

Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano

Mechanical and cosmetic design of a hand partial prosthesis

Christian Augusto Silva Castellanos,^{III} Jhon Edison Muñoz Riaños,^{III} Diego Alexander Garzón Alvarado,^I Nancy Stella Landínez Parra,^{II} Octavio Silva Caicedo^{IV}

^IIngeniero Mecánico. Profesor del Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

^{II}Fisioterapeuta. Profesora de Fisioterapia. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

^{III}Estudiante de Ingeniería Mecatrónica. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

^{IV}Profesor de Medicina Física. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.

RESUMEN

El objetivo de este caso de estudio es la solución funcional y cosmética para un paciente con mutilación del 2do. y 3er. rayos de la mano y con artrodesis de la IF del pulgar en posición funcional (45°). Se presenta un diseño individualizado de prótesis construida con base en las dimensiones propias del paciente. El proceso de elaboración de la prótesis se realizó conjuntamente con el paciente; se analizaron también los resultados del despliegue de la función de calidad, en inglés, *Quality Function Deployment* (QFD), con el propósito de realizar cambios y mejoras en los mecanismos y sistemas de sujeción propuestos también según análisis cinemáticos mediante simulaciones de movilidad en distintos tipos de software, implementando un mecanismo doble de Withworth, el que a su vez, se soporta en una cubierta rígida protectora hecha a medida del paciente, para tener una prótesis de fácil colocación, que a su vez sea estable y aproveche los espacios faltantes en la mano; se utilizó también la autoevaluación del paciente mediante el estudio DASH (*Disability of the Arm, Shoulder, and Hand*). De esta forma se logró la satisfacción del paciente y se obtuvo una importante recuperación de la función motora de la mano, que le permitió al paciente realizar de manera eficiente actividades en las que antes presentaba dificultad, con lo que mejoró su calidad de vida y la forma como él mismo se presenta ante el mundo.

Palabras claves: Prótesis, mano, QFD, DASH, mecanismos.

ABSTRACT

The objective of present paper is the functional and cosmetic solution for a patient with mutilation of second and third hand rays and arthrodesis of the thumb IF in functional position (45°). An individual design of prosthesis constructed according to the own dimensions of patient, whose process was together with patient; the results from Quality Function Deployment (QFD) were analyzed to make changes and improvements in fixation mechanisms and systems also proposed according to the cinematics analysis by mobility simulations in different types of software, implementing a Withworth's double mechanism, which must to be stable and to take advantage of the lacking spaces in the hand; by Disability of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) study we made the self-evaluation of patient. So, it was achieved the satisfaction of patient and a significant recovery of hand motor function, allowing that patient to perform more efficiently activities that before were impossible to perform, improving his quality of life and the way how himself must to face the world.

Key words: Prosthesis, hand, QFD, DASH, mechanisms.

INTRODUCCIÓN

La mano del hombre es una excelente herramienta, capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a su función esencial: la prensión. Está dotada de una gran riqueza funcional que le procura una abundancia de posibilidades en las posiciones, los movimientos y las acciones.¹

Desde el punto de vista fisiológico, la mano representa la extremidad efectora del miembro superior. Sin embargo, esta no es sólo un órgano de ejecución, es también un receptor sensorial extremadamente sensible y preciso cuya información es indispensable para retroalimentar su propia acción.²

En Colombia las amputaciones de miembro superior se producen por enfermedades, traumas de toda índole, y por el conflicto armado. Dentro de los traumas, se encuentran accidentes de tránsito, violencia común, accidentes laborales, enfrentamientos armados y minas antipersonales. El 40 % de las lesiones de la mano producidas por accidentes laborales o de trabajo, comprometen en mayor porcentaje los dedos índice y pulgar.³

El avance tecnológico en la elaboración de prótesis para miembro superior, específicamente para la mano, ha generado un incremento en la calidad de vida de las personas que han sufrido amputaciones traumáticas al nivel de este órgano. Los usuarios pueden obtener una solución a su deficiencia funcional según sus necesidades específicas; de igual forma se consideran las características cosméticas que complementan la función.⁴⁻⁶

En los casos de amputación total, se ofrecen prótesis que reemplazan totalmente el miembro superior, y devuelven al usuario gran parte de las funciones de la mano.⁷⁻⁹ Las prótesis que restablecen la funcionalidad de la mano se conocen como activas y se clasifican, de acuerdo con el tipo de accionamiento del usuario, en mecánicas, mioeléctricas e híbridas.¹⁰ Las prótesis mecánicas se construyen a partir de mecanismos de barras, usualmente preferidas para aplicaciones donde se requieran altas fuerzas de agarre. Un ejemplo de ello es el trabajo realizado por C.M. Gosselin, quien en 1998 publicó una patente en EE.UU.,¹¹ la cual fue presentada como una versión mejorada en el 2003,¹² donde se destaca la construcción de un prototipo de mano basado en mecanismos de barras, con capacidad de agarrar objetos en forma envolvente.

En este artículo se presenta el diseño y construcción de un prototipo de prótesis de tipo mecánica utilizando un mecanismo doble de Withworth, al igual que en el trabajo presentado por el departamento de electrónica y ciencia computacional de la Universidad de Southampton.¹³ El mecanismo, a su vez, estará soportado en una cubierta rígida protectora hecha a la medida del paciente, para tener un prototipo de fácil colocación, que sea estable y aproveche los espacios faltantes en la mano, como se muestra en el estudio de caso del paciente considerado en este trabajo.

El prototipo propuesto se diferencia de las prótesis comerciales,¹⁴ ya que está enfocado a pacientes con amputación de alguno o varios rayos de la mano, pero que conservan con total funcionalidad los miembros que no fueron amputados, con lo cual se aprovecha la movilidad de estas partes para transferir el movimiento a los dedos reconstruidos en la prótesis. No utiliza componentes electrónicos ni sistemas de alimentación externos, con lo cual se obtiene un producto de fácil utilización, que no requiere de cirugías invasivas sobre el miembro afectado, como ocurre con las prótesis mioeléctricas.

El proceso de elaboración de la prótesis se inicia con una evaluación del paciente que permite conocer sus necesidades funcionales específicas, posteriormente se analizaron los resultados de un QFD (*Quality Function Deployment*) realizado al usuario con la finalidad de conocer los aspectos más importantes que este espera obtener de la prótesis. A continuación se realizó una fase de diseño donde se construyó un prototipo y un sistema de sujeción a la medida del usuario. Finalmente se contó con una fase de pruebas y modificaciones, durante la cual el usuario prueba el prototipo; en esta se permite realizar ajustes a los mecanismos para asegurar la satisfacción del usuario y la solución a las necesidades funcionales motoras de la mano.

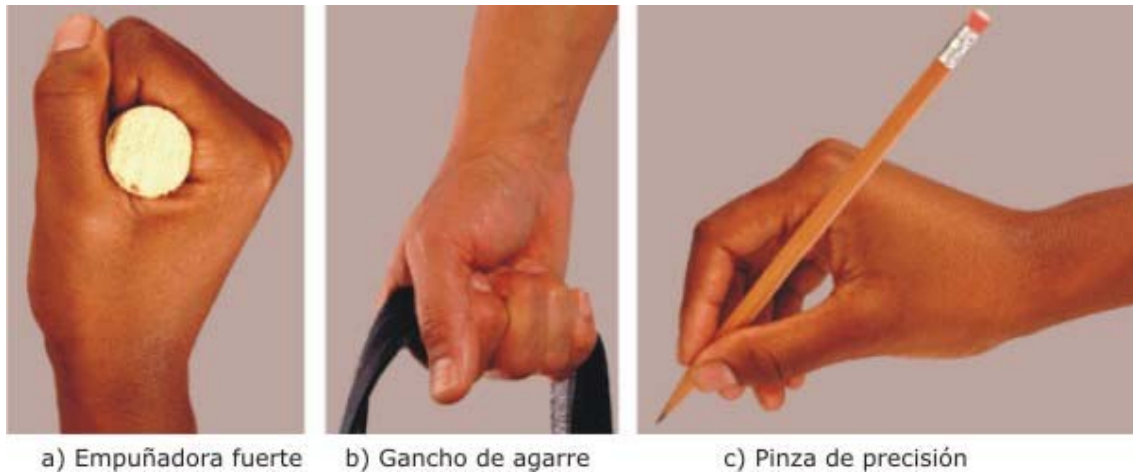
El prototipo está dirigido a un paciente con amputación del 2do. y 3er. rayos de la mano izquierda, con artrodesis de la IF del pulgar en posición funcional (45°). Aunque el prototipo planteado representa un diseño único de prótesis (está construida de acuerdo con las dimensiones y necesidades funcionales propias del miembro superior izquierdo del paciente), la experiencia a partir del proceso permite pensar en la posibilidad de diseñar prótesis estándar que requieran mínimas modificaciones, para que puedan ser usadas por pacientes con amputación parcial de mano.

