son una de las partes más importantes, ya que de ellos dependen en gran medida las capacidades de la prótesis en cuanto a fuerza y precisión. Para esta función se definieron cuatro criterios, los cuales son descritos a continuación.

4.2.3.1 Criterio eficiencia ($\eta_{(TE)}$)

La eficiencia se define como la relación de la energía útil producida por un sistema dinámico con la energía suministrada a él, durante un periodo específico de operación^[72]. Usualmente se mide en porcentaje, se puede obtener mediante la ecuación 4.16.

$$\eta_{(TE)} = \frac{Potencia_{salida}}{Potencia_{entrada}} \quad \text{Ec 4.16}$$

Cuando se habla de actuadores para prótesis de mano, se consideraran aquellos que funcionan con energía eléctrica, comúnmente suministrada por baterías, en cuyo caso la potencia de entrada se calcula como^[79,80]:

$$Potencia_{entrada} = Voltaje * Corriente \quad Ec 4.17$$

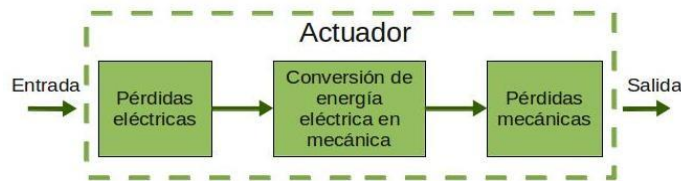
En los actuadores con movimiento rotatorio, como los considerados en este trabajo, la potencia de salida se puede calcular como^[79,80]:

$$Potencia_{salida} = Torque * Velocidad \text{ angular} \quad Ec 4.18$$

Para realizar estos cálculos se debe contar físicamente con el actuador, y hacer las pruebas necesarias para obtener los valores requeridos, dichas pruebas dependerán del tipo de actuador analizado y de los instrumentos de medición con que se cuente. Si se trata de un actuador comercial es común que en la ficha técnica se indique el valor de su eficiencia máxima.

Ya sea que se caracterice el actuador, o que la eficiencia sea obtenida utilizando ficha técnica, el valor que se debe elegir para este criterio es la eficiencia máxima.

La energía disponible en una prótesis de mano está limitada por la capacidad de las baterías, es evidente que mientras mayor sea la eficiencia de los actuadores la energía será empleada de mejor manera, aumentando el tiempo de funcionamiento de la prótesis entre una recarga de baterías y otra. La eficiencia se ve disminuida por las pérdidas, que pueden manifestarse como otras formas de energía como calor, luz, sonido, fricción o radiación^[81]. La figura 4.7 muestra una



representación de las pérdidas en un actuador eléctrico.

Figura 4.7. Pérdidas en un actuador eléctrico (imagen tomada y modificada de ^[79])

En la figura 4.8 se muestra la eficiencia de algunos actuadores utilizados en prótesis de mano, en todos los proyectos mostrados se utilizaron actuadores eléctricos con movimiento rotatorio.

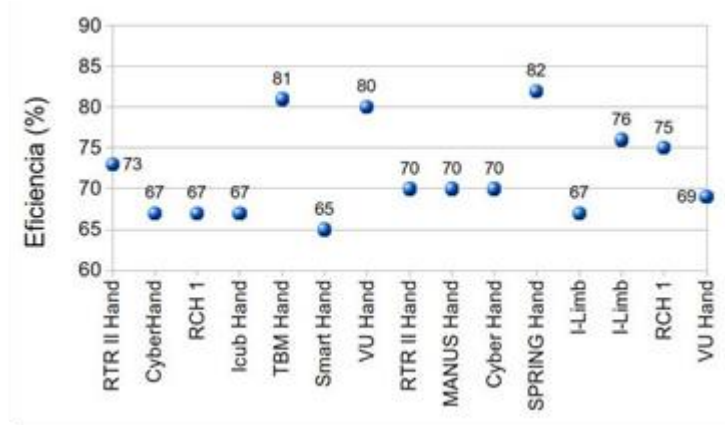


Figura 4.8. La eficiencia de los actuadores, en los prototipos de prótesis de mano

Como se puede apreciar, el valor más alto de eficiencia (82 %) lo tiene la SPRING Hand, que utiliza un motor marca Faulhaber modelo 2224 006 SR.

Durante la aplicación de este criterio, el valor que se debe considerar es un promedio de las eficiencias máximas de todos los actuadores utilizados en la prótesis (Ec 4.19), donde n es el número de actuadores y $\eta_{te(j)}$ es la eficiencia de cada actuador.

$$\eta_{TE} = \sum_{j=1}^{n_{act}} \frac{\eta_{te(j)}}{n_{act}} \quad \text{Ec 4.19}$$

4.2.3.2 Criterio Relación torque-peso ($RTP_{(TE)}$)

La relación torque-peso para un actuador (desde ahora abreviado RTP), indica la cantidad de torque que puede proporcionar con relación a su peso. Aunque en la literatura se emplea el término potencia específica, en la que se considera la potencia del actuador y su peso, en este trabajo se consideró el torque por cuestiones prácticas, ya que no en todas las fichas técnicas de actuadores se reporta el valor de potencia, en cambio el valor de torque siempre es reportado.

Una limitante que existe en prótesis de mano es el peso máximo permisible, autores como Light et al.^[46] establecen que 500 gramos es un valor aceptable. Ese peso está repartido entre los diversos sistemas, que van desde la actuación hasta la flexión de los dedos. Al utilizar actuadores que tengan una relación torque-peso alta, se asegura que se está proporcionando más torque con menos peso, lo que resulta deseable en prótesis.

Para obtener la $RTP_{(TE)}$ se proponen los siguientes pasos:

- 1.- En la ficha técnica del actuador obtener el valor indicado como *stall torque*, que se refiere al torque provisto por el motor a una velocidad cercana a cero^[72].

2.- Obtener el peso del actuador.

3.- Utilizar la ecuación 4.20 para obtener la rtp_j . Donde T_{max} es el *stall torque* y W_a el peso del actuador.

$$rtp_j = \frac{T_{max}}{W_a} \quad \text{Ec 4.20}$$

La figura 4.9 muestra la relación torque-peso de actuadores utilizados en diversas prótesis.

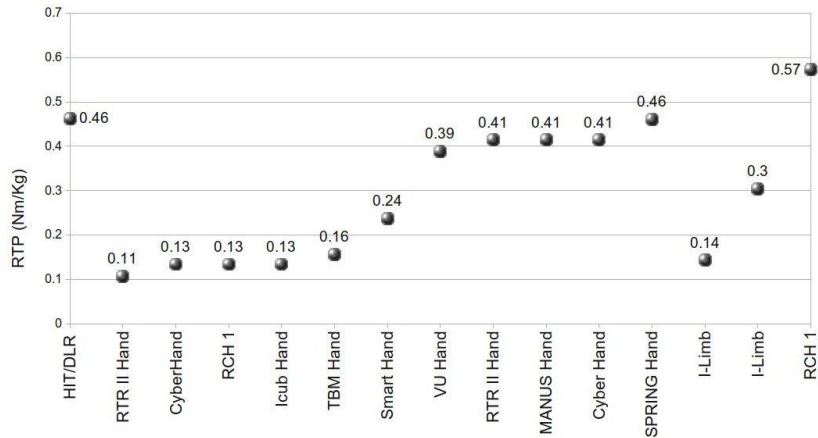


Figura 4.9. La relación torque peso en los actuadores utilizados en los prototipos de prótesis

4.- Repetir los tres pasos anteriores para cada actuador de la prótesis, utilizar la ecuación 4.21 para realizar un promedio.

$$RTP_j = \sum_{j=1}^{n_{act}} \left(\frac{rtp_j}{n_{act}} \right) \quad \text{Ec 4.21}$$

5.- El valor obtenido de la ecuación anterior por sí sólo no nos proporciona información útil, es necesario realizar una comparación y determinar qué tan bueno es dicho valor si se compara con alguna referencia fija (rtp_{ref}). Para evaluar la $RTP_{(TE)}$ de toda la prótesis se debe utilizar la ecuación 4.22.

$$RTP_{(TE)} = 100\% * \left(\frac{RTP_j}{rtp_{ref}} \right) \quad \text{Ec 4.22}$$

Para obtener ese valor de referencia se analizaron tres tipos de actuadores debido a que son los más utilizados en las prótesis de mano. Para los motores con escobillas las marcas analizadas fueron Maxon, Faulhaber, Portescap y Longway Motor. Para los motores sin escobillas las marcas

fueron Telco Motion, Faulhaber, C.I. Kasei Co., Maxon y SITO Motor. Y para los motores sin núcleo las marcas analizadas fueron Citizen Micro Co., Topband, Namiki, Telco Motion, C.I. Kasei Co. En todos los casos, se incluyeron motores con un peso menor a 200 g y un diámetro de hasta 25 mm, debido a que un tamaño o peso mayor harían improbable su uso en prótesis de mano.

La figura 4.10 muestra la rtp_j para motores comerciales sin núcleo, con y sin escobillas. En el eje X se representa su relación torque-peso en Nm/kg, ordenados en diversos grupos, en el eje Y la cantidad de motores de cada grupo.

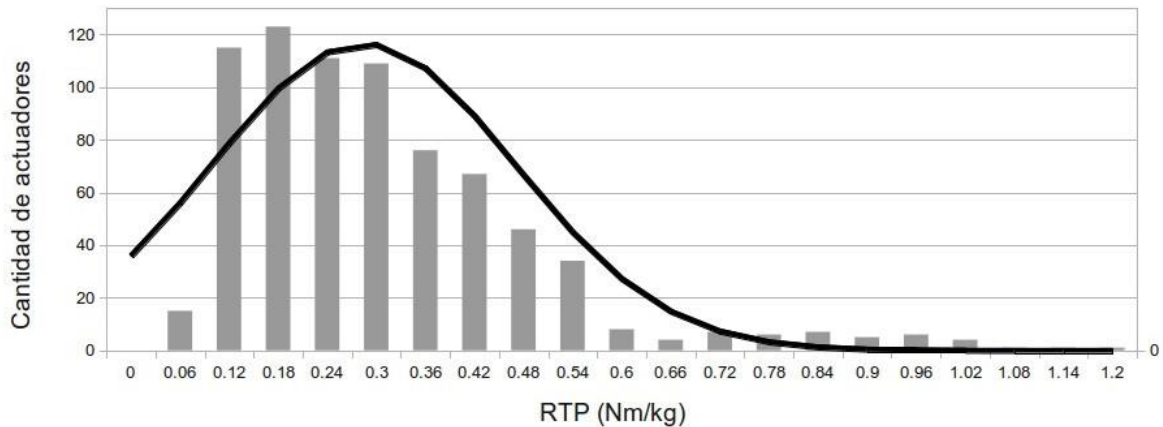


Figura 4.10. La RTP de los actuadores comerciales actuales

Se comparó la rtp_j de más de 750 actuadores, y se obtuvo el percentil 95, el cual se estableció como referencia ($rtp_{ref}=0.69287$ Nm/kg).

4.2.3.3 Criterio relación torque-volumen ($RTV_{(TE)}$)

Muy similar a la RTP, la relación torque-volumen (RTV) indica la cantidad de torque que un actuador puede proporcionar, con relación a su volumen. Para calcularla se emplea la ecuación 4.23, donde Vol_a es el volumen del actuador.

$$rtv_j = \frac{T_{max}}{Vol_a} \quad \text{Ec 4.23}$$

Aunque en la literatura se emplea el término *potencia volumétrica* en la que se considera la potencia del actuador y su volumen, por las razones expuestas en el criterio anterior, se propone utilizar valores de torque en lugar de potencia.

Del estado del arte se sabe que los actuadores en prótesis de mano deben ser lo suficientemente compactos para poder ser alojados dentro de la prótesis, además que los actuadores deben

generar la mayor cantidad de torque, por lo cual la RTV debe ser tan alta como sea posible. En la práctica sabemos que hay un cierto límite debido a que la fuerza generada por un actuador se relaciona directamente con su volumen. En la figura 4.11 se muestra la relación torque-volumen para actuadores utilizados en diversos proyectos de prótesis.

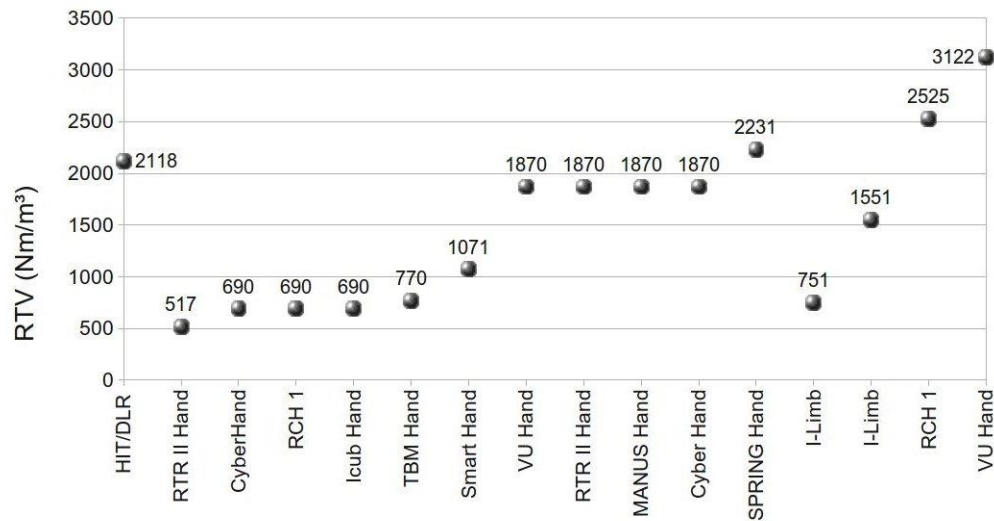


Figura 4.11 Relación torque-volumen en los actuadores utilizados en prótesis

Para obtener la RTV se deben seguir los puntos descritos a continuación.

