

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

DOI: <http://dx.doi.org/10.35381/s.v.v3i6.306>

Prótesis antropomórfica multifuncional para pacientes con deformaciones en la mano

Multifunctional anthropomorphic prosthesis for patients with deformations in the hand

Edison Patricio Salazar Cueva

edison.salazar@utc.edu.ec

Universidad Técnica de Cotopaxi
Ecuador

<https://orcid.org/0000-0003-4395-0164>

Angel Guillermo Hidalgo Oñate

angel.hidalgo@utc.edu.ec

Universidad Técnica de Cotopaxi
Ecuador

<https://orcid.org/0000-0002-2804-7930>

Tania Karina Berrazueta Espin

tania.berrazueta5166@utc.edu.ec

Universidad Técnica de Cotopaxi
Ecuador

<https://orcid.org/0000-0001-7120-5327>

Jorge David Freire Samaniego

jorge.freire@utc.edu.ec

Universidad Técnica de Cotopaxi
Ecuador

<https://orcid.org/0000-0003-0379-8225>

Benjamín Belisario Chavez Rios

Benjamin.chavez0374@utc.edu.ec

Universidad Técnica de Cotopaxi
Ecuador

<https://orcid.org/0000-0003-4395-0164>

Recibido: 23 de abril 2019

Aprobado: 30 de mayo del 2019

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

RESUMEN

La deformación de las extremidades en los infantes es una problemática latente que no discrimina. Por tanto, en este trabajo de investigación se describe el diseño de una prótesis multifuncional que consiga un equilibrio entre la satisfacción del usuario y un costo de inversión reducido. Mediante la técnica de escaneo en triangulación se obtiene el modelo de la mano, que constituye la base para el desarrollo físico del dispositivo. Teniendo en cuenta los criterios de diseño que requiere el paciente (movimiento, flexión, estética), se ha incorporado un prototipo que cumple con el antropomorfismo (tanto en apariencia estática como dinámica); bajo peso; bajo consumo de energía (para una mayor duración de la batería incorporada); modularidad (para asegurar menores costos y fácil mantenimiento) y funcionalidad (para que tenga un desempeño adecuado). Adicional, se presenta un análisis del impacto social, económico y técnico que esta propuesta contribuye.

Descriptores: Deformación de mano; Prótesis pediátrica; Modelado 3D.

SUMMARY

The deformation of the extremities in infants is a latent problem that does not discriminate. Therefore, this research paper describes the design of a multifunctional prosthesis that achieves a balance between user satisfaction and a reduced investment cost. By means of the triangulation scanning technique, the hand model is obtained, which forms the basis for the physical development of the device. Taking into account the design criteria required by the patient (movement, bending, aesthetics), a prototype that complies with the anthropomorphism (both static and dynamic) has been incorporated; under weight; low power consumption (for longer battery life); modularity (to ensure lower costs and easy maintenance) and functionality (so that it has an adequate performance). Additionally, an analysis of the social, economic and technical impact that this proposal contributes is presented.

Descriptors: Hand deformation; Pediatric prosthesis; 3d modeling.

INTRODUCCIÓN

Dentro de los problemas de salud que agobian al ser humano se encuentra el desarrollo de anomalías congénitas, como es el desarrollo de deformaciones [1]. Una deformidad es conocida también como malformación y se la identifica en una parte del cuerpo u órgano, por su diferencia al compararla con la forma promedio que debería tener [2,3]. Por lo general se forman en el recién nacido (el 3% a nivel

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

mundial, ya nace con una) y se van desarrollando a lo largo de su vida [4]. Se presentan con mayor frecuencia en las extremidades inferiores, cuando el niño se encuentra en el proceso de aprendizaje al caminar y en las extremidades superiores en la sujeción de objetos [5]. Las deformidades de la mano varían de intensidad, una menor puede ser una desproporción en el dedo y una severa, la carencia total de huesos y músculos [6,7].