La mano

El ser humano utiliza su mano para tener un primer contacto con el mundo, así como para conocerlo y desenvolverse en él. Los instrumentos y artefactos que el hombre crea y que se encuentran en la vida diaria, tienen como base de diseño el concepto de que serán manipulados por una mano humana.¹⁵ Debido a la importancia de la destreza manual en las actividades laborales y recreativas es

importante reconocer las habilidades que ofrece la mano: el movimiento libre, el poder de captar, la manipulación de precisión, y la pinza.¹⁶

La mano humana puede realizar diferentes acciones como el agarre de fuerza o a mano llena (Fig. 1a), el gancho de agarre (Fig. 1b) y la pinza fina o de precisión, la cual requiere contar con destrezas especiales de cada dedo comprometido en la acción (Fig. 1c).^{16,17}



La mano humana tiene un número alto de grados de libertad, alta relación fuerza/peso (incluida la fuente de energía), bajo factor de forma (compacta) y un sistema sensorial complejo. Particularmente, cada dedo posee 2° de libertad en la base con excepción del pulgar que tiene 5° y 2 articulaciones tipo bisagra que proporcionan los movimientos de flexión y extensión. En la palma se encuentran otros grados de libertad (GDL), que permiten curvar la superficie donde están localizadas las bases de los dedos.¹⁵

El complejo sistema que constituye la funcionalidad de la mano humana,¹⁸ indica que cualquier alteración en ella (desde una fractura hasta una amputación parcial o total del miembro superior), afecta el normal desarrollo de las actividades de una persona, y compromete su calidad de vida e incluso su autoestima.³ Es por ello, que este trabajo plantea restablecer de forma eficaz las funciones de la mano, mediante el diseño de una prótesis mecánica funcional que satisfaga las necesidades funcionales del usuario.

Amputaciones a nivel de la mano

La mayoría de las amputaciones se deben a traumatismos, ya sean de tipo laboral – por aplastamientos o arrancamientos– o por accidentes de tráfico, especialmente en accidentes de moto.³ Las amputaciones de la mano se clasifican de acuerdo con la parte afectada; pueden encontrarse amputaciones en distintos niveles del pulgar, de los demás dígitos y de la mano completa (Fig. 2).¹⁷

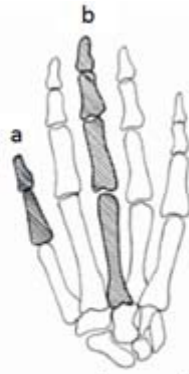


Fig. 2. Amputaciones de la mano:
a) del pulgar, b) de los dedos trifalángicos.¹⁷

Amputación del pulgar

La funcionalidad de la mano está representada en un 40 % por la presencia del dedo pulgar. Su conservación es fundamental y en caso de tener que realizar una amputación, esta siempre debe ser lo más distal posible. Las amputaciones interfalángicas, en especial la distal de la primera falange, causan la menor afectación en la funcionalidad del pulgar ([Fig. 2a](#)). En las amputaciones proximales o de todo el pulgar se debe crear un nuevo dedo con capacidad de oposición.¹⁹

Amputación de un dedo trifalángico

Las amputaciones de los dedos se clasifican según el nivel. Las amputaciones que dejan más de la mitad de la falange proximal pueden ser funcionales, mientras que la amputación proximal a la porción media de la falange proximal es, típicamente, una amputación no funcional ([Fig. 2b](#)).¹⁷

La amputación de todo el rayo (amputación que incluye todas las falanges y el metacarpiano del dedo comprometido) proporciona una mano estéticamente más aceptable, presentándose desplazamiento de la funcionalidad del dedo faltante hacia los otros dedos. Sin embargo, el procedimiento estrecha la palma de la mano en un 20 % a 25 %, lo que reduce su capacidad para estabilizar objetos.¹⁹

Amputaciones pluridigitales

En este tipo de amputación se presenta compromiso de varios dedos de la mano, que puede ser a nivel distal, interfalángico o de todo el rayo, lo que reduce la funcionalidad de la mano de acuerdo con el número de dedos comprometidos.²⁰

Evolución de las prótesis para amputaciones parciales de la mano

La investigación relacionada con el avance y el desarrollo en la biomecánica de la mano, las prótesis, los materiales biocompatibles y las prótesis cosméticas, ha venido mostrando un alto desarrollo.^{14-16,20-23}

Cada día se prefieren diseños de prótesis más parecidos a la mano humana, con una alta funcionalidad, peso reducido, y que no requieran energías exógenas para su movimiento y complicados sistemas de control,⁴ sino que se utilice la fuerza de las partes de la mano que aún se conserven.¹⁴ Los esfuerzos realizados por los

investigadores en el desarrollo de nuevas prótesis de mano han generado impresionantes resultados²⁴ como la obtención de modelos que cuentan con varios grados de libertad, y diseños que se asemejan cada vez más a la mano humana y conservan su tamaño. Se han desarrollado prótesis con una elevada funcionalidad como la mano Utah/MIT, la mano robótica de la NASA, la mano DLR y la mano Stanford/JPL.^{25,26} La mayoría de ellas fueron concebidas con fines de operación en el espacio y presentan el inconveniente de tener un elevado peso. Sin embargo, se han desarrollado prótesis más sencillas, con un diseño estructurado y ligero, como la mano de Southampton, la mano TB, la mano de Italia, y la mano OTTOBOCK,^{27,28} las cuales se utilizan ampliamente en la prótesis del miembro superior.

Dentro de los primeros trabajos realizados en los cuales se potencian las prótesis no solo en su aspecto cosmético sino en su aspecto funcional, tanto mecánico como eléctrico, se encuentra la empresa escocesa con su producto ProDIGITS,²⁹ quien provee soluciones en prótesis para distintos niveles de ausencia ya sea total o parcial; el ejemplo mostrado en la [figura 3](#) es la solución a una pérdida parcial de mano.

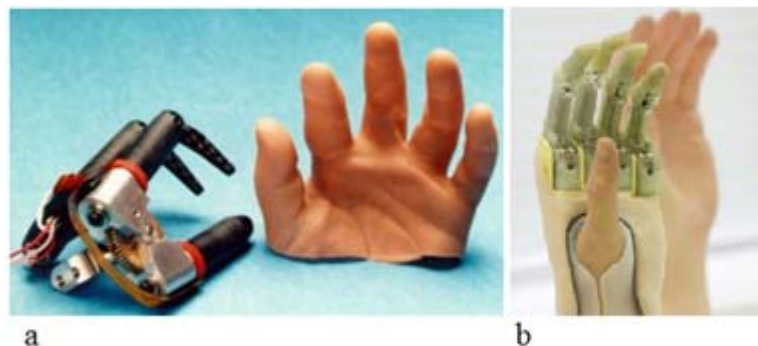


Fig. 3. a) Prótesis ProDigits años 80, b) Prótesis actual.²⁹

A mediados de los 80 se comenzó con el diseño y la fabricación de prótesis eléctricas, en la mayoría de los casos este diseño ha quedado limitado al tamaño y la edad del paciente; se ha tratado de diseñar siempre lo más pequeño posible con su propia fuente de energía y controles electrónicos adjuntados al paciente en pequeñas cajas.