- 1.- En la ficha técnica del actuador obtener su torque (*stall torque*).
- 2.- Obtener el volumen del actuador.
- 4.- Utilizar la ecuación 4.23 para calcular la relación torque-volumen de cada actuador (rtv_j).
- 5.- Realizar un promedio con los valores de rtv_j de todos los actuadores de la prótesis (ecuación 4.24).

$$RTV_j = \sum_{j=1}^{n_{act}} \left(\frac{rtv_j}{n_{act}} \right) \quad \text{Ec 4.24}$$

- 6.- Comparar el valor de RTV_j con el valor de referencia ($rtv_{ref}=3325 \text{ Nm/m}^3$) utilizando la ecuación 4.25.

$$RTV_{(TE)} = 100\% * \left(\frac{RTV_j}{rtv_{ref}} \right) \quad \text{Ec 4.25}$$

Para obtener el valor de referencia se siguió un procedimiento similar que en el criterio anterior: se analizaron tres tipos de actuadores debido a que son los más utilizados en las prótesis de mano y en todos los casos se incluyeron motores con un peso menor a 200 g y diámetro de hasta 25 mm.

La figura 4.12 muestra la RTV de los motores revisados, ordenados en varios grupos. El valor de referencia se definió como el percentil 95.

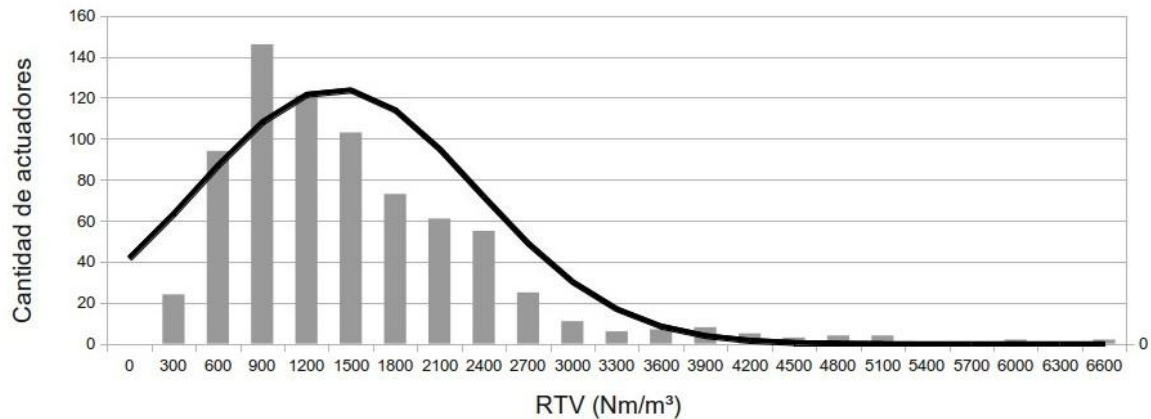


Figura 4.12. Relación torque-volumen para motores sin núcleo, con y sin escobillas

4.2.3.4 Criterio fuerza (F_{TE})

Evaluar un actuador con base en su RTV y su RTP es insuficiente, debido a que puede presentar relaciones torque-peso y torque-volumen altas, pero la fuerza neta entregada puede ser incapaz siquiera de provocar la flexión de los dedos. Se requiere que además de las dos relaciones mencionadas, el actuador pueda entregar la fuerza suficiente para que la prótesis sea capaz de realizar tareas funcionales. En este criterio se evalúa la cantidad de torque (T_{max}) que el actuador puede entregar. En la figura 4.13 se presentan los valores de torque de los motores utilizados en diversos proyectos de prótesis.

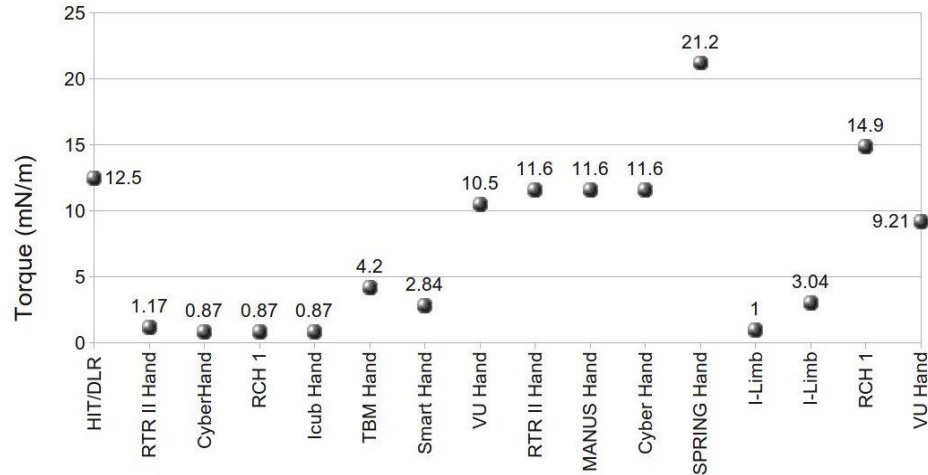


Figura 4.13 *Stall torque* en los motores para prótesis

Este torque ya fue utilizado en varias ecuaciones de los criterios anteriores. El valor que se debe considerar es el correspondiente al *stall torque*, se puede leer directamente de la ficha técnica, si no se cuenta con esa información se debe realizar la caracterización del actuador.

Al igual que en criterios pasados, el valor por si mismo no proporciona suficiente información para la evaluación, se requiere comparar con un valor de referencia (F_{ref}). Para establecerlo se analizaron los datos de más de 750 actuadores comerciales (los mismos que en los dos criterios pasados), la figura 4.14 muestra el torque de los actuadores revisados. Para determinar el valor de referencia se obtuvo el percentil 95, que resultó de 30 mNm.

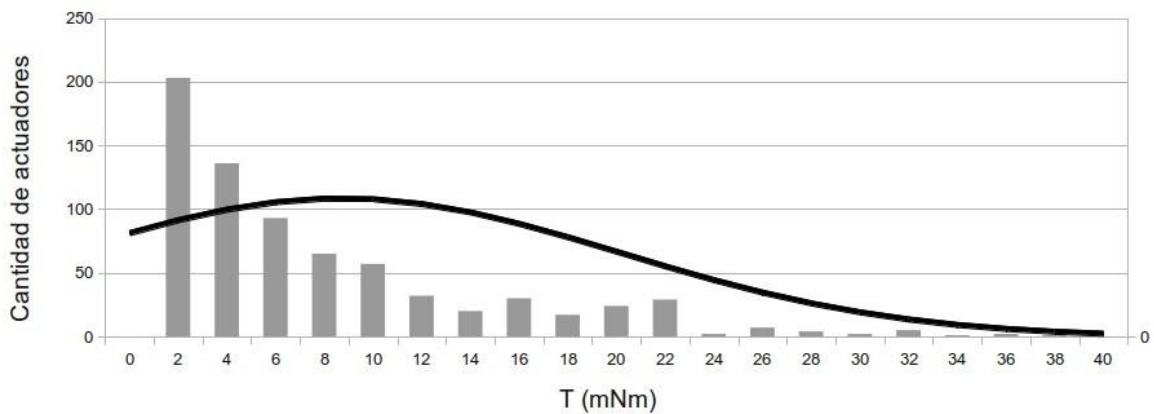


Figura 4.14. Torque de los motores analizados

Para evaluar el criterio de fuerza se proponen los siguientes pasos:

- 1.- Para cada actuador obtener el valor del *stall torque* (T_{max}).
- 2.- Calcular el torque promedio en todos los actuadores de la prótesis (ecuación 4.26).

$$F_j = \sum_{j=1}^{n_{act}} \left(\frac{T_{max}}{n_{act}} \right) \quad \text{Ec 4.26}$$

3.- Emplear la ecuación 4.27 para comparar el torque promedio con el valor de referencia ($F_{ref}=30$ mNm).

$$F_{(TE)} = 100\% * \left(\frac{F_j}{F_{ref}} \right) \quad \text{Ec 4.27}$$

Una calificación de 100 % indica que el sistema de actuación está generando la mayor cantidad de fuerza que se le puede exigir a un sistema en la actualidad, que por sus dimensiones (25 mm) y peso (200 g) puede ser utilizado en prótesis de mano.

4.2.4 Función reducir velocidad

Las prótesis de mano que se pueden evaluar con los criterios propuestos utilizan actuadores eléctricos rotatorios para su funcionamiento, la velocidad de salida de estos actuadores es demasiado alta como para poder utilizarla directamente para flexionar los dedos, por lo que es necesario disminuirla. El sistema que realiza la función de reducir la velocidad comúnmente está formado por engranes (desde engranes rectos como la MANUS Hand^[39,40,82], cónicos como en HIT/DLR Hand^[32,33,35], planetarios como en SmartHand^[3,15,16,17,18] hasta tornillos de bolas recirculantes utilizados en TBM Hand^[24,25,26]).

Durante la evaluación de métricas se generó un criterio de eficiencia para la función de transmitir energía, sin embargo después de intentar aplicar dicho criterio a un par de casos reales se determinó que no es práctico calcular la eficiencia durante la transmisión de energía, porque en ocasiones la reducción de velocidad y la transmisión de energía son realizadas por los mismos componentes (por ejemplo engranes, cables y poleas), una de las características deseadas en los criterios es que puedan ser obtenidos con pruebas o experimentos sencillos. Por lo anterior se decidió unir los criterios de eficiencia en la reducción de velocidad y en la transmisión de energía. En la práctica esta consideración provoca únicamente que durante la evaluación de la eficiencia, la potencia de salida deba ser obtenida en otro punto de la prótesis.

4.2.4.1 Criterio Eficiencia ($\eta_{(RV)}$)

La eficiencia durante la reducción de velocidad indica la energía útil que el sistema puede proporcionar, con relación a la energía suministrada a él. Influye directamente en la fuerza que la prótesis puede proporcionar, ya que mientras mayor sea la eficiencia en la reducción, se perderá

menos energía. Depende de factores como el número de dientes, coeficiente de correlación de los engranes, coeficiente de fricción, ángulo de presión, coeficiente de altura del addendum de la herramienta con la que se fabrican los engranes^[83].

En este criterio se evalúa la eficiencia del sistema de reducción de velocidad, con una escala entre 0 % y 100 %, lógicamente un valor ideal de eficiencia será 100 %. Se puede determinar de 3 maneras distintas:

1.- Si se utilizan elementos comerciales, se puede leer directamente de la ficha técnica. Esta es la mejor opción ya que el fabricante realiza pruebas a sus productos y los resultados presentados al consumidor son fiables. El valor que se debe considerar es la eficiencia máxima.

2.- Mediante la caracterización del sistema de reducción. Dependerá del tipo de reducción de que se trate, se necesita realizar pruebas físicas para obtener los valores de eficiencia. Se tiene que medir la potencia de entrada y compararla con la potencia de salida, y aplicar la ecuación 4.28. También se debe considerar la eficiencia máxima.

$$\eta_{(RV)} = \frac{\text{Energía}_{\text{salida}}}{\text{Energía}_{\text{entrada}}} \quad \text{Ec 4.28}$$

3.- Calcularla teóricamente empleando ecuaciones matemáticas que correspondan al tipo de sistema de reducción. En la literatura^[83,84] existe suficiente información para determinar teóricamente la eficiencia de diferentes tipos de engranes.

El valor por considerar en este criterio debe ser el promedio de las eficiencias de todas las reducciones. Una eficiencia cercana al 100 % indicará que no existen pérdidas de energía durante la reducción, y por lo tanto la fuerza de salida sería mayor.

4.2.4.2 Criterio multiplicación de fuerzas ($MF_{(RV)}$)

El movimiento que producen los actuadores rotatorios que se han usado en prótesis de mano presenta dos inconvenientes, por un lado una velocidad más alta que la que se requiere para mover los dedos, y por otro lado una fuerza insuficiente para realizar tareas funcionales. Por lo que se hace necesario reducir la velocidad y aumentar la fuerza.

Al enfocarnos en la reducción de velocidad, el comportamiento de la fuerza está relacionado inversamente con la velocidad. En una situación ideal (figura 4.15), si la velocidad aumenta la fuerza disminuye, y viceversa.

