

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE MANO ADAPTABLE AL CRECIMIENTO

Marta Ayats

Institut d'Organització i Control de Sistemes Industrials (IOC)
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona < marta.ayats@alumnes.upc.edu >

Raúl Suárez

Institut d'Organització i Control de Sistemes Industrials (IOC)
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona <raul.suarez@upc.edu >

Resumen

En este artículo se presenta el diseño de una prótesis de mano que se adapta al crecimiento del usuario, desde los 4 años hasta la edad adulta. Se ha considerado en el diseño el estudio de las necesidades de los pacientes y el estudio de las medidas antropométricas de los usuarios en la edad de crecimiento. El diseño incluye únicamente la estructura externa y los mecanismos de movimiento, así pues no se ha incluido en este trabajo el diseño del control ni de la electrónica.

Palabras Clave: Mano protésica, prótesis adaptable, prótesis pediátrica.

1 INTRODUCCIÓN

La Asociación Nacional de Amputados calcula que en 2002 había en España un total de 46.886 personas con amputaciones. Un 14% de estas tienen una deficiencia de miembro superior desde el nacimiento, significando esto que en 2002 había 8.845 personas con necesidad de utilizar prótesis desde el nacimiento. Debe hacerse notar que no existen datos oficiales más actuales al respecto.

Estudios realizados en el hospital Sant Joan de Déu [2] afirman que si un niño que nace sin mano alcanza los tres meses de vida sin este miembro, fijará en su cerebro una idea de bimanualidad (concepto de igual longitud de los brazos) distorsionada. Para evitarlo, a los bebés que carecen de una mano desde el nacimiento se les enseña desde pequeños a hacer uso de una mano protésica puramente estética y sin funcionalidad, que les ayuda a incorporar en su cerebro el concepto de igualdad de longitud entre los dos brazos. Antes de cumplir los 2 años, la mano cosmética es substituida por una prótesis que les permite agarrar objetos con tres dedos: anular, índice y pulgar. A medida que el usuario aprende a utilizar las prótesis, el nivel de complejidad de esta se va aumentando, hasta que a

los 13-14 años el paciente ya empieza a utilizar prótesis de adultos.

El precio de las prótesis mioeléctricas más avanzadas del mercado oscila entre 36.000 y 40.000 euros y la seguridad social española aporta unos 10.000 euros en el caso de los niños y unos 18.000 euros en el caso de los adultos, afirma personal de la Unidad Integral de Atención al Niño Amputado del Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona [1].

Uno de los problemas que existe en el mercado de prótesis para niños es que cuando estos crecen sus cuerpos cambian y las prótesis les quedan pequeñas pero, aunque los más pequeños experimentan muchos cambios físicos en periodos cortos de tiempo, es una equivocación reemplazar la prótesis cada pocos meses, ya que el niño necesita un tiempo para adaptarse a la nueva prótesis y esto además implicaría un impacto económico enorme para sus familias.

Es a raíz de esto que se planteó una pregunta: ¿Qué pasaría si existiera una prótesis que se adaptara al crecimiento del niño? Esto implicaría una mejora significativa en la vida del usuario de la prótesis, ya que podría utilizar desde edades tempranas prótesis con mejores funcionalidades, que aunque tienen precios más elevados el aumento de precio queda compensado por el hecho de que se puede utilizar la misma prótesis durante toda la etapa de crecimiento. Esto no solo tiene un impacto económico sino también a nivel de practicidad para el usuario, éste no ha de adaptarse de forma casi anual a una nueva prótesis sino que es la prótesis la que se adapta al usuario.

2 ESTUDIO DE LA MANO HUMANA

Para definir las necesidades de la prótesis se ha hecho un estudio de la mano humana especialmente de los límites de movimiento de los dedos, de los movimientos coordinados básicos y de las características antropométricas.

2.1 MOVIMIENTOS ARTICULARES

La mano humana tiene 3 grupos de articulaciones, la articulación trapezometacarpiana del pulgar, las articulaciones metacarpofalángicas y las articulaciones interfalángicas, teniendo cada grupo unos límites de movimiento distintos.

La articulación trapezometacarpiana del pulgar es la articulación entre la palma de la mano y el dedo pulgar, cuyos límites de movimiento son 90° para el movimiento de extensión y 70° para el movimiento de abducción (Figura 1) [6].