En 1994 un nuevo diseño fue desarrollado por *Prosthetics Research Group* y el *Bioengineering Centre*, en Edinburgh quienes resolvieron los problemas de talla y lo redujeron y simplificaron tanto en la manufactura y desarrollo de las prótesis como su control.²⁹

El innovador diseño de 1994 fue llamado Prodigits (*powered prosthetic digit system*) y se basó en pequeños motores y cajas de engranajes acomodados dentro de espacios digitales de los dedos y el pulgar, con lo que se resolvió el problema de espacio y se aproximó el tamaño de las prótesis al de la mano de un niño de 2 años o un bebé.¹⁷

En el año 2005, la búsqueda de nuevas tecnologías para el desarrollo de prótesis de mano, trae consigo una nueva invención que no utiliza dispositivos electrónicos para su funcionamiento. La nueva prótesis recibió el nombre de X-finger, el cual es el primer dedo artificial diseñado específicamente para solucionar amputaciones parciales de dedo ([Fig. 4](#)). Cada una de estas prótesis se fabrica individualmente, para acomodarla a los diferentes casos de amputación. La prótesis se recubre luego por una piel sintética de silicona, emulando casi a la perfección, la funcionalidad y la precisión de un dedo real humano no amputado.¹⁴



Fig. 4. X finger.

Cada una de las falanges de X-finger tiene articulaciones naturales, que se activan cuando el dedo residual se mueve. Esto permite a los usuarios comenzar a utilizar la prótesis inmediatamente, como un acto reflejo. Aquellos que tengan más de un dedo amputado podrán utilizar varias prótesis y moverlas independientemente, al contrario de lo que sucede con muchos modelos en el mercado.⁷ La gran novedad de este diseño es su composición mecánica y sencilla que permite obviar sistemas de control y motores por cada grado de libertad. Es el mejor diseño de los revisados, y por esta razón es el modelo sobre el cual se basó el diseño de la prótesis.¹⁴

MÉTODOS

Diseño

El diseño se dividió en dos partes, la primera, según requerimientos del usuario³⁰ y la segunda, según modelos académicos. El diseño según requerimientos del usuario se desarrolló mediante metodología de despliegue de la función de calidad (QFD) y de caja negra y transparente.^{31,32}

Diagrama de caja negra y de caja transparente

Mediante el método de caja negra se busca eliminar cualquier restricción al proceso creativo, haciéndolo más libre y que motive a lograr las más diversas opciones posibles. El método de caja transparente, a diferencia del anteriormente descrito implica, necesariamente, tener bien claros los objetivos, los criterios de evaluación, así como las variables que se van a considerar.

Antes de efectuar cualquier tipo de búsqueda de posibles soluciones, es preciso completar un análisis del problema, es por ello que esas posibles soluciones se deben evaluar de forma lógica y verbal, y no de manera experimental. Estas estrategias se aplican en forma ordenada y se realizan en etapas; es importante la retroalimentación para lograr el éxito al buscar las posibles soluciones.³¹

En el diseño de la caja negra se estudian tres tipos de mecanismos sobre los cuales se puede construir la prótesis, como resultado final se obtiene la recuperación de la funcionalidad del pulgar y de los dedos índice y medio. En la [figura 5](#) se diagrama la caja negra para la metodología de diseño.

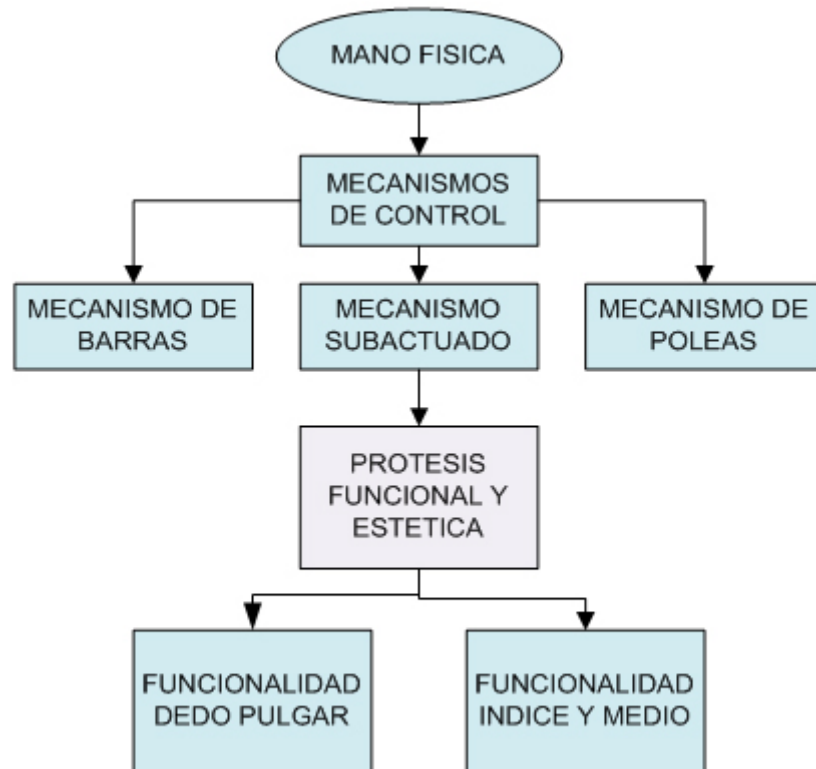


Fig. 5. Diseño de caja negra.

El diseño por el método de caja transparente (Fig. 6) permite disponer de más opciones en el momento de elegir el modelo final, asimismo define claramente las variables de control que debe poseer el mecanismo a usar. En contraste, la metodología de caja negra ofrece una idea sobre qué mecanismos diseñar, pero no especifica claramente las variables de control. Finalmente, se parte de un diseño que toma las mejores características de la caja negra y de la caja transparente.

Del diseño de caja negra se parte al usar mecanismos basados en barras, pero se emplea el diseño de caja transparente para observar las ventajas en cuanto a funcionalidad y otros aspectos que ofrece este tipo de mecanismo para ser aplicado en el prototipo de la prótesis.

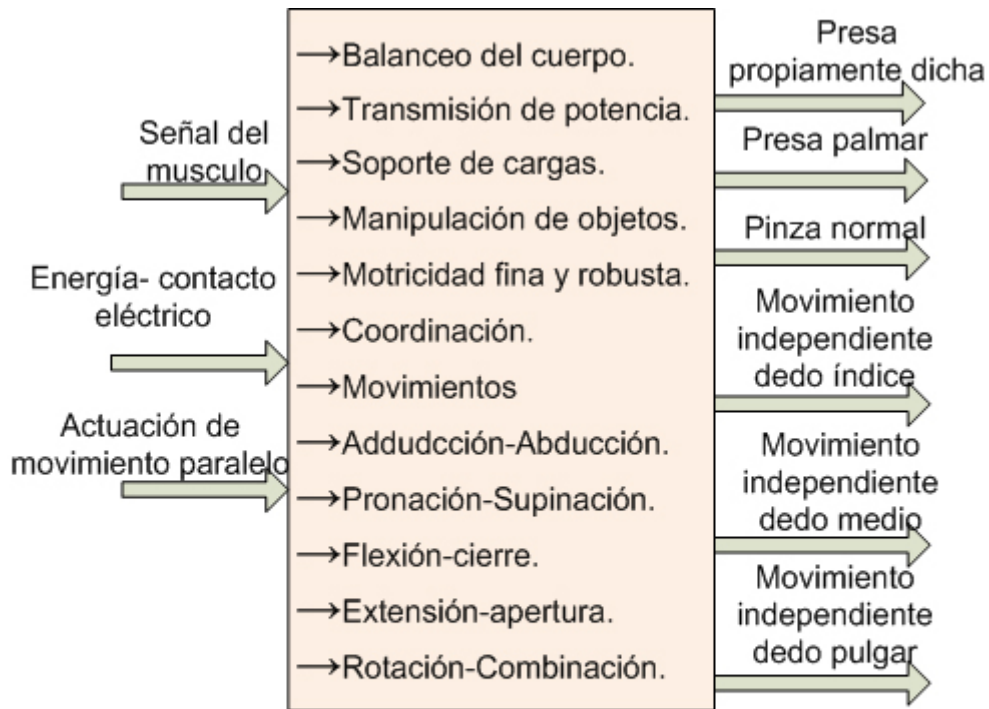


Fig. 6. Diseño de caja transparente: Se definen las entradas físicas del sistema (variables de control), se realiza una serie de acciones en la caja transparente, y se obtiene funcionalidad para la mano amputada parcialmente.