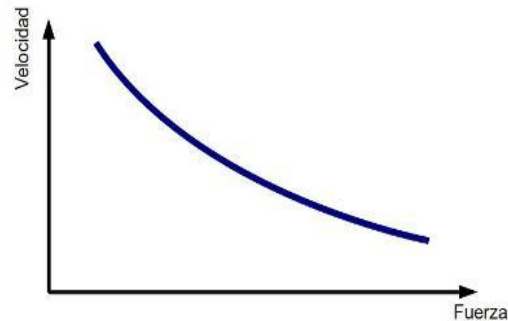


Figura 4.15. Comportamiento de la fuerza con respecto a la velocidad

Para que la prótesis pueda ser utilizada en tareas funcionales, es necesario que los movimientos de sus dedos cumplan con ciertos valores de velocidad y de fuerza. Podemos identificar dos de ellos: El valor mínimo (por debajo del cual ya no se pueden tener resultados satisfactorios) y el valor aceptable (a partir del cual se pueden realizar las tareas funcionales de una manera adecuada). Los valores correspondientes son descritos a continuación:

- ⤴ Tiempo aceptable. Weir^[81] encontró que en promedio, para realizar tareas funcionales la mano humana desarrolla una velocidad entre 3 y 3.5 rad/s (aunque puede lograr hasta 40 rad/s), si se considera una flexión de 90° en las articulaciones^[85], el tiempo en realizar este movimiento está entre 0.45 y 0.52 segundos. Por lo que se estableció que el tiempo aceptable para flexionar los dedos es de 0.52 segundos.
- ⤴ Tiempo mínimo. Según Vinet et al.^[15] 0.8 segundos son suficientes para cerrar los dedos en una prótesis de mano, por lo que se propone establecer este valor como mínimo.
- ⤴ Fuerza aceptable. Smaby et al.^[6] encontró que para sujetar un objeto en la condición de más resbalamiento (coeficiente de fricción de 0.33) se requiere una fuerza en la oposición terminal de 31.4 N. Se propone este valor como el nivel aceptable de fuerza.
- ⤴ Fuerza mínima. En diversos proyectos de prótesis (como HIT/DLR Hand^[32,33,34,35], Southampton-Remedi Hand^[46] o SPRING Hand^[47]) se han reportado pruebas de agarre, con resultados satisfactorios, estos prototipos alcanzan una fuerza en la oposición terminal de aproximadamente 10 N, considerando esos resultados se puede considerar que ese es un valor de fuerza mínimo para lograr los agarres.

Para aplicar este criterio se propone utilizar la fuerza de salida teórica (F_s) y el tiempo necesario para la flexión, ambos valores para el dedo índice.

Es evidente que para mejorar la fuerza ejercida por los dedos se debe aumentar la multiplicación de fuerzas siempre y cuando no se comprometa la velocidad de flexión. Con base en los valores mínimos y aceptables de fuerza y de velocidad, se propuso una escala (representada en la figura 4.16) que indica qué tan bien se realiza la función de multiplicar la fuerza, sin comprometer la velocidad.

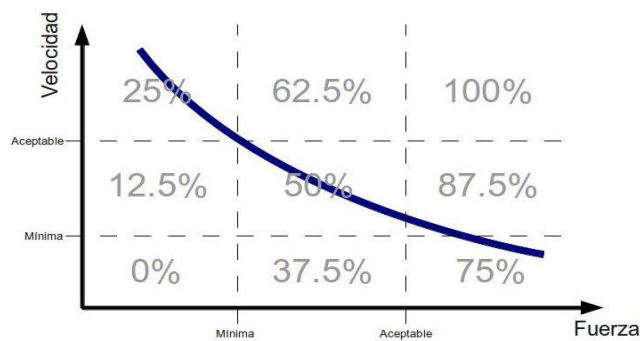


Figura 4.16. Escala propuesta para la evaluación de la multiplicación de fuerza

La condición evaluada con 100 % es cuando la prótesis presenta una velocidad y fuerza mayores a los valores aceptables (figura 4.16). La condición evaluada con 0 % es cuando tanto la fuerza como la velocidad son inferiores a los valores mínimos, el resto de valores guardan una proporción lineal.

Para aplicar este criterio se proponen los siguientes pasos:

- 1.- Determinar el tiempo mínimo para la flexión del dedo índice. En la tabla 4.8 identificar a cuál columna corresponde.
- 2.- Determinar la fuerza de salida máxima (teórica). En la tabla 4.8 identificar a cuál renglón corresponde.
- 3.- La calificación se obtendrá en la celda donde se cruzan la columna con el renglón, seleccionados en los pasos anteriores.

Tabla 4.8. Calificación propuesta para el criterio de reducción de velocidad

F _s (N)	Tiempo de flexión (segundos)		
	<0.523	[0.523,0.8]	>0.8
<10	25%	12.5%	0%
[10,31.4]	62.5%	50%	37.5%
>31.4	100%	82.5%	75%

Por ejemplo una prótesis que realice la flexión de los dedos en 0.5 segundos y genere una fuerza de 18 N, obtendrá una calificación de 62.5 %.

Como se puede apreciar en la tabla anterior, se dio prioridad a la fuerza porque es uno de los requerimientos a evaluar para la prótesis.

4.2.4.3 Criterio holgura ($Holg_{(RV)}$)

Comúnmente los sistemas mecánicos que están sujetos a movimiento presentan algún tipo de juego u holgura. Este juego ocasiona que la precisión de dichos sistemas disminuya. Uno de los indicadores de la precisión que logran los sistemas de reducción de velocidad es el *backlash*.

El *backlash* en elementos rotatorios indica cuántos grados o fracción de grados tiene de tolerancia el sistema (debido a su fabricación, tamaño y aplicación). A medida que el valor del *backlash* se incrementa se pierde precisión en los movimientos, ocasionando una mayor incertidumbre. No obstante, en los sistemas rotatorios que trabajan con un con un par de torsión no reversible, el *backlash* no representa un problema (Norton^[86]).

En la actualidad existen dispositivos con cero *backlash*, como los engranes fabricados por empresa Faulhaber. Dichos dispositivos teóricamente presentan la mayor precisión posible.

Se revisaron las fichas técnicas de más 440 reductores de velocidad, que emplean engranes. Con base en esa información se propuso una escala (tabla 4.9) que indica la precisión para estos sistemas rotatorios: Cuando no existe *backlash* el sistema recibirá una calificación de 100%, en cambio cuando el valor es mayor a 5° se obtendrá una calificación de 0%.

Tabla 4.9. Precisión en la reducción de velocidad, según su *backlash*

<i>Backlash</i>	Calificación
0°	100 %
(0° , 1°]	83 %
(1° , 2°]	67 %
(2° , 3°]	50 %
(3° , 4°]	34 %
(4° , 5°)	17 %
> 5°	0 %

Para aplicar este criterio se debe obtener el valor promedio de las calificaciones de todos los reductores de velocidad de la prótesis.

4.3 Alcance de los criterios

Los criterios descritos en este capítulo tienen como objetivo fundamental obtener información técnica del desempeño de la prótesis, para realizar tareas de precisión o de fuerza.

Con los criterios no se contempla evaluar alguna otra característica de la prótesis, ni evaluar la satisfacción del usuario, tampoco aspectos subjetivos.

Los criterios pueden ser utilizados para evaluar cualquier prótesis que utilice actuadores eléctricos rotatorios. Prótesis actuadas mediante otras energías (mecánica, hidráulica o neumática) no pueden ser evaluadas con estos criterios.

4.4 Conclusiones

La información generada después de evaluar los criterios sirve para la toma de decisiones.

Una de las características principales de los criterios es que se genera información particular de componentes y sistemas. Si la evaluación indica que el desempeño de ese sistema no es adecuado se puede realizar un rediseño sólo de esa parte, sin modificar el resto de los sistemas.

Los criterios son prácticos, la información con que se alimentan es de fácil obtención para el evaluador, en la mayoría de los casos.

Los criterios pueden ser utilizados para evaluar cualquier prótesis que utilice actuadores eléctricos rotatorios, en la actualidad la mayoría de prótesis tienen estas características, y todo parece indicar que esa tendencia continuará, por lo que los criterios seguirán siendo útiles.

La evaluación de algunos criterios (como la relación torque-peso o torque-volumen) están basados en la tecnología actual, cuando haya mejoras en los actuadores la escala tendrá que ser ajustada, se consideró este inconveniente de la definición de dichos criterios, por lo que se indicó la manera de obtener el valor de referencia.

Se unificaron dos criterios de eficiencia, uno de la función de reducir velocidad y el otro de la función de transmitir energía. Esto fue necesario por la dificultad para evaluar uno de ellos. La modificación simplifica la evaluación sin alterar los resultados finales.

La calificación de cada criterio se obtiene en porcentaje, esto fue decidido así para poder comparar dos o más prótesis.

Capítulo V

EVALUACIÓN DE DOS PRÓTESIS

5.1 Selección de los casos de estudio

Utilizando los criterios se evaluaron dos prótesis para mostrar la manera de aplicarlos.

La primera prótesis está aun a nivel de prototipo, lleva por nombre SmartHand, es desarrollada principalmente en el *ARTS Lab and CRIM Lab* de la *Scuola Superiore Sant'Anna*, ubicado en Pisa, Italia. Se decidió evaluar este prototipo debido a la gran cantidad de información que los diseñadores han publicado sobre el desarrollo del proyecto, desde el diseño hasta las pruebas y rediseños.

El segundo prototipo evaluado es CDMIT I, desarrollado en el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica de la UNAM, en 2007. Se eligió este prototipo porque se tiene acceso físico a él, y se pudieron realizar las pruebas necesarias para su evaluación. La evaluación de ambos prototipos es detallada en este capítulo.

5.2 Evaluación de SmartHand

La SmartHand (figura 5.1) es una prótesis de mano autocontenida para amputado transradial. Su diseño se basó en las necesidades de los usuarios, en el conocimiento de los investigadores encargados del proyecto y en la factibilidad de fabricación, con el enfoque de replicar lo más posible la funcionalidad de la mano humana^[17].

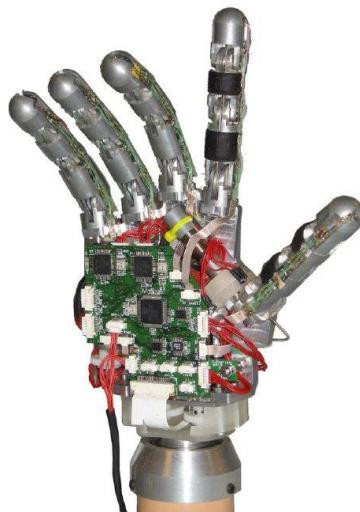


Figura 5.1 SmartHand^[15]

Se han publicado diversos artículos (^[3,15,16,17,18]) que reportan características importantes del prototipo. Con esa información se pudieron evaluar 15 de los 16 criterios propuestos, los cuales se

han ordenado de acuerdo a la función a la que pertenecen, la evaluación detallada es mostrada a continuación:

5.2.1 Función flexionar dedos

Relación de Fuerzas

Para el dedo índice, y haciendo uso de la figura 5.3, la fuerza de entrada F_e es de 45 N, mientras que la fuerza de salida F_s es de 15 N^[16,18,85]. Aplicando la ecuación 4.1 se obtiene la relación de fuerzas.

$$RF_{(FD)} = 100\% * \left(\frac{15N}{45N} \right) = 33.33\%$$

GDL y GDM

Como lo muestra la figura 5.2, y de acuerdo a ^[17], los grados de libertad y de movilidad en la prótesis están repartidos de la siguiente manera (tabla 5.1):

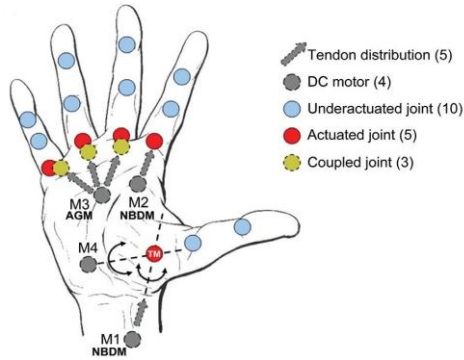


Tabla 5.1. GDL y GDM en la prótesis SmartHand

Dedo	GDL	GDM
Pulgar	4	2
Índice	3	1
Medio	3	<1
Anular	3	<1
Meñique	3	<1
Total	16	4

Figura 5.2 GDL y GDM en la prótesis SmartHand^[17]

Se utilizó la tabla 4.5 para evaluar cada dedo y se obtuvieron las siguientes calificaciones:

Tabla 5.2. Evaluación de los GDL y GDM en la prótesis SmartHand

Dedo	GDL (calificación %)	GDM (calificación %)
Pulgar	50	100
Índice	50	100
Medio	50	50
Anular	0	100
Meñique	0	100
	GDL_(FD)=30 %	GDM_(FD)=90 %

Eficiencia

Debido a que no disponía físicamente de la prótesis, el valor de eficiencia durante la flexión de los dedos de la prótesis SmartHand no se pudo evaluar, se solicitó la información a los diseñadores de la prótesis pero ellos tampoco contaban con ese valor.

Fricción

Los dedos de la SmartHand fueron fabricados de aluminio^[15,18]. El coeficiente de fricción del material de los dedos (aluminio) con respecto al material de referencia (también aluminio) es $\mu_p = 1.05$ ^[76]. Por tanto la evaluación de este criterio (utilizando la ecuación 4.8) es:

$$Fric_{(FD)} = 100\% * \left(\frac{1.05}{1.05} \right) = \mathbf{100\%}$$

Ajuste en articulaciones

En los artículos publicados no se reporta información de la holgura en las articulaciones de los dedos, dicha información fue solicitada por correo electrónico a los autores, los cuales proporcionaron un plano del dedo (figura 5.3), indicando que existe un ajuste entre todas las articulaciones del tipo j5/G7 (según norma ISO 286-2), para diámetros menores a 3mm.