Las articulaciones metacarpofalángicas son las articulaciones entre los dedos y la palma. En el caso de los dedos índice al meñique, los límites de movimiento son 90° para la flexión, entre 30° y 45° para la extensión y 20° para los movimientos de abducción y aducción (Figura 2). En cuanto a la articulación metacarpofalángica del pulgar, los límites de movimiento son 50° para la flexión y 0° para la extensión (Figura 3).

Finalmente, en el caso de las articulaciones interfalángicas, los límites de movimiento son para la flexión de entre 90° y 100° en función de la falange y para la extensión entre 0° y 20° (Figura 4).

2.2 MOVIMIENTOS COORDINADOS BÁSICOS

Una vez estudiados los límites de movimiento de las articulaciones se ha hecho un estudio de los movimientos coordinados básicos [5]: agarre cilíndrico, agarre de punta, agarre de gancho, agarre de palma, agarre esférico y agarre de lado. Estos movimientos coordinados básicos permiten definir las acciones independientes que ha de realizar la prótesis, que son: abducción y aducción del pulgar, flexión y extensión del pulgar y flexión y extensión de los dedos índice hasta el meñique.

2.3 ANTROPOMETRÍA

Finalmente, para poder realizar un diseño que se adapte al crecimiento de los niños desde los 4 años hasta su edad adulta se ha hecho un estudio antropométrico con la finalidad de definir el rango de medidas a las que se tendrá que adaptar la prótesis.

Con respecto a la palma, se ha estudiado su ancho y su largo. La medida del ancho (V) es la distancia que hay entre la parte interior y exterior a la altura de los nudillos y el largo de la palma (Y) es la distancia en dirección perpendicular entre el nudillo del dedo anular y la muñeca (Figura 5)

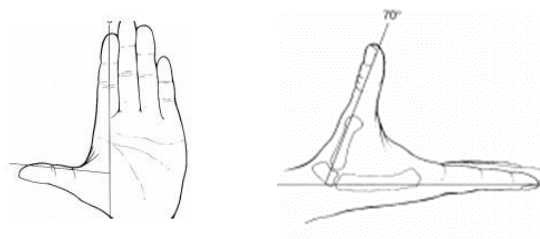


Figura 1: A la izquierda movimiento de extensión, a la derecha movimiento de abducción de la articulación trapezometacarpiana.

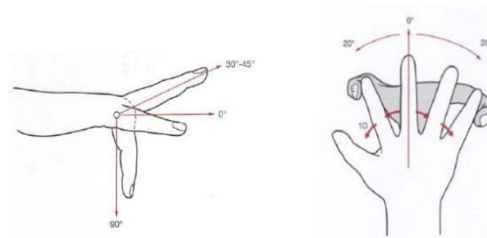


Figura 2: Límites de movimiento para la articulación metacarpofalángica de los dedos índice al meñique.

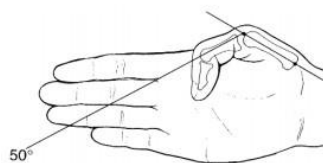


Figura 3: Límite de movimiento articulación metacarpofalángica del pulgar.

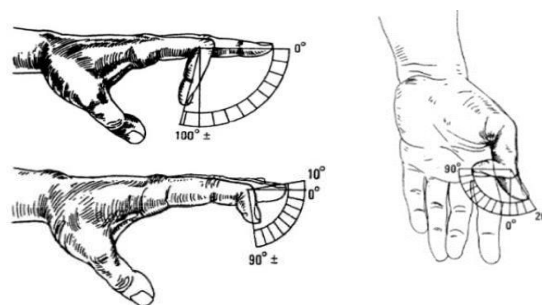


Figura 4: Límite de movimiento articulaciones interfalángicas.

El rango de valores obtenidos según [4] es $X \in [55,93]$ e $Y \in [65,120]$, ambos en milímetros. También se ha estudiado el grosor de la palma (Z), resultando $Z \in [20, 30]$ (Figura 5)

En cuanto a los dedos, los largos mínimos y máximos se muestran en la Tabla 1. Con respecto al grosor (W), el máximo encontrado es de 25 mm y el mínimo de 8 (Figura 5).