QFD (Función de despliegue de la calidad)

El QFD permite a una organización entender la prioridad de las necesidades de sus clientes y focalizar el diseño de los productos para encontrar respuestas innovadoras a esas necesidades. A través del QFD, todo el personal de una organización puede entender lo que es realmente importante para los clientes y trabajar para cumplirlo.³²

El análisis QFD varía según el diseño que se va a implementar; dentro de estos datos se busca el diseño más preciso. Económico. y fácil de maquinar posible, un mecanismo que sea muy controlable y dinámico.^{18,21}

QFD de usuario

Para la elaboración de la prótesis se consideran las necesidades propias del usuario, para lo cual se realiza un QFD de usuario, evaluando el grado de relación que guarda con la evolución de la prótesis a lo largo del tiempo, el peso de la prótesis, calidad en la imitación de la piel, precisión de movimiento, nivel de resistencia de la prótesis, tipo de sujeción a la mano, tipo de mecanismos internos, capacidad de motricidad fina, permeabilidad y sensibilidad. Estas relaciones se evalúan de 0 a 9: 0 para el caso de ningún tipo de relación, 1 para una relación básica, 3 para una relación media y 9 para una fuerte relación.³² La parte primordial del diseño es tanto la parte cosmética como del cliente se tienen aspectos como el diseño, la durabilidad, la resistencia al medio ambiente, la confortabilidad, el peso, la movilidad, la precisión, la fortaleza del mecanismo y lo controlable y adaptable que pudiera ser la prótesis.

Una vez realizada la calificación según las necesidades propias del paciente, se procedió a evaluar cuáles eran los mayores parámetros en los que se debía fijar el diseño de la prótesis, estos fueron el tipo de mecanismo y la cosmesis de la prótesis.

El diagrama de QFD, proporciona un diagrama de pareto, el cual sirve para medir la incidencia que tienen varios factores sobre una variable común, obteniéndose el grado de importancia que tienen los diferentes parámetros de diseño, con lo cual se conoce que lo más relevante en el diseño de la prótesis es el tipo de mecanismos internos (14,1 %) seguido por la calidad de imitación de la piel (13,3 %) como factores predominantes; de esta forma el diseño se concentra en encontrar y diseñar el mecanismo que tenga un mayor grado de eficiencia, controlabilidad, sea fácil de fabricar, y que además tenga la facilidad para ser cubierto por una imitación de piel sintética. Para elegir el diseño final también se tienen en cuenta, aunque en menor grado, otros factores como la precisión y el tipo de sujeción a la mano (13 %) y la sensibilidad.

Modelado de la mano

Los modelos en yeso ([Figs. 7 y 8](#)) son una copia de las extremidades superiores (manos) pertenecientes al paciente, estos fueron obtenidos mediante la técnica de impresión con alginato y vertido de yeso en molde.³³ Estos modelos sirven como estándar para implementar la prótesis y para realizar mediciones y pruebas como si fuera la mano real del paciente, de donde se pueden obtener modelos digitalizados que sirven para ser comparados y prototipados. Con estos datos es posible encontrar el volumen de trabajo que se requiere para la prótesis y así tener una idea más clara de las medidas y los ajustes que debe tener la prótesis sobre la mano afectada. Una técnica alternativa y económica de modelado se realiza utilizando arcilla para determinar el volumen y el tamaño de la prótesis que se va a implementar, esta técnica no es tan detallada como la que se obtiene mediante la impresión de alginato, pero se aproxima a un modelo aceptable.



Fig. 7. Modelos de yeso.
Vista palmar y vista dorsal.



Fig. 8. Modelos de yeso. Comparación entre mano izquierda y mano derecha.

Volumen de trabajo

En la obtención del modelo del volumen de la prótesis, se utilizó la técnica de modelado en arcilla para propósitos de ajuste de los mecanismos de los dedos. Lo primero que se hace es digitalizar fotografías de la mano derecha (intacta) del paciente al software CAD, para realizar un espejo, y así obtener una imagen virtual de una mano izquierda en tamaño real ([Fig. 9](#)), con lo cual se procede a elaborar de forma manual las partes amputadas de la mano en arcilla.



Fig. 9. Vista dorsal de las manos del paciente. Imagen obtenida mediante espejo en el software CAD.

La [figura 9](#) muestra que las dos manos son las mismas, ya que el software CAD, permite realizar un espejo con la mano derecha del usuario que se encuentra en perfectas condiciones, para obtener la mano izquierda como si se encontrara intacta, con lo cual se obtiene la pieza mostrada en la [figura 10](#).



Fig. 10. Vista dorsal. Modelo en arcilla del volumen de trabajo de la prótesis.

En la [figura 11](#) se comparan ambas manos del paciente una vez que se coloca la pieza construida en arcilla sobre la mano izquierda real del paciente, para ver la simetría de ambas manos.



Fig. 11. Modelo en arcilla del volumen de trabajo de la prótesis Comparación vista dorsal.

El volumen de trabajo que se obtuvo ([Fig. 10](#)), sirvió para tener las dimensiones exactas que debía tener cada falange de los dedos índice, medio y pulgar, a fin de que el prototipo de la prótesis se construyera en tamaño real, y se conservaran los arcos de una mano normal.²

El modelo digital de la mano afectada se obtuvo mediante técnicas de modelado en Blender, Rhinoceros y software aplicativos de conversión de Mesh a modelo en Solid Edge ([Fig. 12](#)). Como resultado se obtuvo un modelo digital 3D de la mano afectada sobre el cual se puede trabajar y ajustar los mecanismos de la prótesis a implementar.

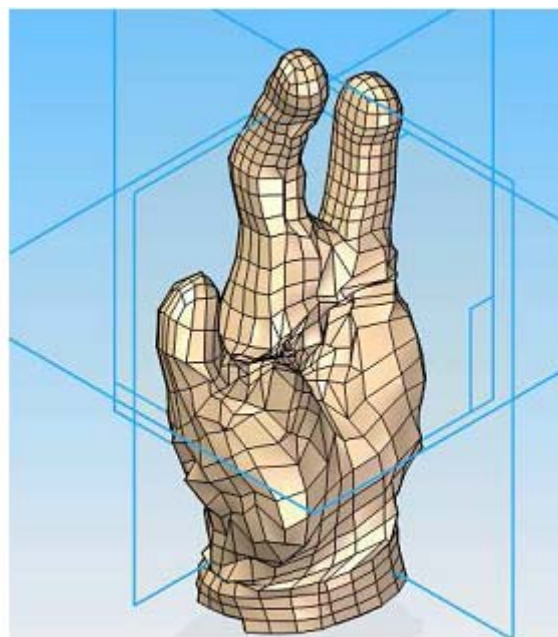


Fig. 12. Modelo digital de la mano afectada en software Solid Edge.

Luego de la elaboración del modelo del volumen de la prótesis, se procedió a tomar medidas y a ajustarlo al modelo de yeso que anteriormente se obtuvo. La [figura 13](#) muestra cómo quedó ajustado el modelo de la prótesis al modelo de la mano de yeso. Posteriormente, con las medidas obtenidas de este modelo se procede a diseñar los mecanismos de la prótesis para los tres dígitos faltantes en la mano del usuario.