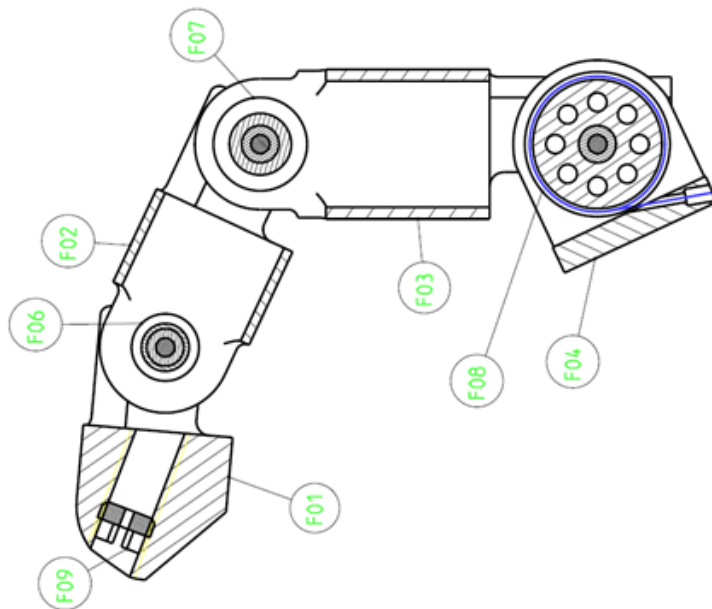


Figura 5.3 Dedo de la SmartHand

De acuerdo a la norma ISO 286-2 el valor de tolerancia máxima para ese ajuste es de +18µm, es decir, la holgura máxima que puede tener esa articulación.

Se utilizó la tabla 4.6 y se identificó que ese valor de holgura corresponde a la clase RC 3, por lo tanto (según la tabla 4.7) la calificación obtenida es:

$$Aj_{(FD)} = 100\%$$

5.2.2 Función bloquear dedos

Capacidad de bloqueo

La fuerza máxima que soporta cada módulo de bloqueo antes de fallar es $F_{b_m}=150 \text{ N}^{[16]}$. La fuerza a la entrada del dedo es igual a la fuerza a la salida del bloqueo^[16], es decir hay una multiplicación de fuerzas de 1 (MF=1). La relación de fuerzas del dedo es 33.33 % (obtenida en un criterio anterior). Empleando la ecuación 4.12 se obtiene la capacidad de bloqueo para cada módulo.

$$CB_m = (150\text{N})(1)(0.3333) = 50\text{N}$$

El prototipo cuenta con 4 módulos de bloqueo (uno de ellos es mostrado en la figura 5.4), sin embargo, por lo indicado en el criterio 4.2.2.1 el módulo del dedo pulgar no se considera, por lo tanto la capacidad de bloqueo de todos los módulos es $C_{b_t}=3*50 \text{ N}=150 \text{ N}$.



Figura 5.4. Uno de los módulos de bloqueo^[16]

Al comparar la CB_t con la referencia (ecuación 4.14) se obtiene:

$$CB_{(BD)} = 100\% * \left(\frac{150 \text{ N}}{882 \text{ N}} \right) = 17\%$$

Eficiencia

En ^[16] se detalla la prueba realizada para obtener la eficiencia de cada módulo de bloqueo, en general se conectó el sistema de bloqueo al actuador, se midió el voltaje y corriente consumidos por el actuador, se utilizaron sensores de proximidad (y un osciloscopio) para medir el periodo de rotación a en el eje de salida del sistema de bloqueo. Lo anterior se realizó para obtener el valor

promedio de la carga requerida para flexionar un dedo. Se realizó el mismo procedimiento prescindiendo del sistema de bloqueo, con el objetivo de comparar los resultados y obtener la eficiencia. El valor reportado es

$$\eta_{(BD)} = 95\%$$

Eficacia

En ^[16] se reporta la prueba realizada para medir la eficacia del sistema. La capacidad para mantener la fuerza de agarre cuando se desenergizaron los actuadores fue alta, no se apreciaron cambios de fuerza con el sistema de bloqueo activado, por lo tanto se concluye que:

$$Efi_{(BD)} = 100\%$$

5.2.3 Función transformar energía

Se utilizaron actuadores diferentes, para el dedo pulgar y para el resto de los dedos, todos de la marca Faulhaber^[87], las características significativas de estos se muestran en la tabla 5.3.

Tabla 5.3. Características técnicas de los motores utilizados en la *SmartHand*

Dedo	Modelo	Stall torque	Peso	Volumen	Eficiencia máxima
Pulgar (oposición)	1016 0012G	0.82 mNm	6.5 g	1233 mm ³	68 %
Pulgar (flexión)	1319 012SR	2.84 mNm	12 g	2548 mm ³	65 %
Índice (flexión)	1319 012SR	2.84 mNm	12 g	2548 mm ³	65 %
Resto (flexión)	1331 012SR	9.9 mNm	19 g	4141 mm ³	80 %

Eficiencia

Las eficiencias máximas de todos los actuadores fueron obtenidas directamente de la ficha del fabricante (tabla 5.3), se sumaron y se realizó un promedio:

$$\eta_{(TE)} = 69.5\%$$

Relación torque-peso

Empleando la ecuación 4.20 y utilizando los valores mostrados en la tabla 5.3, se calculó la relación torque-peso de los motores. Posteriormente se realizó un promedio (ecuación 4.21), los resultados son mostrados en la tabla 5.4:

Tabla 5.4. Relación torque-peso para los motores utilizados en la SmartHand

Dedo	rtp_j (Nm/kg)
Pulgar (oposición)	0.126
Pulgar (flexión)	0.236
Índice (flexión)	0.236
Resto (flexión)	0.521
Promedio	0.2798

Finalmente este valor fue comparado con el valor de referencia ($rtp_{ref}=0.69287$ Nm/kg), y empleando la ecuación 4.22 se obtuvo la calificación para este criterio.

$$RTP_{(FD)} = \mathbf{40.3\%}$$

Relación torque-volumen

Similar al criterio anterior, se empleó la ecuación 4.23, y los datos de la tabla 5.3, se obtuvieron los siguientes resultados

Tabla 5.5. Relación torque-volumen para los motores de la SmartHand

Dedo	rtv_j (Nm/m ³)
Pulgar (oposición)	665
Pulgar (flexión)	1114
Índice (flexión)	1114
Resto (flexión)	2390
Promedio	1320.75

Este valor fue comparado con el valor de referencia ($rtv_{ref}=3325$ Nm/m³), y empleando la ecuación 5.25 se obtuvo la calificación para este criterio.

$$RTV_{(FD)} = \mathbf{39.72\%}$$

Fuerza

Los valores de torque se pueden leer directamente de la tabla 5.3, se realizó un promedio y utilizando la ecuación 4.26 se comparó contra la referencia ($F_{ref}=30$ mNm). Se obtuvo la siguiente calificación:

$$F_{(TE)} = \mathbf{13\%}$$

5.2.4 Función reducir velocidad

En esta prótesis la reducción de velocidad se realiza mediante engranes planetarios, todos de la marca Faulhaber^[87], el modelo y características más relevantes son mostradas en la tabla 5.6.

Tabla 5.6. Características de los reductores de velocidad

Dedo	Series	Reducción	Eficiencia	Backlash
Pulgar (oposición)	10_1	1024:1	55 %	3°
Pulgar (flexión)	13A	491:1	55 %	4°
Índice (flexión)	13A	491:1	55 %	4°
Resto (flexión)	13A	16:1	80 %	4°

Eficiencia

Los valores de eficiencia máxima fueron obtenidos directamente de las fichas técnicas, la tabla 5.6 muestra dichos valores. Para evaluar este criterio se realizó un promedio, obteniendo una eficiencia de:

$$\eta_{(RV)} = 61.25\%$$

Multiplicación de fuerzas

El tiempo mínimo que tarda la SmartHand en flexionar el dedo índice es 1.47 segundos^[18]. Se puede lograr una fuerza de salida de hasta 15 N^[85]. Utilizando esos valores de fuerza y velocidad, y empleando la tabla 4.8 para asignar utilizar una calificación, se obtiene que:

$$MF_{(RV)} = 37.5\%$$

Holgura

Utilizando los datos de *backlash* presentados en la tabla 5.6, y empleando la tabla 4.9, se asignó una calificación a cada engrane planetario, los resultados son mostrados en la siguiente tabla.

Tabla 5.7. Evaluación de la holgura en el sistema de reducción

Dedo	Calificación (holgura)
Pulgar (oposición)	50 %
Pulgar (flexión)	34 %
Índice (flexión)	34 %
Resto (flexión)	34 %

Se obtuvo un promedio con esas calificaciones, por tanto la evaluación de este criterio es:

$$Holg_{(RV)} = 38\%$$

5.3 Evaluación de la mano CDMIT I

Es prototipo de prótesis de mano para amputado transradial (figura 5.5), fue desarrollado en el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica en el año 2007. Se decidió evaluarlo debido a que, al contar físicamente con él, resultaba más sencillo realizar las pruebas necesarias para calificar los criterios.



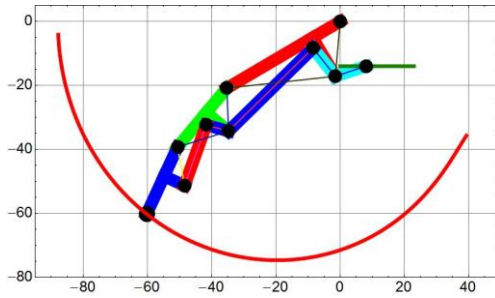
Figura 5.5. Prototipo de prótesis CDMIT I^[4]

Aunque la mano CDMIT I no fue diseñada para realizar tareas de fuerza, la evaluación se realizó para mostrar la manera de aplicar los criterios de evaluación, los cuales son detallados a continuación.

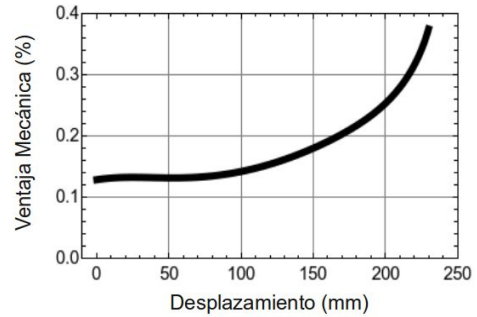
5.3.1 Función flexionar dedos

Relación de Fuerzas

Para obtener la relación de fuerzas en el dedo índice se realizó un análisis cinemático del mecanismo (figura 5.6 (a)), considerando sus dimensiones y rango de movimiento. Se aplicó una fuerza de entrada F_e y se calculó la fuerza de salida F_s (normal a la falange distal). Como se puede apreciar en la figura 5.6 (b), la magnitud de la fuerza varía en función de la posición del dedo.



(a) Trayectoria del dedo índice



(b) Fuerza de salida en función al desplazamiento

Figura 5.6. Análisis del dedo índice

El valor más alto es $RF_{(FD)}=38\%$ y corresponde a la última sección de la trayectoria, cuando el dedo hace contacto con el objeto. Para evaluar este criterio se consideró ese valor.

GDL y GDM

Los grados de libertad y de movilidad en la prótesis están repartidos de la siguiente manera:

Tabla 5.8. GDL y GDM de la mano CDMIT I

Dedo	GDL	GDM
Pulgar	2	2
Índice	1	1
Medio	1	1
Anular	<1	<1
Meñique	<1	<1
Total	5	5

Utilizando la tabla 4.5 para evaluar cada dedo, obtenemos las siguientes calificaciones:

Tabla 5.9. Evaluación de los GDL y GDM de la mano CDMIT I.

Dedo	GDL (calificacion %)	GDM (calificacion %)
Pulgar	100	100
Índice	100	100
Medio	100	100
Anular	100	100
Meñique	100	100
	GDL_(FD)=100%	GDM_(FD)=100%

Eficiencia

Se aplicó una fuerza de entrada constante de 9.8 N en la base del dedo índice, y se logró un desplazamiento de 0.02 m (figura 5.7a). Posteriormente se midió la fuerza normal a la superficie (en el extremo de la falange distal) la cual fue variando su magnitud a lo largo de la trayectoria del dedo, el extremo del dedo alcanzó un desplazamiento de 0.1595 m, la fuerza de salida es representada en la figura 5.7b)

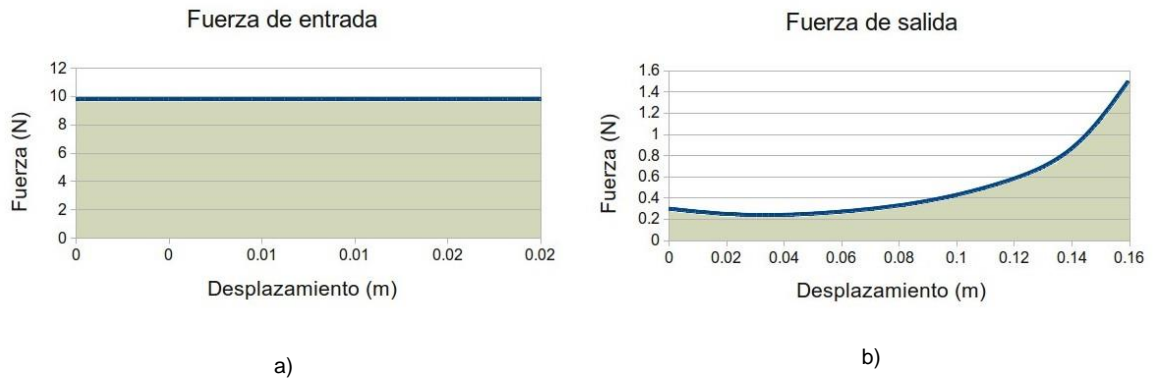


Figura 5.7. a) Fuerza de entrada constante. b) Variación de la fuerza de salida

Para calcular la eficiencia se empleó la ecuación 4.6. Las potencias se calcularon como trabajo/tiempo.