3 ESTADO DEL ARTE

Las prótesis de mano se dividen en dos grandes grupos: prótesis estéticas y prótesis funcionales. Las primeras son aquellas que como su nombre indica cumplen únicamente una función estética, es decir no pueden ejercer ningún tipo de movimiento. Las segundas, por lo contrario, pueden hacer movimientos varios. Las prótesis funcionales se dividen en 5 grandes grupos: mecánicas, mioeléctricas, eléctricas, neumáticas e híbridas, según la forma de transmitir el movimiento, siendo las mecánicas y las mioeléctricas las más utilizadas en el mercado actual.

A continuación se hace una descripción de los mecanismos de accionamiento utilizados para las prótesis de mano y del estado del mercado actual.

3.1 MECANISMOS DE ACCIONAMIENTO

Actualmente se están utilizando principalmente cuatro mecanismos de accionamiento: el basado en tendones, el que usa un motor en cada articulación, el de transmisión por poleas y el de barras. En este caso nos hemos centrado en el mecanismo basado en tendones, que, es un mecanismo de accionamiento que funciona como los tendones de los dedos de la mano humana. En el caso de la extensión con mecanismos de accionamiento basados en tendones, esta puede ser controlada o no controlada. En el primer caso, la extensión se realiza normalmente con muelles en las articulaciones, o bien con el recubrimiento de la articulación con un material elastomérico.

3.2 ESTUDIO DEL MERCADO ACTUAL

El mundo de las prótesis, tanto de miembro inferior como de miembro superior, ha evolucionado de forma acelerada en los últimos años, ya sea en investigación con nuevos materiales, en los actuadores, los movimientos, la estética, entre otros aspectos.

Esta evolución implica un aumento de precio de las prótesis. Es también importante destacar que en general la investigación se ha centrado en prótesis de

Tabla 1: Medidas del largo de los dedos.

Dedo	Mínimo [mm]	Máximo [mm]
Pulgar	39	54
Índice	60	82
Corazón	67	93
Anular	63	87
Meñique	49	68

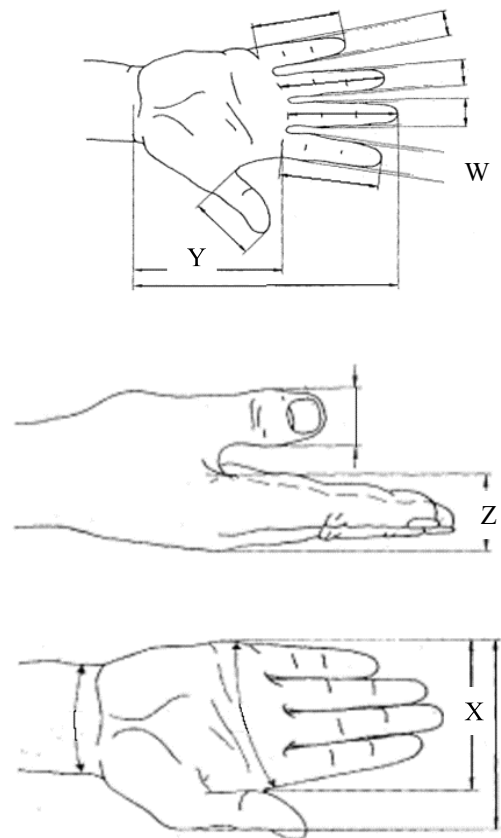


Figura 5: Medidas estudiadas en el estudio antropométrico.

mano para adultos, ya que, como se ha comentado anteriormente, en el caso de niños y adolescentes en etapa de crecimiento, el uso de la prótesis se reduce de hasta 10 años a solamente 1-2 años. Es por esto que el mercado de prótesis para adultos está muy desarrollado mientras que en el caso de prótesis para niños las opciones son más limitadas.



Figura 6: ejemplos de prótesis de mano pediátricas. a) UCLA CAPP de Hosmer; b) Child Dorrance 200 de Hosmer; c) 2000 de Ottobock; d) 99P de Hosmer; e) CHILD CAPP de Hosmer.

En la Figura 6 se muestran 5 prótesis de mano diseñadas para uso pediátrico, cuyos problemas principales son: la poca apertura del movimiento de pinza, el peso, la falta de opciones al escoger la medida que más se adapta al paciente y el precio que oscila entre los 9.000 y los 15.000 €.