Fig. 13. Vista palmar y dorsal del ajuste del modelo de arcilla al modelo de yeso.

Diseño mecánico

El tipo de mecanismo a implementar en el diseño final, es un mecanismo de barras, el cual fue verificado mediante software para lo cual se utilizó Working Model, un software de simulación mecánica en 2D. Mediante modelos simplificados se revalidó el diseño y otros puntos como longitud de los eslabones, forma y movilidad del mecanismo.

Los mecanismos basados en barras, se presentan como un conjunto de elementos mecánicos que hacen una función determinada. El conjunto de las funciones de los mecanismos de una máquina ha de ser el necesario para que esta realice la tarea encomendada, en este caso las funciones a realizar corresponden al agarre de objetos al accionarse el mecanismo. El conjunto de elementos primordiales son las barras, que se consideran como elementos rígidos y se unen por pasadores.³⁴

Al mecanismo formado por cuatro barras y cuatro articulaciones se denomina cuadrilátero articulado, con una barra fija a la referencia (elemento inmóvil con respecto a los demás) ([Fig. 14](#)); se presenta como uno de los más empleados a la hora de resolver muchos problemas de generación de movimientos en mecanismos de 1° de libertad.³⁴

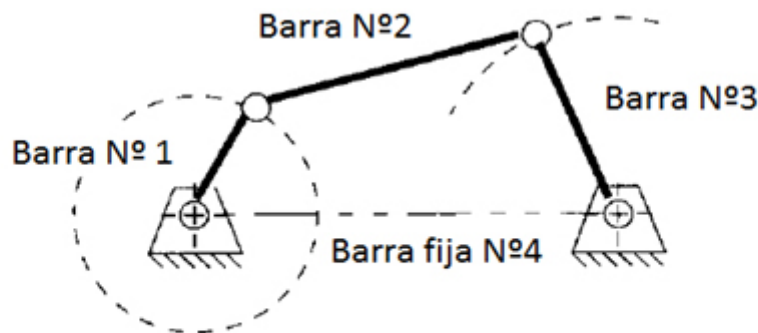


Fig. 14. Cuadrilátero articulado. Si la barra 1 rota sobre el eje de la base, las barras 2 y 3 se moverán para generar la trayectoria que muestra la línea punteada.

Los dedos de la prótesis se diseñan con mecanismos de este tipo, y conformados de tal forma que se logre la reproducción de las falanges proximal, media y distal del dedo tal y como se muestra en la [figura 15](#). En el caso del pulgar, se utiliza el mecanismo en su forma simple.

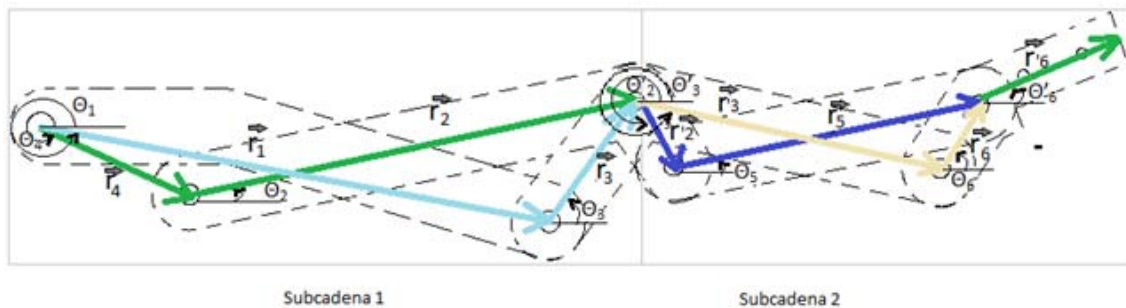


Fig. 15. Diagrama vectorial del mecanismo.

En la [figura 16](#) se muestra que el paciente tiene control total sobre el arrollamiento que realiza el mecanismo, ya que el ángulo en el que se mueva el dedo anular que es el que transmite el movimiento, le dará la movilidad respectiva al mecanismo. En las iteraciones realizadas en la simulación se observó que si al primer eslabón se le transmite un ángulo de 50° , los demás eslabones se moverán de forma tal que se reproduzca la flexión y extensión del dedo de la mano.

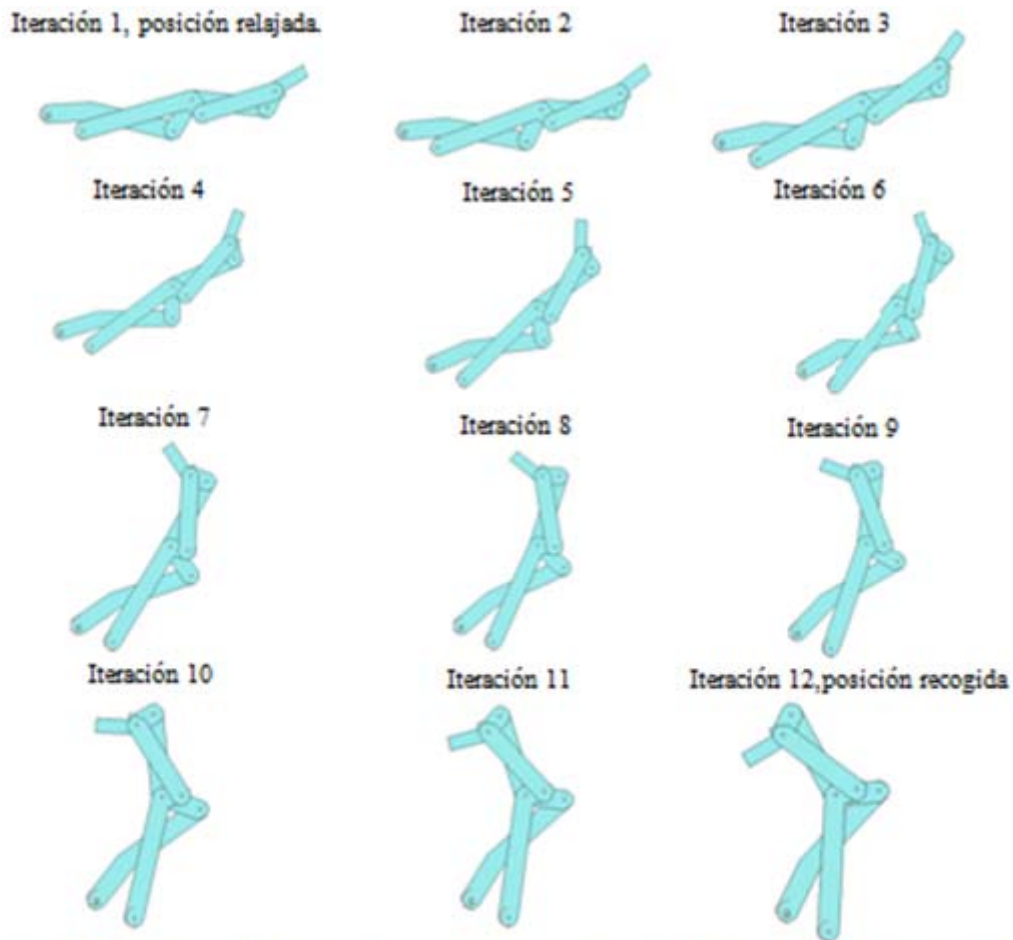


Fig. 16. Movimiento del mecanismo. Se presentan 12 iteraciones que muestran el mecanismo que imita el movimiento de flexión de un dedo.

Los dedos índice y medio se diseñaron del mismo tamaño, a fin de que ambos miembros conservaran la misma movilidad, y el movimiento que el dedo anular transmite al dedo medio de la prótesis mediante un anillo y una barra rígida, se pudiera trasladar a su vez al dedo índice, y así se lograra la movilidad conjunta de la mano. Posteriormente, se realizaron modificaciones sobre el dedo índice, para disminuir su tamaño total, especialmente rediseñando la falange distal, y así conservar el arco superior de los dedos de la mano, logrando además que el dedo índice no se flexionara 90° como lo hace el dedo medio, sino unos 10° - 15° grados menos, tal y como se observa en una mano normal al momento de hacer una prensa. (Fig. 17).