Para la entrada, trabajo=fuerza*distancia, se consideró así porque la fuerza es constante. El trabajo a la entrada es $(9.8 \text{ N}) \cdot (0.02 \text{ m}) = 0.196 \text{ J}$.

Debido a que la fuerza de salida está variando no se puede calcular de la misma manera que para la entrada. Sabiendo que el trabajo es el área bajo la curva (área verde de la figura 5.7b), se obtuvo una ecuación $F(x)$ que asemeja la curva:

$$F(x) = 0.3 + 1.17 * x - 221 * x^2 + 5357 * x^3 - 44544 * x^4 + 133061 * x^5$$

Posteriormente se realizó la integral entre los límites $a=0 \text{ m}$ y $b=0.1595 \text{ m}$, es decir:

$$\text{Trabajo a la salida} = \int_a^b F(x) dx$$

Al realizar las operaciones correspondientes se obtuvo un trabajo a la salida de 0.07559 J. El valor de tiempo a la entrada es el mismo que a la salida, por tanto la eficiencia es:

$$\eta_{(fd)} = 100\% * \frac{(0.07559 \text{ J} / \text{tiempo})}{(0.196 \text{ J} / \text{tiempo})} = 38.56\%$$

En el prototipo CDMIT I los dedos fueron fabricados de la misma manera, con las mismas tolerancias, por tal motivo es válido considerar que la eficiencia de cada uno de ellos será la misma.

Fricción

Los dedos del prototipo están hechos de ABS^[4]. En la literatura no se encontró el coeficiente de fricción entre ABS-Aluminio, por lo que se realizó una prueba para determinarlo, el cual resultó de $\mu_{p-a}=0.5073$. Se utilizó la ecuación 4.8 para obtener la calificación de este criterio:

$$Fric_{(FD)} = 100\% * \left(\frac{0.5073}{1.05} \right) = \mathbf{48.31\%}$$

Ajuste en articulaciones

Para cada articulación en los dedos del prototipo (figura 5.8), se midió experimentalmente (con un micrómetro con resolución de 0.01 mm) el diámetro real del eje (Φ_{eje}), el diámetro real del agujero ($\Phi_{agujero}$), y sus dimensiones nominales ($\Phi_{nominal}$).

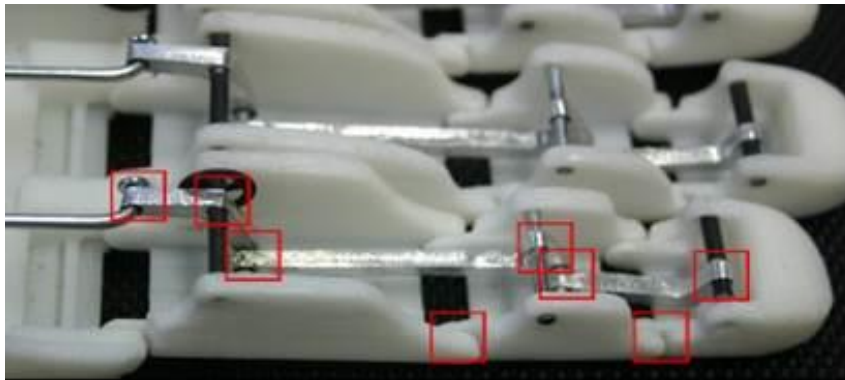


Figura 5.8. Ubicación de las articulaciones que fueron medidas, de izquierda a derecha

Posteriormente se utilizó la tabla 4.6 y se identificó a qué clase correspondía. Con ayuda de la tabla 4.7 se asignó una calificación para cada articulación. Toda esta información es mostrada en la tabla 5.10.

Tabla 5.10. Dimensiones de en las articulaciones de los dedos

Articulación	Φ_{nominal} (mm)	Φ_{agujero} (mm)	Φ_{eje} (mm)	$\Phi_{\text{eje/nominal}}$ (μm)	$\Phi_{\text{agujero/nominal}}$ al (μm)	Clase	A_j (%)
1	2	2.02	1.99	-10	20	RC6	57%
2	2.74	2.75	2.73	-10	10	RC3	100%
3	2.74	2.75	2.73	-10	10	RC3	100%
4	2	2.02	1.95	-50	20	RC9	14%
5	2	2.02	1.95	-50	20	RC9	14%
6	2	2.02	1.99	-10	20	RC6	57%
7	2.74	2.75	2.73	-10	10	RC3	100%
8	2.74	2.75	2.73	-10	10	RC3	100%
9	2	2.02	1.95	-50	20	RC9	14%
10	2	2.02	1.99	-10	20	RC6	57%
11	2	2.04	1.99	-10	40	RC8	28%

Debido a que todos los dedos fueron fabricados al mismo tiempo, se utilizaron los mismos ejes, y las mismas tolerancias de fabricación, se asumió que los valores para el resto de los dedos es similar. Se realizó un promedio con las 11 calificaciones del dedo índice. El valor obtenido es:

$$A_{j(FD)} = 58.27\%$$

5.3.2 Función bloquear dedos

El prototipo no cuenta con sistema de bloqueo de dedos, por lo que los tres criterios de esta función son calificados con 0%.

5.3.3 Función transformar energía

Para la actuación del prototipo se utilizaron 4 servomotores iguales (marca Hobbico, modelo CS-5, mostrado en la figura 5.9), los cuales fueron modificados para funcionar como motores CD convencionales (para aumentar rango de operación, que originalmente era de 180° de giro del eje de salida). Fue necesario realizar pruebas para determinar los parámetros del motor de CD, ya que la ficha técnica no proporcionó suficiente información. Para las pruebas se utilizó un motor nuevo.



Figura 5.9. Servomotor utilizado en la CDMIT I

Eficiencia

El motor empleado es de corriente directa (figura 5.10).



Figura 5.10. Motor CD contenido en el servomotor

Para calcular la eficiencia se utilizaron las ecuaciones 4.16, 4.17 y 4.18. Donde:

Voltaje=5.18 V (dicho voltaje fue medio con un voltímetro).

Corriente=450 mA (la medición se realizó con un amperímetro).

Torque=0.492912 mNm (se obtuvo a partir de una celda de carga provisional, hecha con un resorte de tensión).

Velocidad angular=2576 rad/s (para obtenerla se acopló un encoder al eje de salida, y se utilizó una tarjeta Arduino Duemilanova, con un microcontrolador Atmega328). Tal como se muestra en la figura 5.11.

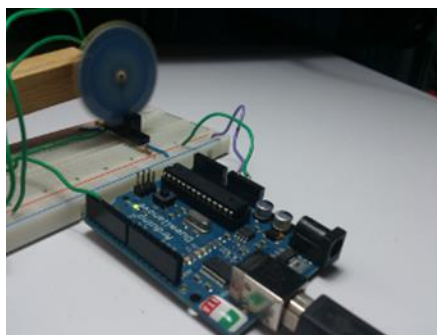


Figura 5.11. Prueba realizada para determinar la velocidad angular

Con los datos anteriores se calculó la eficiencia.

$$\eta_{(TE)} = \frac{T * \omega}{V * I} = \frac{(0.000492912Nm) * (2576rad / s)}{(5.18V) * (0.45A)}$$

Se sabe que todos los actuadores son el mismo modelo, por lo tanto el promedio es el mismo:

$$\eta_{(TE)} = \mathbf{54.47\%}$$

Relación torque-peso

El motor tiene un peso de 2.7 gramos, el valor fue obtenido utilizando una báscula con resolución de 0.1 gramos. Para calcular la relación torque-peso se utilizó la ecuación 4.20, se consideró un torque de 0.492912 mNm.

$$rtp_j = \frac{0.0004929412Nm}{0.0027kg} = 0.18256Nm / kg$$

Los 4 actuadores de la prótesis son iguales, para evaluar este criterio se utilizó directamente el valor anterior, y se comparó con la referencia $rtp_{ref}=0.69287 Nm/kg$ (ecuación 4.22). La calificación obtenida es:

$$RTP_{(TE)} = 100\% * \left(\frac{0.18256Nm / kg}{0.69287Nm / kg} \right) = \mathbf{26.35\%}$$

Relación torque-volumen

Utilizando un vernier se midieron las dimensiones del motor (10 mm de ancho y 11.2 mm de largo), se obtuvo su volumen ($879.64 mm^3$), conociendo el torque máximo y empleando la ecuación 4.23 se obtuvo la relación torque volumen.

$$rtv_j = \frac{T_{max}}{Vol} = \frac{0.492912mNm}{879.6mm^3} = 560.38Nm / m^3$$

Dado que todos los actuadores son iguales, se utilizó directamente la ecuación 4.25 para obtener la calificación de este criterio:

$$RTV_{(TE)} = 100\% * \left(\frac{560.38Nm / m^3}{3325Nm / m^3} \right) = \mathbf{16.85\%}$$

Fuerza

El torque máximo fue medido experimentalmente, su valor es de 0.492912 mNm. Se utilizó la ecuación 4.27 para comparar este torque con el de referencia, ya que todos los motores son iguales, por tanto:

$$F_{(TE)} = 100\% * \left(\frac{0.492912mNm}{30mNm} \right) = 1.664\%$$

5.3.4 Función reducir velocidad

Debido a que el prototipo de prótesis es actuado por servomotores, el sistema de actuación y reducción comparten el mismo elemento (servomotor), y durante la evaluación fue necesario considerar por separado el motor y la reducción.

La reducción de velocidad se realiza únicamente por los engranes que se encuentran dentro del servomotor, la figura 5.12 muestra dicha reducción.

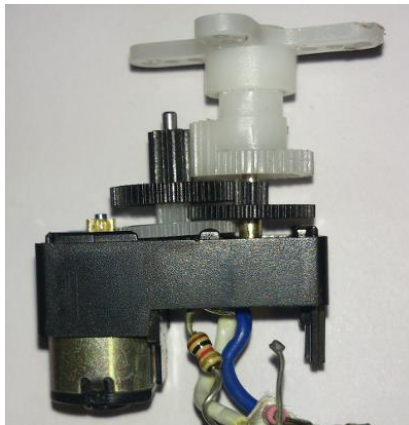


Figura 5.12. Reducción dentro del servomotor

La ficha técnica del actuador no proporciona información suficiente, por lo que fue necesario realizar pruebas para encontrar los parámetros necesarios.

Eficiencia

Para obtener la eficiencia se comparó la potencia de salida del sistema de reducción con la potencia de entrada. Dado que los engranes están acoplados directamente al motor, la potencia de salida del motor es igual a la potencia de entrada de la reducción, es decir 1.26974 W.

Se midió experimentalmente la velocidad a la salida del tren de engranes (de la misma manera que para el motor) cuyo valor resultó de 11.52 rad/s. El torque en la salida del tren de engranes resultó de 0.098 Nm, es decir, la potencia de salida es de 1.12896 W.

La eficiencia fue calculada con la ecuación 4.28, de la siguiente manera.

$$\eta_{(RV)} = \frac{P_s}{P_e} = \frac{1.12896W}{1.26974W} = \mathbf{88.9\%}$$

Multiplicación de fuerzas

El tiempo en que el prototipo flexiona el dedo índice es de 1.13 segundos (este valor fue obtenido analizando videos de la flexión de dicho dedo).

Se calculó la fuerza de salida teórica en el dedo índice (11.73 N), al utilizar la tabla 4.8 se obtiene la calificación para este criterio:

$$\mathbf{MF_{(RV)}=37.5\%}$$

Holgura

Se obtuvo el backlash directamente del tren de engranes. Se mantuvo fija la entrada del tren y se midió el ángulo que giraba el eje de salida, que es de 7°. Todos los trenes de engranes son iguales, por lo tanto se empleó la tabla 4.9 y se asignó una calificación a este criterio, la cual es:

$$\mathbf{Holg_{(RV)} = 0\%}$$

5.4 Resultados

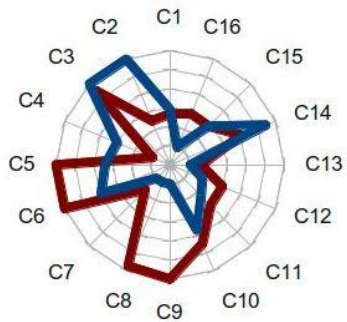
El condensado de calificaciones de las dos prótesis evaluadas es mostrado en la tabla 5.11, e ilustrado en la figura 5.13, en la cual, el exterior del radar indica una calificación de 100 %.