También se debe considerar deformaciones crónicas, como es el caso de una amputación, la cual consiste en la pérdida de una extremidad y se suele causar por enfermedades vasculares, traumatismos, tumores, entre otras [8]. La amputación es una condición médica que resulta luego del tratamiento fallido para eliminar una patología, mas no producto de la patología como tal [9]. Además del problema físico que se produce para la persona, se debe adicionar el trauma psicológico y emocional que puede producirse, ya que podría generar un rechazo o discriminación social, además de una disminución de su autoestima [10-13]. Cuando un infante posee una deformidad o amputación parcial o total de su mano, se recomienda acudir a un especialista quien podrá brindarle asesoría sobre una cirugía reconstructiva o la incorporación de prótesis [14,15]. Ya que como se puede evidenciar en [16], utilizar un dispositivo artificial en una edad temprana es muy relevante, para su desarrollo mental, ya que existen efectos psicológicos asociados en los infantes.

En la búsqueda de mejorar la calidad de vida de los pacientes, la influencia que presenta la tecnología en la medicina es cada vez mayor, dado que la viabilidad de la implementación de prótesis biónicas ha incrementado gracias a la inserción de materiales y mecanismos más sofisticados. Como base para este estudio se presenta el estudio realizado en [17], donde se elabora una prótesis de mano utilizando silicona como materia prima. En este prototipo personalizado se utilizaron alambres flexibles modificados para proporcionar un movimiento interfalángico pasivo. Este dispositivo fue probado en un paciente masculino que presentó una mejora emocional por la apariencia de su mano, comodidad y una mayor facilidad para desarrollar sus actividades cotidianas. Por su parte, en el proyecto de

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

investigación de [18], se describe el diseño de una prótesis sensorizada confiable y de fácil uso, que sostiene resultados a futuro. La mano se construye en base a un mecanismo de transmisión que implementa una actuación semindependiente de la abducción/aducción del pulgar y de la flexión/extensión del índice, por medio de un solo actuador. La versión actual de esta prótesis se sometió a pruebas de durabilidad y una evaluación preclínica que involucró a un amputado transradial. Por tanto, este artículo se organiza de la siguiente manera: la introducción en la sección 1, en la sección 2 se muestra la metodología utilizada. En la sección 3 se presenta el estudio de caso y en la sección 4 el diseño del prototipo. El impacto producido y las conclusiones se describen en las secciones 5 y 6 respectivamente.

Metodología

Antropometría de la mano

Para realizar este análisis se han tomado las medidas de la mano derecha de 6 infantes de entre 4 y 6 años. Para obtener la medición del ancho de la palma, se determina la longitud entre la parte inferior y exterior a la altura de los nudillos. También se tiene que el largo de la palma, es la distancia en dirección perpendicular entre el nudillo del dedo anular y la muñeca. Además de tomarse en cuenta el grosor de la palma y los valores mínimos y máximos del largo de cada uno de los dedos, como se describe en la Tabla 1.

Movimientos articulares

La mano de un ser humano posee distintas articulaciones, que a su vez poseen distintos movimientos y sus respectivas limitaciones. La articulación trapezometacarpiana se encuentra entre la palma y el dedo pulgar y sus límites de movimiento de extensión y abducción son de 90° y 70° respectivamente. (Figura 1) [6]. De forma similar la articulación metacarpofalángica del pulgar, posee 50° y 0° como límites de los movimientos de flexión y extensión respectivamente. Al tratarse de los demás dedos (del índice al meñique), los límites son 90° para realizar el movimiento de flexión, 45° para extensión y 20° para abducción. Adicional se tiene

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

que las articulaciones interfalángicas poseen entre 90° y 100° para flexión y entre 0° y 20° para extensión. En el caso de los movimientos coordinados que la persona requiere son: el agarre cilíndrico, de gancho, de palma y de lado. Mediante estos movimientos básicos, la prótesis le permite al paciente realizar independientemente las acciones de abducción del pulgar y tanto flexión como extensión de todos los dedos de su mano.