Fig. 17. Dedos índices y medio ensamblados incluyendo el anillo del dedo anular, lo que permitirá accionar los Mecanismos para obtener el movimiento de flexión y extensión deseado.

El mecanismo de los dedos índice, medio y pulgar se realiza con perfiles en acero de 2 mm de espesor para darle una mayor rigidez a los eslabones, aunque esta se puede obtener también utilizando materiales más resistentes y menos pesados. Los mecanismos diseñados conservan además, las dimensiones de los dedos de la mano normal del paciente, con lo cual se logra obtener una prótesis estéticamente aceptable. Además, se ajusta la forma de los eslabones, para que pueda haber una correcta transmisión de movimiento al mecanismo, y para que no se presenten interferencias con los demás dedos. Este proceso de diseño se realizó varias veces, cambiando las posiciones, formas y anclajes de los eslabones, hasta llegar a un diseño óptimo ([Fig. 17](#)).

El diseño del dedo pulgar, se asemeja al pulgar real del paciente, y se realiza con la finalidad de imitar la oposición del pulgar frente a los demás dedos, y lograr similitud con una mano real. El pulgar tiene además 5° de libertad para que se puedan realizar movimientos complejos tales como flexión, extensión y abducción. Para esto se diseño además una guía, sobre la cual el paciente puede desplazar todo el conjunto del pulgar a diferentes posiciones que imitan el movimiento de abducción. El movimiento del dedo meñique genera movimiento de abducción y aducción a lo largo de la guía para el pulgar de la prótesis, mientras que al moverse el pulgar del usuario, se realiza la flexión y extensión de su homólogo en la prótesis. El modelo del pulgar se observa en la [figura 18](#).



Fig. 18. Vista del pulgar sobre modelado en Solid Works.

Mecanismos de sujeción a la mano

Los mecanismos de la prótesis ([Figs. 17 y 18](#)) se sujetan a la mano del paciente mediante una estructura que envuelve a la mano con correas móviles y una pulsera a la altura de la muñeca ([Fig. 19 a](#)), además se incluyeron tres barras de anclaje a la pulsera y a la cubierta para obtener estabilidad en la prótesis.

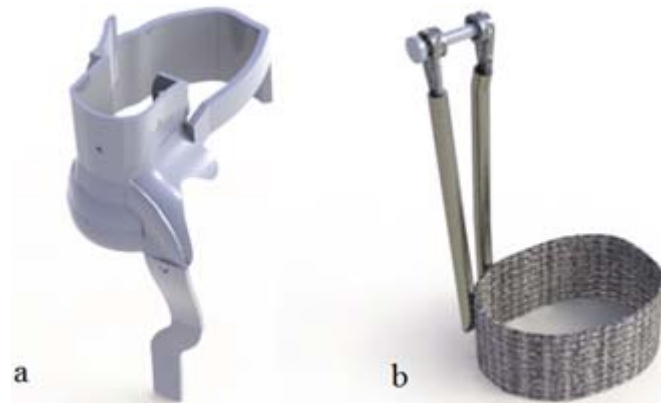


Fig. 19. a) Cubierta protectora de la prótesis, b) barras de sujeción y pulsera.

En la [figura 19 b](#) se observan las dos barras posteriores colocadas sobre la pulsera, que incrementan la rigidez de la prótesis, y evitan que esta se desplace sobre la mano del paciente cuando realice movimientos naturales como caminar o mover la mano.

Los dos componentes de sujeción se ensamblan en una sola pieza ([Fig. 20](#)), con lo que se obtiene una rigidez adecuada en la prótesis y poca incomodidad para el paciente.



Fig. 20. Sistema de sujeción.

El sistema de sujeción se diseña de forma tal que se ocupen los espacios faltantes en la mano del paciente, para que haya simetría entre ambas manos en cuanto a volumen y forma.

Movilidad del pulgar

El pulgar tuvo un enfoque especial, pues se le incorporaron 2° de libertad que permiten los movimientos de flexión y extensión, y de abducción y aducción, para esto se utilizó un sistema de poleas y líneas de tracción accionadas por los dedos pulgar y meñique del paciente ([Fig. 21](#)).



Fig. 21. a) Vista lateral del prototipo, b) vista lateral posterior.

En la [figura 21 a](#), se observa que la guía sobre la cual está ensamblado el pulgar permite un desplazamiento de este, manteniéndolo en posición natural de anteposición a los demás dedos, utilizando para ello un resorte lineal. Al realizarse una fuerza en la cuerda de tracción unida a la base del pulgar, se obtienen los movimientos de abducción y aducción, los cuales son controlados por el propio pulgar del usuario.

En la [figura 21 b](#) se observa otra polea que se encuentra montada en la cubierta protectora del prototipo, esta permite el cambio de dirección de la cuerda de tracción que se une al pulgar del prototipo. Cuando se ejerce una fuerza sobre esta cuerda, utilizando para ello un anillo que se coloca en el dedo meñique del usuario, el pulgar adquiere los movimientos de flexión y extensión, con lo que se pueden realizar los diferentes tipos de agarre ([Fig. 1](#)).

IMPLEMENTACIÓN DE PROTOTIPO

La implementación de la prótesis sobre el modelo de la mano se realizó tanto en el software para modelado Solid Edge®, como en Solid Works®, debido a que el primero permitió elaborar los primeros mecanismos de una forma sencilla, mientras que el segundo, a pesar de ser más complejo en su manejo, permitió obtener mejores modelos con los cuales se podía hacer también simulaciones de movimiento.

La [figura 22](#) muestra uno de los primeros prototipos que se modelaron para la prótesis. En él se planteaban mecanismos de barras para reemplazar los dedos faltantes de la mano, pero el diseño carecía del sistema de sujeción que permitiera enlazar dichos mecanismos a la mano del usuario, razón por la que este prototipo tuvo que ser modificado.

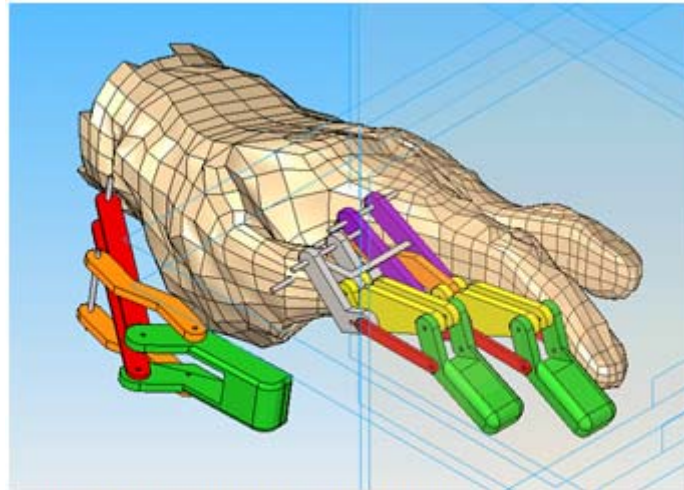


Fig.22. Perspectiva del modelo de la prótesis en Solid Works.

En la [figura 23](#) se observa ya un prototipo que incluye un primer sistema de sujeción basado en un radio que va de la falange proximal de los dedos índice y medio a una pulsera en la muñeca, y además, un dedo pulgar ensamblado sobre uno de los puntos de fijación del dedo índice. Este prototipo ya incluía el modelo definitivo de mecanismo de barras y el anillo que transmite movimiento al 2do. y 3er. dígitos. Sin embargo, este prototipo también sufre modificaciones en aras de obtener un mejor sistema de sujeción.



Fig. 23. Vista en perspectiva de la prótesis utilizando Solid Works. Primera implementación de la prótesis ensamblada en la mano.