La intención principal de este trabajo es diseñar una prótesis de mano que pueda tener las funcionalidades propias de una prótesis de mano para adultos, cuyo precio elevado quede compensado por la posibilidad de alargar la prótesis anualmente. Para hacerlo se propone un diseño que permite adaptar la medida de la prótesis mediante la adición de piezas. Este diseño podría usarse para las prótesis de mano para adultos ya existentes pudiendo ser utilizadas también para niños en su etapa de crecimiento.

4 DISEÑO PROPUESTO

Para hacer el diseño de la prótesis primero se han definido las características que ésta ha de cumplir.

Primero se ha decidido que la prótesis ha de ser lo más parecida posible a una mano real, es decir, tendrá 5 dedos con 3 articulaciones cada uno y una palma. También con el mismo propósito, esta ha de poder cubrirse con un guante de látex que la dará un color, grosor y textura similares a la mano del usuario.

En este diseño no se ha incluido la articulación de la muñeca, y se ha limitado el peso de la estructura exterior a 200 g, así, posicionando los motores y las baterías fuera de la mano (en el antebrazo o brazo) se reduce el peso de la prótesis.

En cuanto a los mecanismos de movimiento se ha decidido hacer un diseño basado en tendones con el mecanismo "Dogleg Link". Finalmente, para el crecimiento de la prótesis se ha decidido diseñar una estructura modular, cuyas piezas sean independientes y puedan juntarse de la forma más adecuada para cada usuario.

4.1 DISEÑO DE LA PALMA

Como ya se ha comentado, se desea diseñar una prótesis modular, es decir que tenga unas piezas que puedan unirse de forma diferente para cada usuario.

Para la palma se han diseñado 6 piezas, 4 de estas son fijas y unidas forman la palma con las medidas mínimas encontradas en el estudio antropométrico. Esta palma inicial tiene medidas de 55 mm de ancho y 65 mm de largo (Figura 7).

Para hacer crecer la palma a lo ancho, se han diseñado piezas con 3 medidas distintas, de 3 mm, 5 mm y 10 mm de ancho. Estas piezas se posicionan como se muestra en la Figura 8 en el centro de la palma.

Para el crecimiento del largo de la palma se han diseñado 2 piezas. Una de ellas va posicionada en los extremos de la palma, variando el largo, mientras que la segunda va posicionada en la parte central (Figura 9). Esta segunda pieza ha de tener distintas medidas de ancho y de largo, para adaptar la palma al crecimiento en estas dos direcciones. Es por esto que la pieza central tiene 9 posibles medidas, según las combinaciones entre los largos 3, 5 y 10 mm y los anchos 3, 5 y 10 mm. En cuanto a la pieza lateral, esta tiene un largo que equivale a la mitad del ancho de la palma inicial y tres medidas de alto de 3, 5 y 10 mm.

4.2 DISEÑO DE LOS DEDOS

Primero se han diseñado unas piezas para el posicionamiento de los dedos en la palma. Estas piezas pueden verse en la Figura 10 y se han diseñado para poder posicionar los dedos en el lugar de la palma que más se adapte a las necesidades del usuario.

Una vez diseñada la pieza para el posicionamiento de los dedos, se ha pasado al diseño de estos. Después del estudio antropométrico se decidió diseñar todos los dedos con la medida mínima de ancho encontrada en el estudio, así, las personas con los dedos más finos podrán utilizar la prótesis y aquellas personas



Figura 7: Montaje de las piezas fijas de la palma.



Figura 8: Posicionamiento de las piezas para el crecimiento a lo ancho.

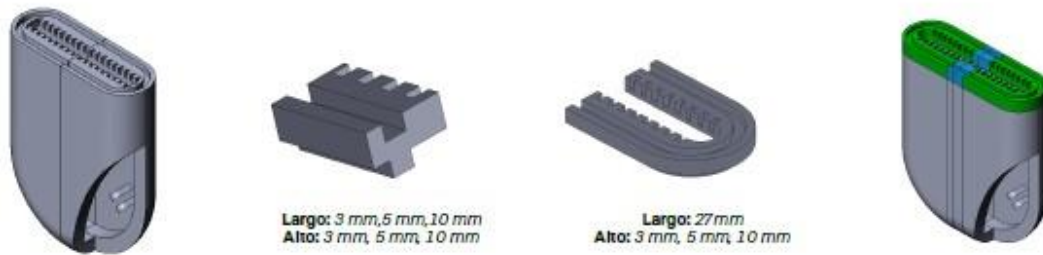


Figura 9: Posicionamiento de las piezas para el crecimiento a lo largo.