Tabla 5.11 Resultados de la evaluación de las dos prótesis, para cada criterio

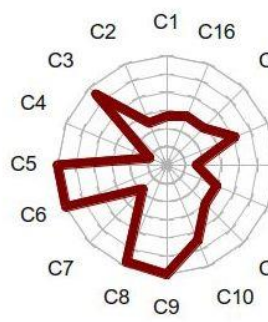
Función	Criterio	Calificación (%)	
		SmartHand	CDMIT I
Flexionar dedos	C1. Relación de Fuerzas	33.33	38
	C2. GDL	30	100
	C3. GDM	90	100
	C4. Eficiencia	---	38.56
	C5. Fricción	100	48.31
	C6. Ajuste en las articulaciones	100	58.27
Bloquear dedos	C7. Capacidad de bloqueo	17	0
	C8. Eficiencia	95	0
	C9. Eficacia	100	0
Transformar energía	C10. Eficiencia	69.5	54.47
	C11. Relación torque-peso	40.3	26.35
	C12. Relación torque-volumen	39.72	16.85
	C13. Fuerza	13	1.64
Reducir velocidad	C14. Eficiencia	61.25	88.9
	C15. Multiplicación de fuerzas	37.5	37.5
	C16. Holgura	38	0
PROMEDIO		57.64	38.05

Con la información reunida se pudieron evaluar dos prótesis con componentes diferentes, y se obtuvieron resultados útiles para compararlas entre si. Una posible utilidad de esta información es el rediseño de alguna de las prótesis evaluadas, sin embargo por los alcances de este trabajo no está contemplada dicha aplicación.

Comparación entre ambas prótesis



SmartHand



CDMIT I



Figura 5.13. Comparación de las prótesis evaluadas.

En la tabla 5.12 se presenta la evaluación, ahora de acuerdo a cada función.

Tabla 5.12. Resultados de la evaluación de las dos prótesis, para cada función

Función	Calificación <i>SmartHand</i>	Calificación CDMIT I
Flexionar dedos	70.66 %	63.86 %
Bloquear dedos	70.66 %	0 %
Transformar energía	40.63 %	24.82 %
Reducir velocidad	45.58 %	42.13 %

Adicionalmente a estas dos prótesis, con la información obtenida de la investigación del estado del arte, se pudieron evaluar diversos criterios para los prototipos y prótesis actuales. La información de la evaluación es mostrada en la tabla 5.13.

Tabla 5.13. Evaluación de diversos criterios en las prótesis y prototipos actuales.

Prótesis	Flexionar dedos					Bloquear dedos			Transformar energía				Reducir velocidad		
	RF	GDL	GDM	Fric	Aj	CB	η	Efic	η	RTP	RTV	F	η	MF	Hol
Bebionic ^[13]		100	100	95.2										82.5	
Centri ^[10,11]		40	60	95.2											
CyberHand ^[7,30,31]		40	70	100					69.5	52.4	50.3	32.7		0	
Dong-Eui University ^[29,65]	42.8	100	100	48.31											
Doshisha University ^[49]		40	0	95.2											
Dublin Institute of Technology ^[66]		25	0												
FluidHand ^[2,18,19,21,22,23]		100	80	95.2										0	
HIT/DLR ^[32,33,34,35]		60	70							62.7	78.72	33.3			
Hokkaido University ^[43]		100	80	100											
I-limb ^[1]		100	60	95.2					72.4	34.1	37	7.4		37.5	
I-Limb Pulse ^[36]		100	60	95.2										75	
Keio University ^[50]	20	40	60	100										12.5	
KNU Hand ^[37]		40	60	58.9											
MANUS hand ^[38,39,40]		40	70	100					70	59.1	56.2	38.7			
Prototipo UNAM 2007 ^[4]	38	100	100	48.31	58.27	0	0	0	54.47	26.35	16.85	1.64	88.9	37.5	0
RTR II ^[41,42,43,44,45]		66.7	50	100					70	59.2	56.2	38.7			
SensorHand® SPEED ^[12]		0	33.3	95.2										100	
SMART Hand ^[3,15,16,17,18]	33.3	30	90	100	100	17	95	100	69.5	40.3	39.7	13	61.3	37.5	38
Southampton-Remedi hand ^[46]		100	80											0	
SPRING Hand ^[47]		66.7	33.3						82	66.4	67.1	70.1	88		
TBM Hand ^[24,25,26]	38	100	100						81	23.1	23.2	14			
VU Hand ^[27,28]	16.7	40	100						69	56.3	93.9	30.7		62.5	

Como se aprecia en la tabla 5.13, hay diversos criterios que no se pueden evaluar por la falta de información de las diferentes prótesis, sin embargo la información presentada es útil para realizar la comparación de criterios en particular. Por ejemplo con la información que se tiene de los criterios “Relación de Fuerzas”, “Relación Torque Volumen”, “Multiplicación de Fuerzas”, etc, se tiene una idea de los valores logrados por las prótesis, dichos valores pueden ser utilizados como referencia para el diseño de una nueva prótesis.

5.5 Conclusiones

Si se evalúan dos o más prótesis, como en este caso, se genera información importante para un posible nuevo diseño, en el cual se considerarían los mejores aspectos de cada una de las prótesis evaluadas.

La evaluación de las dos prótesis se realizó principalmente para mostrar la aplicación de los criterios, por lo cual las pruebas y mediciones realizadas a la mano CDMIT I se realizaron con instrumentos y pruebas sencillas.

La mano CDMIT I tuvo una menor calificación debido a que no cuenta con un sistema de bloqueo de dedos, y a que no fue diseñada para realizar tareas de fuerza.

Aunque la prótesis SmartHand tuvo una calificación menor al 60%, el autor la considera como una de las mejores prótesis de la actualidad. Es importante aclarar que la escala de evaluación de los criterios está basada en condiciones ideales de operación o considerando lo mejor de la tecnología actual.

Aunque la mano CDMIT I tuvo una calificación menor que la SmartHand en los criterios de fricción y precisión (función flexionar dedos), la calificación de esa función resultó muy parecida en ambas prótesis, porque se compensó con los criterios de GDL y GDM, en los cuales la mano CDMIT I obtuvo la calificación más alta.

Una posible manera de mejorar la precisión o la fuerza de una prótesis es considerando las funciones con calificaciones más bajas y posteriormente identificar cuál o cuáles criterios son los causantes de dicha calificación baja. Para el caso de la mano CDMIT I, además del bloqueo de dedos, la transformación de energía es la función con calificaciones más bajas, dentro de esta función podemos notar que la fuerza y la relación torque-peso son los criterios con calificaciones más bajas, por lo que para un posible rediseño, se debe comenzar con los actuadores.

Capítulo VI

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

6.1 Conclusiones

La información recopilada durante la revisión del estado del arte fue útil para:

- Acotar los alcances de los criterios de evaluación a prótesis con actuadores eléctricos rotatorios.
- Identificar los componentes de las prótesis, sus sistemas y sus funciones.
- Establecer la escala de evaluación para varios criterios.
- Extraer la información necesaria para evaluar las prótesis.

Los criterios aquí presentados sirven como marco de referencia para la evaluación de precisión y fuerza en prótesis, cualquier diseñador en cualquier parte del mundo puede aplicarlos y comparar su diseño contra cualquier otra prótesis, ya sea comparando toda la prótesis o algún sistema en particular.

Se presentó un conjunto de criterios de evaluación, con características que no se había presentado hasta ahora:

- Pueden ser utilizados en cualquier de prótesis accionada por actuadores eléctricos rotatorios.
- La mayoría de información necesaria para la evaluación se puede obtener a través de pruebas o experimentos que se pueden realizar en bancos de prueba sencillos.
- Están listos para usarse y arrojan resultados directos. No son necesarias consideraciones previas ni posteriores.

Con los criterios de evaluación se genera información valiosa para una etapa posterior en el proceso de diseño (por ejemplo un rediseño). También se pueden evaluar diversas prótesis, y hacer un nuevo diseño con las mejores características de cada una de las prótesis evaluadas.

De acuerdo a lo presentado en ^[3,4], al comparar las manos CDMIT I y SmartHand, esta última puede realizar una mayor cantidad de prensiones básicas, flexionar los dedos en un menor tiempo, ejercer una fuerza de agarre mayor y sujetar objetos más pesados, por lo cual puede desarrollar de mejor manera las tareas funcionales. Esto también se ve reflejado en las calificaciones mayores que obtuvo la prótesis SmartHand al ser evaluada mediante los criterios presentados en este trabajo, con lo que se valida una de las hipótesis presentadas.

Otra de las hipótesis indica que para mejorar la precisión y la fuerza de una prótesis es necesario primero determinar qué elementos tienen un bajo rendimiento. Después de evaluar la mano CDMIT I, se identificaron deficiencias en su sistema de bloqueo y de actuación, es evidente que para mejorar su precisión y su fuerza es necesario atender estas deficiencias, ya que, por ejemplo,

al contar con un sistema de bloqueo se podrían sujetar objetos más pesados y con ello realizar más tareas funcionales. Por lo anterior se puede concluir que al identificar y posteriormente mejorar los elementos con bajo rendimiento se garantiza que la prótesis mejorará en precisión y en fuerza.

La escala de evaluación en varios de los criterios propuestos se estableció con base en la tecnología actual, si existe un avance considerable en la tecnología hay que modificar la escala de evaluación para considerar dicho avance. Durante la definición de los criterios se consideró este inconveniente, y se detalló la manera en que se estableció la escala de evaluación, de manera que si la tecnología avanza el criterio podrá seguir utilizándose y sólo será necesario hacer un pequeño ajuste en la escala.

Los criterios de evaluación fueron obtenidos a través de un método estructurado, que garantiza que no se pasarán por alto aspectos importantes para la evaluación. Si el método es aplicado por personas diferentes, seguramente no se llegará exactamente a los mismos criterios, pero se llegará a criterios similares y equivalentes, y la variación entre ellos no será significativa.

Los criterios aquí presentados no son absolutos, ya que ese no era el objetivo del proyecto, en cambio sí son únicos y los primeros de este tipo que definen para prótesis de mano.

6.2 Trabajo futuro

Los criterios presentados en este trabajo fueron utilizados para evaluar dos prótesis, es conveniente evaluar una mayor cantidad de prótesis, para obtener más información que pueda ser útil para los diseñadores.

Una actividad pendiente es utilizar la información obtenida de la evaluación de las dos prótesis, para desarrollar un nuevo prototipo con más precisión y fuerza que los actuales, ya sea mediante un diseño novedoso (en el cual se consideren estos criterios desde las primeras etapas del proceso de diseño), o bien mediante el rediseño de una prótesis actual.

Los 16 criterios presentados sirven para evaluar prótesis con actuadores rotatorios y eléctricos, otras prótesis como las neumáticas o hidráulicas no pueden ser evaluadas con dichos criterios. Es conveniente ajustar algunos de los criterios o proponer criterios nuevos y complementarios para que se pueda evaluar a todo tipo de prótesis de mano.

Referencias

- [1] Connolly, C., (2008). Prosthetic hands from Touch Bionics. *Industrial Robot: An International Journal*, 35, 290–293.
- [2] Schulz, S., Pylatiuk, C., and Bretthauer, G., (2001). A new ultralight anthropomorphic hand. *Proceedings of 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3, 2437–2441.
- [3] Controzzi, M., Cipriani, C., and Carrozza, M.C., (2008). Mechatronic design of a transradial cybernetic hand. *Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 576–581.
- [4] Flores L.R. and Juárez M.A.,(2007). Diseño de prótesis mecatrónica de mano (tesis de licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM). Disponible en <http://dgb.unam.mx/>
- [5] Field, D., Palastanga, N. and Soames, R. (2001). *Anatomía y movimiento humano: Estructura y funcionamiento*, ed. Paidotribo. 172-194.
- [6] Smaby, N, Johanson, M.E., Baker, B, Kenney, D.E., Murray, W.M. and Hentz, V.R. (2004). Identification of key pinch forces required to complete functional tasks. *Journal of rehabilitation research and development*, 41, 215–224.
- [7] Carrozza, M.C., Dario, P., Vecchi, F., Roccella, S., Zecca, M. and Sebastiani, F., (2003). The Cyberhand: on the design of a cybernetic prosthetic hand intended to be interfaced to the peripheral nervous system. *Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3, 2642–2647.
- [8] Ríos M.P. and Roether C.G., (2005). Diseño, fabricación y pruebas de un prototipo de mano para una prótesis de miembro superior (tesis de licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM). Disponible en <http://dgb.unam.mx/>
- [9] Montiel, C.J. and Maurer, A.W., (2007). Prototipo de prótesis mecatrónica de antebrazo y mano (tesis de licenciatura, Facultad de Ingeniería, UNAM). Disponible en <http://dgb.unam.mx/>
- [10] <http://www.centri.se>
- [11] Centri (2007). MYO Electric Hand System Description, Centri AB.
- [12] <http://www.ottobock.com>
- [13] RSLSteeper. bebionic Hand and bebalance Programming Software Technical Manual.
- [14] Axon-Bus® Prosthetic System with Michelangelo® Hand. Information for Practitioners.
- [15] Cipriani, C., Controzzi, M. and Carrozza, M.C., (2009). Progress Towards the Development of the SmartHand Transradial Prosthesis. *Proceedings of the IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*. 682-687.
- [16] Controzzi, M., Cipriani, C. and Carrozza, M.C., (2010). Miniaturized non-back-drivable mechanism for robotic applications. *Mechanism and Machine Theory*, 45, 1395-1406.
- [17] Cipriani, C., Controzzi, M. and Carrozza, M.C., (2010). Objectives, criteria and methods for the design of the SmartHand transradial prosthesis. *Robotica*, 28, 919–927.