Prototipo físico

La construcción del modelo físico del prototipo se realizó con la finalidad de encontrar dentro del volumen de trabajo una manera ideal para adaptar y encajar los mecanismos que determina la mano amputada.

Para construir el primer prototipo físico versión 0.1 se utilizó un cartón de Duracover ([Fig. 24](#)); una vez verificados los mecanismos a usar, se refina el diseño sobre el modelo físico y sobre el modelo de software con base en otras prótesis ya

construidas,^{13,14 22} con lo que se obtienen los planos de cada una de las piezas que conforman los dedos modelados, entonces se procede a construir el modelo en acrílico con ayuda de los planos generados por software y de la técnica de corte por láser.³⁵

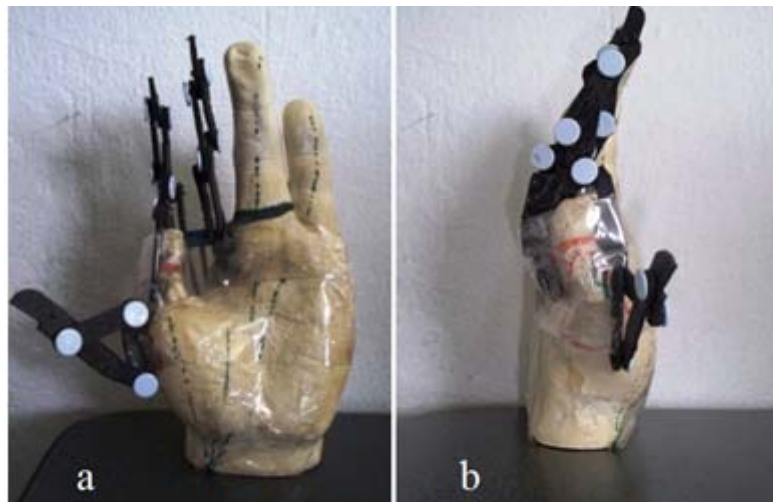


Fig. 24. a) Vista frontal palmar de la prótesis prototipo físico versión 0.1, b) vista lateral.

Una vez obtenido, en acrílico, un prototipo físico de los mecanismos de la prótesis, se mejora el sistema de sujeción del prototipo a la mano, incluyendo la cubierta protectora, barras de sujeción y pulsera ([Fig. 21](#)); con esto, el prototipo ya permite realizar los movimientos de flexión y extensión y una rotación a través de un eje sobre el cual está sujeto el pulgar, la cual es una barra solidaria a la muñeca. En este prototipo el pulgar no puede realizar abducción y aducción ([Fig. 25](#)), por lo que su funcionalidad es reducida. Es por eso que se decide diseñar y construir una guía de forma curva sobre la cual se desplazará el pulgar, de forma que sea posible la abducción y aducción con el propósito de obtener mayor movilidad en la prótesis, y mejorar la capacidad prensora del pulgar al agarrar los objetos. Estas mejoras se desarrollaron en un nuevo prototipo que con el que se logra la anteposición máxima del pulgar, como se ve en una mano normal ([Fig. 26](#)).



Fig. 25. Vista de la prótesis, prototipo en acrílico.



Fig. 26. Vista isométrica del prototipo con anteposición del pulgar.

El acrílico, siendo un material relativamente fácil de cortar, con buena rigidez y maleable al aumentar su temperatura permitió realizar una serie de modificaciones sobre las barras de los mecanismos y sus puntos fijos, para garantizar la conservación de la forma normal de la mano, las dimensiones de los dedos del paciente y la correcta movilidad de los componentes.

RESULTADOS

Se obtuvo un prototipo de la prótesis con 3° de libertad, uno de los cuales permite el movimiento de flexión y extensión de los dedos índice y medio a partir del movimiento del dedo anular del usuario, los otros 2° de libertad se encuentran en el pulgar de la prótesis y permiten movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción a partir de los dedos pulgar y meñique del usuario.

Los mecanismos de los dedos se fabricaron de acuerdo con el tamaño de la mano del paciente; estos son lo suficientemente pequeños como para caber en un guante de prótesis para adulto (tamaño 7¾" a 8").¹¹

El sistema de control del prototipo permite realizar los ensayos pertinentes en cuanto a funcionalidad de los mecanismos, colocando 2 anillos en los dedos anular y meñique de forma tal que se logre la movilidad deseada. La prótesis puede adaptarse mecánicamente y formar 4 patrones prensiles distintos, conocidos como agarre de fuerza, gancho de agarre, pinza fina y prensión lateral. En la [figura 27](#) se muestra una versión modelada del prototipo planteado.



Fig. 27. Prótesis prototipo físico versión 0.2

El dispositivo es capaz de manejar objetos rígidos y conformes, debido a que el control de la prótesis lo realiza totalmente el paciente ([Figs. 28 y 29](#)), y este es quien decide la posición en la cual se dispondrán los dedos del mecanismo para realizar un tipo de prensión específico, y el momento de dejar de realizar dicha prensión y liberar el objeto manipulado.



Fig. 28. Vista frontal dorsal de la prótesis prototipo físico versión 0.2. Se observa cómo se conserva la simetría entre ambas manos, así como el tamaño de los dedos índice, medio y pulgar

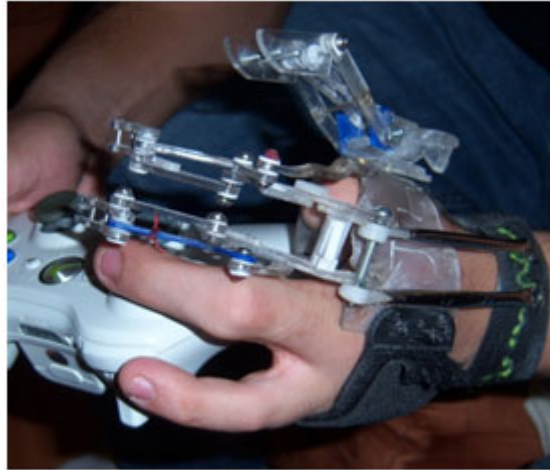


Fig. 29. Prótesis prototipo físico versión 0.2.

Se obtuvo un prototipo de prótesis cómodo para el paciente y con una cubierta protectora que proporciona la forma normal de la mano humana, gracias a que fue recubierta usando la goma EVA (Etileno acetato de vinilo) ([Fig. 30](#)), lo que representa a su vez una prótesis con buena biocompatibilidad, ya que dicha goma tiene una baja absorción de agua, que impide una retención excesiva del sudor de la mano sobre la prótesis. La goma también es lavable facilitando la limpieza de la prótesis, y además no es tóxica, lo que reduce al mínimo la posibilidad de que se generen reacciones alérgicas en la mano del usuario. Además se presenta un prototipo cosméticamente aceptable, a pesar de tener accionamientos netamente mecánicos ([Fig. 31](#)).



Fig. 30. Vista frontal dorsal de la mano izquierda del usuario usando el prototipo de la prótesis recubierta con EVA.



Fig. 31. Perspectiva del usuario realizando una pinza normal para sujetar un objeto.

Las ventajas principales obtenidas con este prototipo son que la prótesis carece de todo tipo de dispositivo electrónico para su control, además la energía que mueve los mecanismos la proporciona el usuario, con lo cual no hay dependencia de fuentes de energía externa (baterías, fuentes de poder, etc.).

DISCUSIÓN

La capacidad de adaptación mecánica de la mano prensil ofrece una amplia gama de posibilidades al momento de agarrar objetos. Además, cada uno de estos patrones prensiles se realizará con un mayor grado de estabilidad que los producidos por cualquier dispositivo convencional,¹³ debido a la capacidad de los dígitos índice y medio, que trabajan en conjunto con el dedo anular, y el meñique, con el dedo pulgar de la prótesis, lo que contribuye a conservar la integridad de la empuñadura.