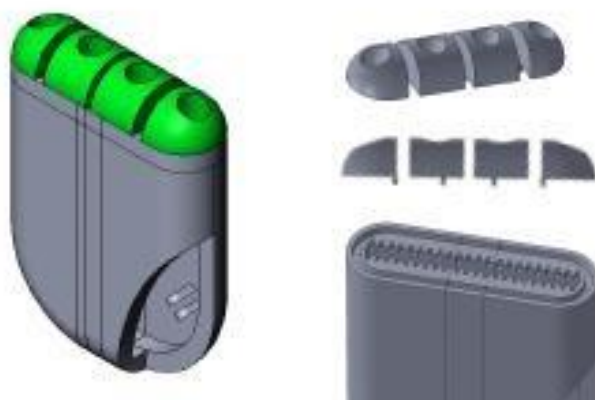


Figura 10: Piezas para el posicionamiento de los dedos índice al meñique.

con los dedos más gruesos simplemente tendrán que añadir más grosor al guante de silicona con el que se podrá cubrir la prótesis.

Cada falange está formada por la combinación de tres piezas, dos de ellas son piezas fijas que juntas tienen la longitud mínima de falange encontrada en el estudio antropométrico realizado, la tercera pieza es la que da la longitud que el usuario necesita. Esta pieza se ha fabricado con 3 medidas distintas (1 mm, 3 mm, 5 mm) y su posicionamiento en la falange puede verse en la Figura 11.

4.3 DISEÑO DEL MECANISMO DE MOVIMIENTO

El mecanismo de movimiento seleccionado es el basado en tendones, con la configuración *Dogleg link* (Figura 12). Para la flexión de los dedos índice al meñique se utiliza un solo motor que, mediante poleas, permitirá que todos los dedos ejerzan una misma presión sobre el objeto que se quiera agarrar.

Para la extensión se ha puesto un tendón elástico que, cuando el motor deje de ejercer par, mueva los dedos a su posición inicial.

4.4 CÁLCULO DE FUERZAS

Para tener una idea de cómo han de ser los actuadores que se han de utilizar para el movimiento de la mano se han realizado los cálculos de tensiones para todos los dedos.

Según [3] el promedio de fuerza que puede ejercer una persona adolescente es de 6 kg repartida entre los dedos índice al meñique, resultando una fuerza normal de 14,72 N a ejercer por cada uno de los dedos.

Una vez que se ha definido la fuerza de contacto máxima que podrán ejercer los dedos sobre el objeto que se desea agarrar, se ha calculado la fuerza de tensión que tendrá que realizar el actuador. En la Figura 13 se muestra el diagrama de distribución de fuerzas a partir del cual se ha calculado la fuerza T de tensión.

Esta fuerza T se ha calculado mediante el sumatorio de momentos respecto al punto B,

$$\sum M_B = 16N - 6T_y - 4T_x = 0 \quad (1)$$

De la ecuación 1 se ha obtenido el valor de T en función del ángulo α de flexión del dedo,

$$T = \frac{16N}{6\cos\alpha + 4\sin\alpha} \quad (2)$$

Con la ecuación 2 se ha calculado el valor de la tensión en las dos situaciones límite, la situación de flexión máxima del dedo ($\beta=90$) y la situación de extensión máxima del dedo ($\beta=180$), considerando que la tensión máxima a efectuar por el motor era de 58,88 N en la situación de extensión máxima.

Una vez que se ha calculado la fuerza de tensión que ha de recibir cada uno de los dedos, se ha calculado el par que ha de hacer el actuador mediante el diagrama de fuerzas que se muestra en la Figura 12 y que representa el mecanismo "Dogleg Link". Suponiendo el peor de los casos, en que todas las tensiones transmitidas a los dedos por el motor están orientadas verticalmente, se obtiene que la fuerza máxima a ejercer por el motor es 4 veces la tensión, siendo esto equivalente a una F_{\max} de 235,5 N.

Para calcular el par que tendrá que ejercer el motor para que los tendones reciban la tensión máxima, se ha utilizado una polea de 1 cm de radio, dando un par motor de 2,35 Nm.