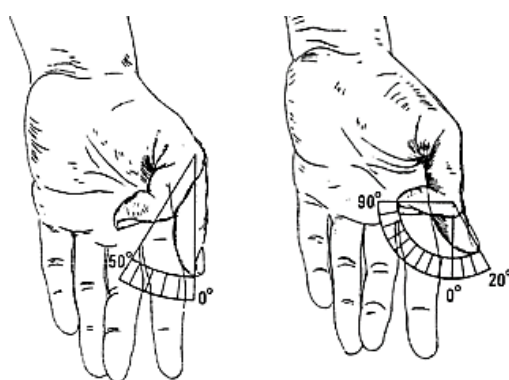


Figura. 1. Grados de flexión de las falanges del pulgar.

Tabla 1. Medidas del largo y ancho de los dedos.

Dedo	Tamaño mínimo [mm]	Tamaño mínimo [mm]
Pulgar	31.7	42.1
Índice	46.1	59.8
Medio	54.9	68.0
Anular	47.6	60.8
Meñique	38.3	48.8

Estudio de Caso

Una niña de 4 años de edad, que fue remitida de un centro de rehabilitación corporal de la ciudad de Latacunga, Ecuador. Dicha paciente presenta una deformación en el falange proximal y falange distal del dedo pulgar de su mano derecha, como se puede apreciar en la Figura 2. Dicha malformación ha estado presente en la persona durante toda su vida, pero al pasar los años se ha ido incrementando, lo cual actualmente representa motivo de incomodidad y recelo ante su familia y sociedad

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

en general. La evaluación de la extremidad demuestra que no posee la misma fuerza muscular de su mano izquierda, el rango de movimiento y la capacidad sensorial se encuentra sesgados, lo cual dificulta el desarrollo de sus actividades cotidianas. Al realizar la escala analógica visual (VAS por sus siglas en inglés) la cual permite medir la intensidad del dolor con la máxima reproductibilidad entre los observadores, se obtuvo un valor de 2/10 (mínimo dolor). Siendo la expectativa del paciente llegar a tener una extremidad con una mejor estética y funcionalidad.

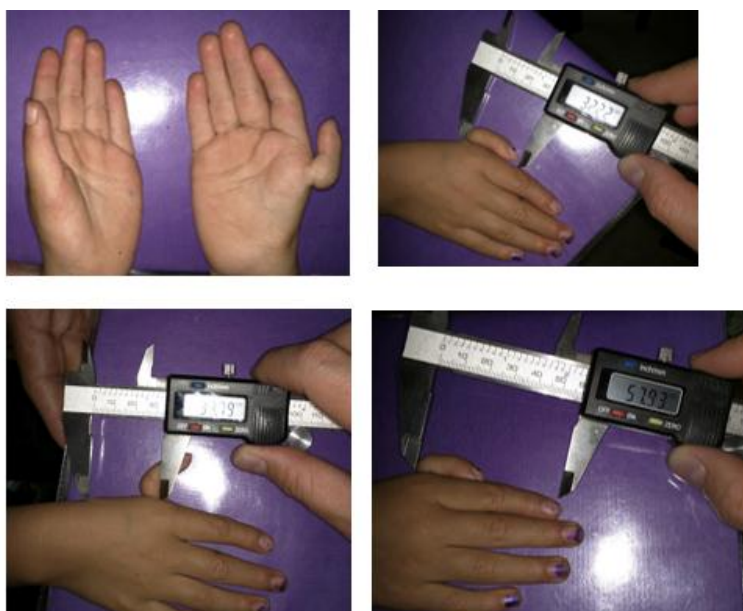


Figura. 2. Medición de la longitud de los dedos de la mano de la paciente.

Diseño del prototipo

Escáner 3D sin contacto

Las técnicas activas suelen ser más precisas que las pasivas, además que son las apropiadas para el escaneo en distancia corta; para este caso se ha seleccionado el escaneo de triangulación. En el desarrollo de esta técnica se emite luz láser para establecer la forma y posición de un objeto, mediante una cámara se localiza la traza laser proyectada sobre dicho objeto. Es así que el emisor laser, la cámara y la traza proyectada sobre el objeto establecen un triángulo, como se aprecia en la Figura 3.

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

Para las pruebas de escaneo se utiliza un dispositivo scanner 3D sense, cuyas principales características se presentan en la Tabla 2.