- [18] Cipriani, C., Controzzi, M. and Carrozza, M.C., (2011). The SmartHand transradial prosthesis, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8:29.
- [19] Kargov, A., Werner, T., Pylatiuk, C. and Schulz, S., (2008). Development of a miniaturised hydraulic actuation system for artificial hands. *Sensors and Actuators A: Physical*, 141, 548–557.
- [20] K argov, A., Asfour, T., Pylatiuk, C., Oberle, R., Klosek, H., Schulz, S., Regenstein, K., Bretthauer, G. and Dillmann, R., (2005). Development of an anthropomorphic hand for a mobile assistive robot. *Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 182–186.
- [21] Kargov, A., Pylatiuk, C., Klosek, H., Oberle, R., Schulz, S. and Bretthauer, G., (2006). Modularly designed lightweight anthropomorphic robot hand. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, 155–159.
- [22] Schulz, S., Pylatiuk, C., Kargov, A., Oberle, R. and Bretthauer, G., (2004). Progress in the development of anthropomorphic fluidic hands for a humanoid robot. *Proceedings of the 4th IEEE/RAS International Conference on Humanoid Robots*, 2, 566–575.
- [23] Pylatiuk, C., Mounier, S., Kargov, A., Schulz, S. and Bretthauer, G., (2005). Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2, 4260–4263.
- [24] Dechev, N., Cleghorn, W.L. and Naumann, S. (1999). Multi-segmented finger design of an experimental prosthetic hand, *Proceedings of the Sixth National Applied Mechanisms & Robotics Conference*.
- [25] Dechev, N., Cleghorn, W.L., and Naumann, S., (2001). Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism and Machine Theory*, 36, 1157–1173.
- [26] Dechev, N., Cleghorn, W.L. and Naumann, S., (2000). Thumb Design of an Experimental Prosthetic Hand. *2nd International Symposium On Robotics and Automation*.
- [27] Dalley, S.A., Wiste, T.E., Withrow, T.J. and Goldfarb, M., (2009). Design of a Multifunctional Anthropomorphic Prosthetic Hand With Extrinsic Actuation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 14, 699–706.
- [28] Dalley, S.A., Wiste, T.E., Varol, H.A. and Goldfarb, M., (2010). A Multigrasp Hand Prosthesis for Transradial Amputees. *Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE*, 5062–5065.
- [29] Jung, S.Y. and Moon, I. (2008). Grip Force Modeling of a Tendon-driven Prosthetic. *International Conference on Control, Automation and Systems*. 2006-2009
- [30] Carrozza, M.C., Cappiello, G., Micera, S., Edin, B.B., Beccai, L., and Cipriani, C., (2006). Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological cybernetic*, 95, 629–644.
- [31] Cipriani, C., Zaccone, F., Stellin, G., Beccai, L., Cappiello, G., Carrozza, M.C. and Dario, P., (2006). Closed-loop controller for a bio-inspired multi-fingered underactuated prosthesis. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2111–2116.

- [32] Zhao, D.W., Jiang, L., Huang, H., Jin, M.H., Cai, H.G. and Liu, H., (2006). Development of a Multi-DOF Anthropomorphic Prosthetic Hand. *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 878–883.
- [33] Zhao, J.D., Jiang, L., Shi, S., Cai, H.G., Liu, H. and Hirzinger, G., (2006). A Five-fingered Underactuated Prosthetic Hand System. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 1453–1458.
- [34] Gao, X.H., Jin, M.H., Jiang, L., Xie, Z.W., He, P., Yang, L., Liu, Y.W., Wei, R., Cai, H.G., Liu, H., Butterfass, J., Grebenstein, M., Seitz, N. and Hirzinger, G., (2003). The HIT/DLR dexterous hand: work in progress. *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3, 3164–3168.
- [35] Huang, H., Jiang, L., Zhao, D.W., Zhao, J.D., Cai, H.G., Liu, H., Meusel, P. and Hirzinger, G., (2006). The Development on a New Biomechatronic Prosthetic Hand Based on Underactuated Mechanism. *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3791–3796.
- [36] <http://www.touchbionics.com>
- [37] Chu, J.U., Jung, D.H. and Lee, Y.J., (2008). Design and Control of a Multifunction Myoelectric Hand with New Adaptive Grasping and Self-locking Mechanisms. *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 743–748.
- [38] Pons, J.L., Rocon, E., Ceres, R., Reynaerts, D., Saro, B., Levin, S., and Van Moorleghe, W., (2004). The MANUS-HAND Dexterous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects. *Autonomous Robots*, 16, 143–163.
- [39] Mesonero-Romanos, D., Ceres, R., Pons, J.L. and Rocon, E., (2004). Los motores ultrasónicos y su aplicación en sistemas Orto-Protésicos, *XXV Jornadas de Automática*.
- [40] Kyberd, P.J., and Pons, J.L., (2003). A comparison of the Oxford and Manus intelligent hand prostheses., *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3, 3231–3236.
- [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.
- [42] Dario, P., Carrozza, M.C., Menciassi, A., Micera, S., Zecca, M., Sebastiani, F., Freschi, C. and Cappiello, G., (2002). On the development of a cybernetic hand prosthesis. Disponible en <http://www.robocasa.net>.
- [43] Zecca, M. (2003). On The Development of a Cybernetic Prosthetic Hand (tesis doctoral, Settore di Ingegneria, Scuola Superiore Sant'Anna). Disponible en <http://www.robocasa.net/people/zecca/phdthesis.pdf>
- [44] Carrozza, M.C., Vecchi, F., Sebastiani, F., Cappiello, G., Roccella, S., Zecca, M., Lazzarini, R. and Dario, P., (2003). Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors. *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2, 2230–2235.
- [45] Zecca, M., Cappiello, G., Sebastiani, F., Roccella, S., Vecchi, F., Carrozza, M.C. and Dario, P., (2004). Experimental Analysis of the Proprioceptive and Exteroceptive Sensors of an Underactuated Prosthetic Hand. *Lecture notes in control and information sciences*, Springer, 233–242.

- [46] Light, C.M., and Chappell, P.H., (2000), Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis. *Medical Engineering & Physics*, 22, 679–684.
- [47] Carrozza, M.C., Suppo, C., Sebastiani, F., Massa, B., Vecchi, F., Lazzarini, R., Cutkosky, M. R. and Dario, P., (2004). The SPRING Hand, Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping. *Autonomous robots*, 16, 125–141.
- [48] Fite, K.B., Withrow, T.J., Shen, X., Wait, K.W., Mitchell, J.E. and Goldfarb, M., (2008). A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees. *IEEE Transactions on Robotics*, 24, 159–169.
- [49] Takeda, H., Tsujiuchi, N., Koizumi, T., Kan, H., Hirano, M. and Nakamura, Y., (2009). Development of Prosthetic Arm with Pneumatic Prosthetic Hand and Tendon-Driven Wrist. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 5048–5051.
- [50] Kamikawa, Y. and Maeno, T., (2008). Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of humans, *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 717–722.
- [51] Zecca, M., Roccella, S., Dario, P., Cappiello, G., Cabibihan, J.J., Carrozza, M.C., Itoh, H., Matsumoto, M., Takanishi, A. and Kazuko, M., (2004). On the realization of a novel anthropomorphic hand for humanoid robotics: RoboCasa Hand #1, *Nippon Robotto Gakkai Gakujutsu Koenkai Yokoshu*, 22.
- [52] Jin, H., Peng, W. and Wang, Y., (2010). Study on Man-Machine Evaluation of Products, Intelligent Human-Machine. *2nd International Conference on Systems and Cybernetics*, 1, 48–51.
- [53] Carrozza, M.C., Cappiello, G., Stellin, G., Zaccone, F., Vecchi, F., Micera, S. and Dario, P., (2005). On the development of a novel adaptive prosthetic hand with compliant joints: experimental platform and EMG control. *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1271–1276.
- [54] Carrozza, M.C., Cappiello, G., Stellin, G., Zaccone, F., Vecchi, F., Micera, S. and Dario, P., (2005). A Cosmetic Prosthetic Hand with Tendon Driven Under-Actuated Mechanism and Compliant Joints: Ongoing Research and Preliminary Results. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2661–2666.
- [55] Zecca, M., Roccella, S., Dario, P., Cappiello, G., Cabibihan, J.J., Carrozza, M.C., Itoh, H., Matsumoto, M., Takanishi, A. and Kazuko, M., (2004). On the realization of a novel anthropomorphic hand for humanoid robotics: RoboCasa Hand #1, *Nippon Robotto Gakkai Gakujutsu Koenkai Yokoshu*, 22.
- [56] CENAM, (2006) VOCABULARIO INTERNACIONAL DE TÉRMINOS FUNDAMENTALES Y GENERALES DE METROLOGÍA. 3ª. Ed. Español.
- [57] Díaz J.C. and Dorador J.M., (2010). El futuro en las prótesis de mano. *Memorias del XVI congreso internacional anual de la SOMIM*.
- [58] Ulrich, K.T. and Eppinger, S.D. (1995). *Product design and development*, McGraw Hill.
- [59] Jung, S.Y., Kang, S.K., Lee, M.J. and Moon, I., (2007). Design of robotic hand with tendon-driven three fingers. *International Conference on Control, Automation and Systems*, 83–86.
- [60] O’Toole, K.T. and McGrath, M.M., (2007). Mechanical Design and Theoretical Analysis of a Four Fingered Prosthetic Hand Incorporating Embedded SMA Bundle Actuators, *International Journal of Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 1, 83-90.

- [61] Bergamasco, M. and Scattareggia M.S., (1995). The mechanical design of the MARCUS prosthetic hand. *Proceedings of the 4th IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 95–100.
- [62] Sears, H.H., Jacobsen, S.C. and Andrew, J.T., (1989). Experience with the Utah arm, hand, and terminal device, *Comprehensive Management of the Upper Limb Amputee*, 194-209.
- [63] Hubka, V., and Eder, W.E. (1988). *Theory of technical system*, Springer Berlin.
- [64] Pahl, G., Beitz, W., Feldhusen, J. and Grote, K.-H. (2007). *Engineering Design. A Systematic Approach*, 3er edition, Springer.
- [65] Dollar, A.M. and Howe, R.D., (2007). The SDM Hand as a Prosthetic Terminal Device: A Feasibility Study. *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Rehabilitation Robots*. 978 – 983.
- [66] Potratz, J., Yang, J., Abdel-Malek, K., Peña-Pitarch, E. and Grosland, N., (2005). A light weight compliant hand mechanism with high degrees of freedom. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127, 934–45.
- [67] DeLaurentis, K.J. and Mavroidis, C., (2002). Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand. *Technoly and Health Care*, 10, 91–106.
- [68] Hartenberg, R.S. and Denavit, J. (1964). *Kinematic Synthesis of Linkages*, McGraw-Hill.
- [69] Zecca, M., Roccella, S., Cappiello, G., Itoh, K., Imanishi, K., Miwa, H., Carrozza, M.C., Dario, P. and Takanishi, A., (2006). From the Human Hand to a Humanoid Hand: Biologically-Inspired Approach for the Development of RoboCasa Hand #1. *16-th CISM-IFToMM Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control*, 287–294.
- [70] Harwin, W.S., Harris, M. and Kyberd, P.J., (2005). Design and development of a dextrous manipulator. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 27, 137–152.
- [71] Fukaya, N., Toyama, S., Asfour, T. and Dillmann, R., (2000). Design of the TUAT/Karlsruhe humanoid hand. *Proceedings of the 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3, 1754–1759.
- [72] McGraw-Hill Companies, Inc., (2003). *Dictionary of Engineering*, Second Edition, McGraw-Hill.
- [73] Zhang, M. and Mak, A.F.T., (1999). In vivo friction properties of human skin. *Prosthetics and Orthotics International*, 135–141.
- [74] Asserin, J., Zahouani, H., Humbert, Ph. and Mougín, D., (2000). Measurement of the friction coefficient of the human skin in vivo Quantification of the cutaneous smoothness. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 1–12.
- [75] <http://hypertextbook.com/facts/2005/skin.shtml>
- [76] Benenson, W., Harris, J.W., Stöcker, H. and Lutz, H. (2002). *Handbook of Physics*, 1er ed., Springer-Verlag.
- [77] Dorf, R.C., (2004). *The Engineering Handbook*, Second Edition, CRC Press.
- [78] ANSI Standard B4.1 – 1967. Ajustes American National Standard para movimiento rotatorio y para deslizamiento.