Los cálculos anteriores se refieren a los dedos índice al pulgar, y se ha seguido el mismo procedimiento para el cálculo de tensiones del dedo pulgar. En la Figura 14 se puede ver el diagrama de distribución de fuerzas, la tensión que se ha de ejercer sobre el dedo pulgar es función del ángulo de flexión,

$$T = \frac{22N}{13\cos\alpha + 4\sin\alpha} \quad (3)$$

Con la ecuación 3 se puede calcular la tensión máxima que ha de ejercer el motor para que el pulgar pueda realizar una fuerza de 14,72 N sobre el objeto que el usuario quiera agarrar, siendo esta tensión de 80,96 N.

Finalmente, mediante el mismo procedimiento que en el caso de los dedos índice al meñique, se ha calculado a partir de la tensión, el par motor a realizar por el actuador, siendo este de 0,81 Nm.

Así pues, la prótesis de mano tendrá que estar dotada de 2 motores, un motor para el movimiento de los dedos índice al meñique, con un par limitante de 2,5 Nm y un motor para el movimiento del pulgar con un par limitante de 0,81 Nm.



Figura 11: Posicionamiento de las piezas para el crecimiento a lo largo de las falanges.

4.5 ELECCIÓN DEL MATERIAL

Para la elección del material se han considerado 7 opciones: aluminio, fibra de carbono, titanio, nylamid, polímero de ABS, material compuesto de fibra de carbono y kevlar, y ortocarbono. Los criterios considerados para la selección del material ha sido principalmente la limitación del peso de la estructura a 200 g, la resistencia, el precio y la facilidad de obtención del material.

Así pues, la primera selección de materiales se hizo con la limitación de peso de 200 g y todos aquellos materiales que daban un peso mayor a la prótesis se han descartado.

Con esta primera selección, los materiales restantes son la fibra de carbono, el polímero de ABS, el ortocarbono y el material compuesto de fibra de carbono y kevlar. De entre estos 4 materiales, se descartó primero el ABS por ser el menos resistente y el ortocarbono por ser el más difícil de obtener, ya que se trata de un material en investigación. Finalmente, entre la fibra de carbono y el material compuesto de fibra de carbono y kevlar, se ha decidido utilizar el segundo, por tener unas muy buenas propiedades mecánicas y un precio muy parecido al de la fibra de carbono.

4.6 RESUMEN DEL DISEÑO

Se ha diseñado una prótesis de mano que se adapta al crecimiento de los niños, desde los 4 años hasta el final de su edad de crecimiento (Figura 15). El peso de la estructura de la prótesis es de 150 g y estaría fabricada con material compuesto de fibra de carbono y kevlar. El estudio de fuerzas y tensiones se ha hecho para que la mano pueda ejercer una presión de 6 kg repartidos entre los dedos del índice al meñique. La mano tiene tres movimientos independientes, movimiento de flexión y extensión de los dedos índice al meñique, movimiento de flexión y extensión del pulgar y movimiento de abducción y aducción del pulgar, pudiendo realizar tres tipos de agarre, el agarre en pinza, el agarre cilíndrico y el agarre de gancho (Figura 16).

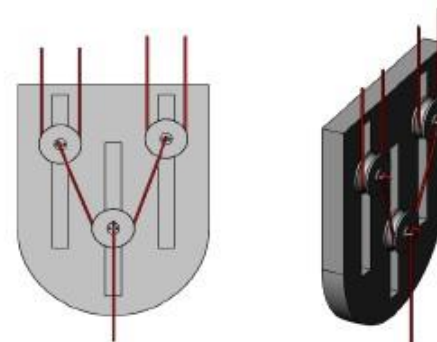


Figura 12: Mecanismo de transmisión *Dogleg Link*.

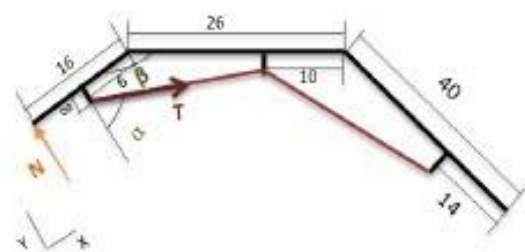


Figura 13: Esquema de fuerzas para el cálculo de las tensiones del dedo índice al meñique.