El dispositivo tiene también un bajo peso, el consumo de energía lo proporciona la musculatura del paciente, así que se obtienen grandes ventajas frente al uso de prótesis mioeléctricas que requieren fuentes de energía externa.¹⁰ La modularidad del diseño es alta, ya que el paciente puede ponerse o quitarse fácilmente su prótesis, sin que requiera ningún tipo de ayuda para esta labor.

Más importante aún se puede realizar, una evaluación válida de la eficacia de la prótesis mediante diversas metodologías y con evaluación de un fisiatra que garantice la fiabilidad, de esta, ya que por tratarse de un nuevo diseño, no se excluye la posibilidad de que con el tiempo se produzcan fallas, o se presenten inconvenientes con el tipo de mecanismo empleado o con la adopción de este por parte del paciente.

La prótesis de mano realizada es ligera, y corresponde a los requerimientos del paciente. El diseño es único, por lo tanto su implementación en otros pacientes, se podrá realizar solo si estos presentan lesiones a nivel de miembro superior muy similares a las del caso tratado, con lo cual, se realizara la cubierta protectora a fin de que se ajuste a la nueva mano, realizando también el análisis QFD, ya que cada paciente tiene requerimientos diferentes al momento de elegir una prótesis. Sin embargo, se puede utilizar el diseño de los dedos índice, medio y pulgar para las nuevas prótesis, así como la forma en que se transfiere movimiento a estos mecanismos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Deval J. El desarrollo humano. España: Editorial Siglo XXI; 2008. p. 143-45.
2. Moore KL. Fundamentos de Anatomía con orientación clínica. 4ta. ed. Editorial Médica Panamericana; 2002. p. 777, 795.
3. Zapata J. Amputaciones y su tratamiento de rehabilitación. Escuela de rehabilitación humana. Universidad del Valle. Cali, Colombia.
4. Touch bionics [homepage on the Internet]. Touch Bionics Inc; c2005-2009 [actualizado 20 Feb 2009; citado 27 Ago 2009]. [aprox. 1 pantalla]. Touch Bionics Prodigits. Disponible en:
<http://www.touchbionics.co.uk/professionals.php?section=6>
5. Sue Stokes. The first 25 years of Reach. [monografía en Internet]. Reach - The Association for Children with Hand or Arm Deficiency; [citado 25 Ago 2009]. Disponible en:
<http://www.reach.org.uk/Reachcms/Assetmanager/Images/Files/History.Pdf>
6. Agencia de Noticias BBC [homepage on the Internet]. BBC; c2009 [actualizado 22 Feb 2000; citado 26 Ago 2009]. Mechanical Fingers Give Strength, Speed to Amputees [aprox. 2 pantallas]. Disponible en:
<http://www.elmundo.es/elmundosalud/2009/02/10/tecnologiamedica/1234285925.html>
7. Wired.com [homepage on the Internet]. Wired.com-Condé Nast Digital.; c2009 [actualizado 07 Feb 2007; citado 22 Ago 2009]. Mechanical Fingers Give Strength, Speed to Amputees [aprox. 3 pantallas]. Disponible en:
<http://www.wired.com/gadgets/miscellaneous/news/2007/07/xfinger>
8. ScienceDaily [homepage on the Internet]. ScienceDaily LLC; c1995-2009 [actualizado 25 Abr 2008; citado 10 Nov 2009]. New Prosthetic Hand Has Grip Function Almost Like A Natural Hand: Each Finger Moves Separately [aprox. 3 pantallas]. Disponible en:
<http://www.sciencedaily.com/releases/2008/04/080422112942.htm>
9. Pons JL, Rocon E, Ceres R. The Manus-Hand* Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects. Netherlands: Kluwer Academic Publishers; 2004. p. 143-63.
10. Zambudio R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. España: Elsevier Masson; 2009. p. 139.
11. C.M. Gosselin, Laliberte Thierry, US Patent 5762390, June 9, 1998.
12. T. Laliberte, C.M. Gosselin, Actuation system for highly underactuated gripping mechanism, US Patent 6505870, January 14, 2003.

13. Light CM, Chappell PH. Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis. United Kingdom: Medical Engineering & Physics; 2000. p. 679-84.
14. Didrick D. Articulated Artificial Finger Assembly, US Patent 6908489 B2, June 21, 2005.
15. Suárez R, Grosch P. Mano mecánica MA-I. Instituto de Organización y control de Sistemas Industriales (IOC). Barcelona, España: Universidad de Cataluña.
16. Moore KL, Dalley AF. Clinically Oriented Anatomy, 5th ed. Canada: Médica Panamericana; 2006. p. 826-28.
17. Miralles R. Valoración del daño corporal en el aparato locomotor. España: Editorial Elsevier; 2001. p. 159, 175, 176.
18. Rodrigo C, Miralles I, Miralles R. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. España: Elsevier; 2007. p. 111-19.
19. Rutherford R. Cirugía vascular. 6ta. ed. España: Elsevier; 2006. p. 2489-90.
20. Viladot R, Riambau O. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. España: Elsevier; 2001. p 197-99.
21. Li Cheng Wu, Carbone G, Ceccarelli M. Designing an underactuated mechanism for a 1 active DOF finger operation. Mechanism and Machine Theory Journal. 2009;44(2):336-348.
22. Bundhoo Vishalini, J. Edward. Design of an Artificial Muscle Actuated Finger towards Biomimetic Prosthetic Hands. Department of Mechanical Engineering, University of Victoria. IEEE Journal. 2005.
23. Bronzino J. The Biomedical Engineering Handbook. Taylor & Francis, Third Edition. United States of America: 2006. Section 38-42.
24. Paolo D, Laschi C, Carrozza MC. An Integrated Approach for the Design and Development of a grasping and manipulation System in humanoid Robotics, Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation. 2002;556.
25. Jacobsen SC, Iversen EK, Knutti DF, et al. Design of the utah/mit dextrous hand[A]. Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation[C]. San Francisco, CA, USA: 1986. p. 1520-32.
26. Loucks CS, et al. Modeling and control of the Stanford/JPL hand[A], Proceedings 1987 International Conference on Robotics and Automation[C]. Raleigh, NC: April 1987; 573-78.
27. OttoBock [homepage on the Internet], [actualizado 2009; citado Sep 12 2009]. Disponible en:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/4848.html
28. Biagiotti L, Lotti F, Melchiorri C, Vassura G. Mechatronics Design of Innovative Fingers for Anthropomorphic Robot Hands. Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation. 2003.

29. Hand Prosthesis Design: Enhancing Grasping Capabilities Through Mechanical Features. Bruno Massa, Scuolasup. Distudi Univ. Eperfezionamentos. Anna Di Pisa, 2002. p. 4.
30. Revelle J, Moran J, Cox Ch. QFD Handbook. New York, United States of America: John Wiley & Sons Inc; 1997. p. 21-35.
31. Rodríguez L. Diseño: estrategia y táctica. México: Siglo XXI; 2004. p. 14-29.
32. Zaidi A. QFD, despliegue de la función de calidad. Madrid, España: Díaz de Santos S.A; 1993. p. 124-44.
33. Torrealba M. Técnica de impresión con alginato y cubeta stock. Curso auxiliar paramédico en odontología. Central odontológica del ejército. Impresiones © 2009 slideshare inc. [Consultado en línea el 10 de noviembre de 2009].
<http://www.slideshare.net/mtuchile/anexo-1-impresionespresentation>
34. Norton R. Design of Machinery. United States of America: Editorial McGraw Hill; 1999. p. 22-24. [consultado en línea el 10 de noviembre de 2009]. Disponible en:
<http://www.scribd.com/doc/10436457/Norton-Design-of-Machinery>
35. Tec Laser [homepage on the Internet], Tec Laser S.A. c1998-2009 [actualizado 2009; citado Sep 12 2009]. Tecnología Corte por láser [aproximadamente 2 screens]. Disponible en: <http://www.tec-laser.com/public/tecnologia.htm>

Recibido: 30 de agosto 2010.

Aprobado: 15 de septiembre 2010.

Ing. *Christian Augusto Silva Castellanos*. Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá, Colombia.