- [79] Gottlieb, I.M. (1997). *Practical electric motor handbook*, Butterworth-Heinemann.
- [80] Childs, P.R., (2004). *Mechanical design*. Butterworth-Heinemann.
- [81] Weir, R. F., (2004). Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications. *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*. Chapter 32, McGraw-Hill.
- [82] Shadow Robot Company. (2011). Shadow Dexterous Hand C5 Tech Spec. Disponible en www.shadowrobot.com.
- [83] Lemos, E.M. and Delgado, L.M., (2006). Propuesta para el cálculo de la eficiencia en los engranajes cilíndricos, *Ingeniería Mecánica (Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría)*, 9, 59–63.
- [84] Popescu, N., Petrescu, F.I., and Petrescu, R.V., (2007). Determining Gear Efficiency, By analyzing certain parameters. Disponible en <http://www.gearsolutions.com>
- [85] Lotti, F. and Vassura, G., (2002). A novel approach to mechanical design of articulated fingers for robotic hands. *Proceedings of the 2002. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2, 1687–1692.
- [86] Norton, R.L. (2000). *Diseño de maquinaria*, 2° edición, McGraw-Hill.
- [87] <http://www.faulhaber-group.com/>

ANEXOS

Anexo A1. Evaluación de métricas para las funciones de una prótesis de mano

Se asignó una calificación entre 1 y 4 de acuerdo a la relevancia que tiene la métrica para satisfacer la precisión o la fuerza, esto se hizo para cada función. En la tabla siguiente se presenta el significado de cada valor.

Calificación	Significado
1	No tiene relación
2	Tiene poca relación
3	Es relevante
4	Es indispensable

La evaluación fue subjetiva y la calificación fue otorgada por el autor. La manera de calificar todas las métricas fue similar, a continuación se presentan algunos ejemplos que ayudan a entender la lógica empleada para evaluarlas.

Métrica costo: Para fabricar una prótesis está claro que el costo es un factor importante, sin embargo se puede notar que el costo no tiene relación (calificación de 1) en la precisión y la fuerza que ésta pueda generar. La evaluación de esta métrica se hizo para las 5 funciones, y se puede entender así: “Durante la transformación de energía, el costo no tiene relación ni con la precisión ni con la fuerza que puede generar la prótesis”, “durante la flexión de dedos, el costo no tiene relación ni con la precisión ni con la fuerza que puede generar la prótesis”, y así para el resto de funciones.

Métrica proporcional en antropometría: El término antropometría se refiere a las dimensiones de la prótesis que la hacen asemejarse a la mano humana. De las cinco funciones que se tienen, ésta métrica se aplica a las relacionadas con las partes externas de la prótesis, formadas por los dedos, la palma y el dorso (cuyas funciones son flexionar dedos y alojar elementos). En la literatura no se ha encontrado una relación entre la longitud de los dedos con la precisión o con la fuerza, ni del tamaño de la palma y dorso con la fuerza o precisión, por tanto se puede decir que una antropometría proporcional a la mano real tiene poca relación (calificación de 2) con la precisión o con la fuerza.

Métrica adaptabilidad. El concepto de adaptabilidad se refiere a la capacidad de los dedos para tomar la forma del objeto que se está sujetando. De acuerdo a dicha definición, la adaptabilidad únicamente está presente en la función relacionada con los dedos (flexionar dedos), por lo tanto esa métrica sólo será evaluada para dicha función, al resto de funciones no se les asignará calificación alguna. Al considerar la precisión y la fuerza de la prótesis, la adaptabilidad de los dedos es una métrica relevante (calificación de 3), no es indispensable porque existen prótesis con

poca adaptabilidad (como la SensorHand® SPEED^[12]) que logran sujetar objetos de pocos milímetros y a la vez pueden generar suficiente fuerza para sujetar objetos de varios kilogramos.

Métrica grados de movilidad: Los grados de movilidad se refieren a la cantidad de actuadores utilizados para mover los dedos de la prótesis, la única función relacionada con esta métrica es la de flexionar dedos. Los grados de movilidad son indispensables (calificación de 4) para lograr una fuerza mayor ya que si se tienen más actuadores se tendrá la posibilidad de generar una mayor fuerza. Por ejemplo la prótesis i-Limb Pulse^[36] tiene 5 actuadores y genera una fuerza con toda la mano de 136 N, el prototipo CyberHand^[7] tiene 6 actuadores y genera 70 N, en cambio los prototipos TBM Hand^[24] y el de la Universidad de Keio^[50] tiene un actuador y pueden generar 35 N y 50 N respectivamente.

Las 126 métricas fueron evaluadas considerando aspectos similares a los mencionados en los ejemplos anteriores. La evaluación de todas las métricas es mostrada en las siguientes tablas.

Anexo A1. Evaluación de métricas de las funciones de una prótesis de mano

	Métricas	Transformar energía	Flexionar dedos	Transmitir energía	Reducir velocidad	Alojar elementos	Bloquear dedos
1	Aditamentos	2					2
2	A prueba de agua		1			1	
3	Aceleración	3	3	3			
4	Actuación bidireccional	3					
5	Adaptabilidad		3			3	
6	Ahuecamiento de la palma					1	
7	Ajuste periódico de elementos móviles	1	1	1	1	1	1
8	Antropometría		3			3	
9	Antropomorfismo		3			3	
10	Apariencia		2			2	
11	Aumenta/disminuye la fuerza durante la transmisión			2			
12	Bloqueo bidireccional						3
13	Cambio de propiedades del material con el calor del ambiente		1			1	
14	Cambio significativo de volumen en presencia de calor	1	1	2	3	2	1
15	Cantidad de piezas	1	3	1	1	3	2
16	Capacidad de bloqueo						4
17	Capacidad de transmisión			2			

Las celdas en blanco indican que no aplica la métrica con la función.

Anexo A1. Evaluación de métricas de las funciones de una prótesis de mano (cont.)

	Métricas	Transformar energía	Flexionar dedos	Transmitir energía	Reducir velocidad	Alojar elementos	Bloquear dedos
18	Color	1	1	1	1	1	1
19	Como apoyo para asir objetos					3	
20	Complejidad de fabricación	2	2	2	2	2	2
21	Complejidad del control	3					
22	Complejidad del diseño	2	2	2	2	1	2
23	Complejidad del mantenimiento	1	1	1	1	1	1
24	Complejidad en la manufactura	1	1	1	1	1	1
25	Complejidad para acoplarse con otros elementos	1	2	1	1	1	1
26	Consumo de energía	3					
27	Consumo de energía durante el bloqueo						3
28	Consumo de energía mientras no se está bloqueando						3
29	Continuidad en el movimiento	2	3	3	3		
30	Costo	1	1	1	1	1	1
31	Desgaste entre componentes móviles	1	1	1	1		1
32	Dificultad en el control	2					
33	Disponibilidad en el mercado	3	1	1	1	1	1
34	Distribución de fuerzas	1	3	3	3	1	3
35	Dureza		2			2	
36	Eficiencia	4	4	4	4		4
37	Elementos estandarizados	2	1	2	2		2
38	Energía consumida	2					3
39	Fabricación	1	2	3	3	1	3
40	Facilidad de acoplamiento con otros elementos	2	2	2	2		2
41	Facilidad de desensamble	1	1	1	1		1
42	Firmeza		3			3	
43	Flexibilidad		2			1	
44	Manera de unir los sistemas	3	3	2	3	1	3
45	Fricción de las superficies		4				
46	Fricción entre componentes móviles		4	4	4		4
47	Fuerza lograda a la salida del sistema	4	4	2			4
48	Fuerzas internas		3	3	3	2	3
49	Fuerzas resultantes no deseadas (por ejemplo perpendicular a un eje)		3	3	3	3	3

Las celdas en blanco indican que no aplica la métrica con la función.

Anexo A1. Evaluación de métricas de las funciones de una prótesis de mano (cont.)

	Métricas	Transformar energía	Flexionar dedos	Transmitir energía	Reducir velocidad	Alojar elementos	Bloquear dedos
50	Geometrías complejas	1	2	1	1	2	1
51	Geometrías sin partes filosas		2			2	
52	Grados de libertad		4				
53	Grados de movilidad		4				
54	Inercia	2	3	2	2		3
55	Interacción con otros elementos	1	1	1	1	1	1
56	Intervalo de movimiento más pequeño	3	3	3	3		4
57	Limitaciones con el espacio de trabajo	2	3	2	2	3	2
58	Lubricación	1	1	1	1	1	1
59	Mantenimiento	1	1	1	1	1	1
60	Máximo desplazamiento (lineal o rotacional)		3	3			2
61	Modularidad	1	1	1	1		1
62	Movimiento amortiguado	2	3	3	2		1
63	Movimiento bidireccional	1		2	2		
64	Movimiento bidireccional asistido		3				
65	Movimiento semejante al del dedo humano		4				
66	Multiplicación de fuerzas		4	1	4		1
67	Necesidad de acabados superficiales		3			3	
68	Necesidad de lubricación	1	1	1	1		1
69	Número de elementos	1	3	1	1	1	1
70	Olor	1	1	1	1	1	1
71	Operaciones de ensamble	1	1	1	1	1	1
72	Par de torsión	4					
73	Permeabilidad		1			1	
74	Peso	4	3	3	3	3	3
75	Precisión en los movimientos	4	4	4	4		4
76	Principio de funcionamiento	1	1	1	1		1
77	Proporciona apoyo durante la sujeción de objetos					3	
78	Proporcional en antropometría		2			2	

Las celdas en blanco indican que no aplica la métrica con la función.

Anexo A1. Evaluación de métricas de las funciones de una prótesis de mano (cont.)

	Métricas	Transformar energía	Flexionar dedos	Transmitir energía	Reducir velocidad	Alojar elementos	Bloquear dedos
79	Puede recibir un guante cosmético		3			3	
80	Puede trabajar a velocidades diferentes	2	2	2	2		1
81	Reducción o aumento de fuerza en el sistema de bloqueo						3
82	Relación de desplazamientos de la entrada con el resto de elementos		2				
83	Relación de transmisión			3			
84	Relación de velocidad				3		
85	Requiere alineación precisa	2	2	2	2		2
86	Requiere herramienta especial para su ensamble	1	1	1	1	1	1
87	Resiste condiciones extremas	1	2	1	1	2	1
88	Resistencia a la fractura	1	3	2	2	3	1
89	Resistencia del material		3			3	
90	Resistencia mecánica		3			3	
91	Resistente a golpes	1	2	1	1	2	1
92	Resistente a la corrosión	1	1	1	1	1	1
93	Resistente a manchas	1	1	1	1	1	1
94	Resistente al agua	1	1	1	1	1	1
95	Resolución	3					4
96	Rigidez		2			2	2
97	Rugosidad		2			2	
98	Ruido	1	1	1	1		1
99	Seguridad para el usuario	1	1	1	1	1	1
100	Separación entre dedos		3			2	
101	Suavidad en los movimientos		3				
102	Tamaño mínimo	2		2	2		2
103	Temperatura de operación	1	1	1	1		1
104	Textura		1			1	
105	Tiempo de respuesta	2	2	2	2		3
106	Tiene circuitos electrónicos integrados	1					
107	Tipo de elementos utilizados	1	1	1	1	1	1
108	Tipo de energía para accionar el sistema	2	2	2	2		2

Las celdas en blanco indican que no aplica la métrica con la función.

Anexo A1. Evaluación de métricas de las funciones de una prótesis de mano (cont.)

	Métricas	Transformar energía	Flexionar dedos	Transmitir energía	Reducir velocidad	Alojar elementos	Bloquear dedos
109	Tipo de movimiento (rotatorio o lineal)	3	3	3	3		3
110	Tipo de movimiento a la entrada		3	3	3		3
111	Tipo de movimiento a la salida	3	3	3	3		3
112	Toxicidad de los materiales empleados	1	1	1	1	1	1
113	Transmisión de fuerzas aun con desalineamiento			3			
114	Transmisión uniforme de carga			3	3		
115	Trayectoria		3				
116	Ubicación	1		1	1		1
117	Universalidad de partes	2	1	2	2	1	1
118	Universalidad en acoplamiento	1	1	2	2	1	2
119	Uso de guante cosmético		3			3	
120	Velocidad de operación	3	2	3	3		
121	Velocidad de salida con respecto a la entrada		2	3	3		
122	Vibración	1	1	1	1		1
123	Vida útil	1	1	1	1	1	1
124	Voltaje de operación	2					1
125	Volumen	4		3	3		2
126	Volumen interno desocupado					2	

Las celdas en blanco indican que no aplica la métrica con la función.

Anexo A2. Integración de criterios

Métricas	Criterios
Flexionar dedos	
Fuerza lograda a la salida	Relación de Fuerzas
Multiplicación de fuerzas	
GDL	GDL y GDM
DGM	
Eficiencia	Eficiencia
Fricción en los componentes móviles	
Fricción en la superficie	Fricción
Holgura	Ajuste en articulaciones
Bloquear dedos	
Capacidad de bloqueo	Capacidad de bloqueo
Fuerza lograda a la salida	
Eficiencia	Eficiencia
Fricción en los componentes móviles	
Intervalo de movimiento más pequeño	Eficacia
Holgura	
Resolución	
Transformar energía	
Eficiencia	Eficiencia
Peso	Relación torque/peso
Fuerza lograda a la salida	
Par de torsión	
Fuerza lograda a la salida	Relación torque/volumen
Par de torsión	
Volumen	
Fuerza lograda a la salida	Fuerza
Par de torsión	
Reducción de velocidad	
Eficiencia	Eficiencia
Fricción en los componentes móviles	
Fuerza lograda a la salida	Multiplicación de fuerzas
Multiplicación de fuerzas	
Holgura	Holgura