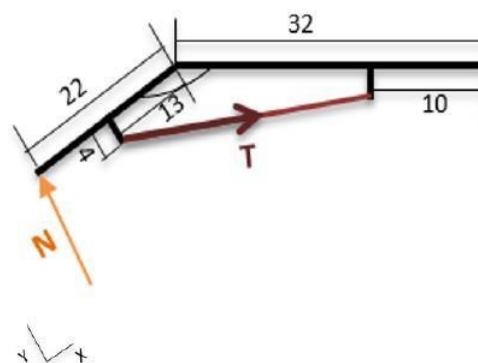


Figura 14: Esquema de fuerzas para el cálculo de las tensiones del pulgar.

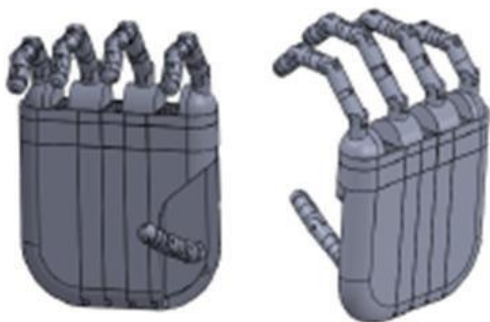


Figura 15: Diseño de prótesis de mano propuesto.

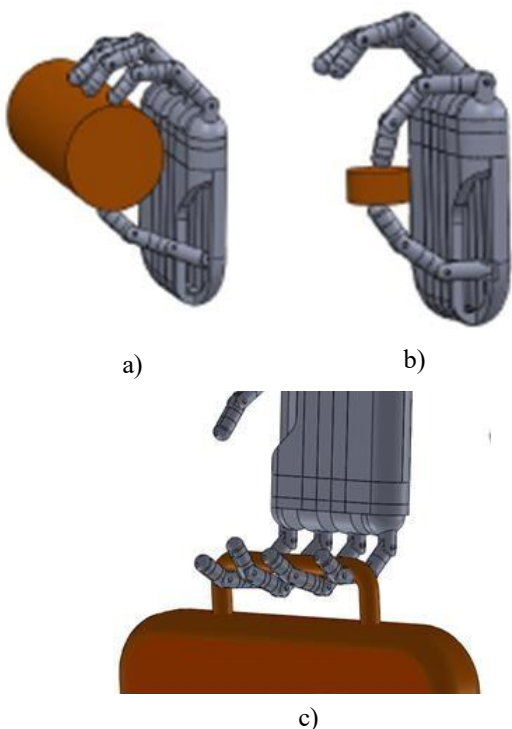


Figura 16: a) Agarre cilíndrico; b) agarre de pinza; c) agarre de gancho.

5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Durante el estudio del estado del arte para el diseño de la prótesis se ha visto que existe una necesidad real de investigación en el mundo de la prótesis pediátrica, tanto en nuevos materiales como en funcionalidades.

En el ámbito de la prótesis pediátrica el crecimiento de los niños hace que sus prótesis no puedan tener tantas funcionalidades como las de los adultos porque esto implicaría un precio muy elevado, por ello se opta por hacer prótesis más básicas y que en muchos casos no cumplen las necesidades reales del usuario. Con el diseño propuesto podría hacerse una prótesis infantil con más funcionalidades y aunque el precio sea superior, este se compensa con una mayor vida útil del producto.

En cuanto al trabajo futuro, queda por hacer el diseño de la electrónica y el control, y construir posteriormente un prototipo, para que los posibles usuarios puedan probar si el mecanismo de crecimiento es adecuado, tanto para ellos como para sus familias.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Gobierno de España a través de los proyectos DPI2013-40882-P y DPI2016-80077-R.

Referencias

- [1] David Lloberas (2008), <http://www.europapress.es/catalunya/noticia-hospital-sant-joan-deu-implanta-primera-mano-bionica-adolescente-europa-20080122141447.html>
- [2] Marisa Cabrera, (2012) <http://www.elperiodico.com/es/noticias/sociedad/manos-magicas-2239033>
- [3] Pamela Escalona PA, Jannette Naranjo O, Veronica Lagos S y Fresia Solís F, (2009), Prámetros de prensión de mano en sujetos de ambos sexos de 7 a 17 años de edad.
- [4] Richard G.Snyder, Lawrence W. Sheider, Clyde L. Owings, (1978), *Infant, Child and Teenager Anthropometry For Product Safety Design.*
- [5] Taylor G.L., Schwartz R.J., (1955), *The Anatomy and Mechanics of the Human Hand*
- [6] Vladimir Zatsiorsky, (1998), *Kinematics of human motion*