Modelado 3D

Para realizar el diseño del prototipo en 3D, las partes que conforman la prótesis han sido modeladas utilizando el software CAD SolidWorks. De esta forma además de modelar piezas, se puede extraer los planos respectivos que permiten obtener información relevante para el proceso de producción. Se trata de plasmar la idea que un especialista aporta sobre la anatomía de las extremidades superiores por medio del diseño CAD en la virtualización de la prótesis. Para realizar una extremidad con un mayor realismo se tomó en cuenta los movimientos, grados de acción y la retracción que deben cumplir cada uno de los dedos.

Tabla 2. Características técnicas del dispositivo escáner utilizado.

Ítem	Detalle
Sistemas operativos compatibles	Windows 8 o posterior
Volumen Para Escaneo	Min: 0.2m x 0.2m x 0.2m Máximo: 2m x 2m x 2m
Rango de operación	Min: 0.2m Máximo: 1.6m
Tamaño de la imagen Profundidad	640 (ancho) x 480 (alto) píxeles
Tamaño de la imagen en color (resolución del color)	1920 (ancho) 1080 (alto) píxeles
Campo de visión	Horizontal: 45 ° Vertical: 57.5 °
Rendimiento máximo de la imagen	30 fps (cuadros por segundo)

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

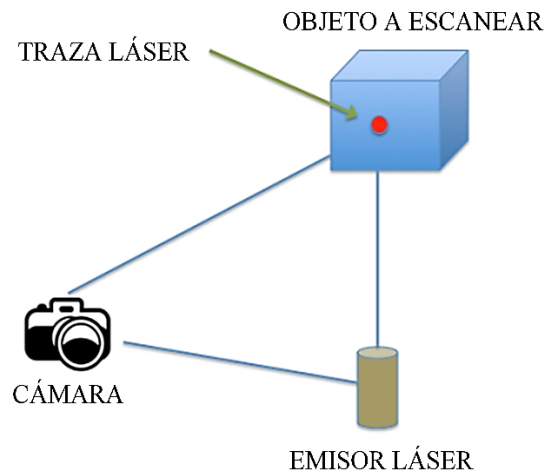


Fig. 3. Estructura de un escáner de triangulación.

En el diseño mecánico se ha contemplado el conjunto de eslabones, que integra varias piezas, como se muestra en la Figura 4; así como los accionamientos que deben producirse con la inserción de tensores, que son emulados mediante hilo nylon. Además, se incorpora secciones de hilo elástico que permiten realizar la extensión de las falanges y los dedos; así se consigue los movimientos de extensión, retracción y sujeción de objetos. En la Figura 5 se muestra el diseño de la mano, que está lista para el proceso de impresión.

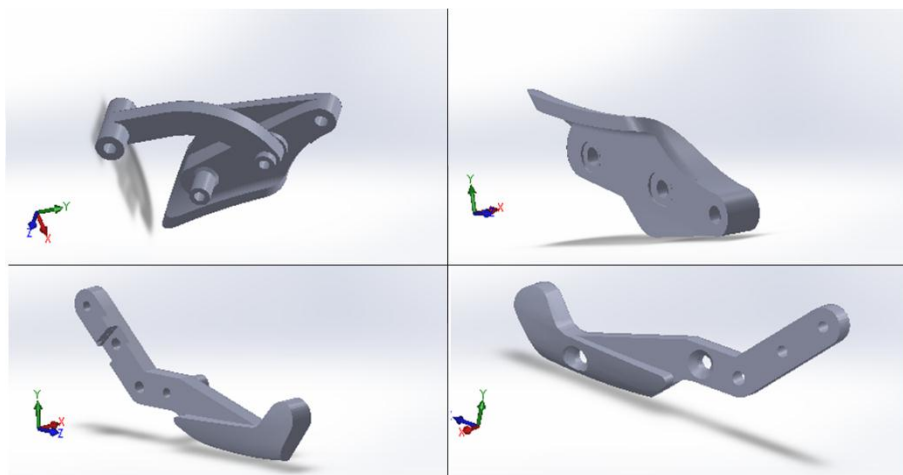


Fig. 4. Diseño mecánico del conjunto de eslabones.

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

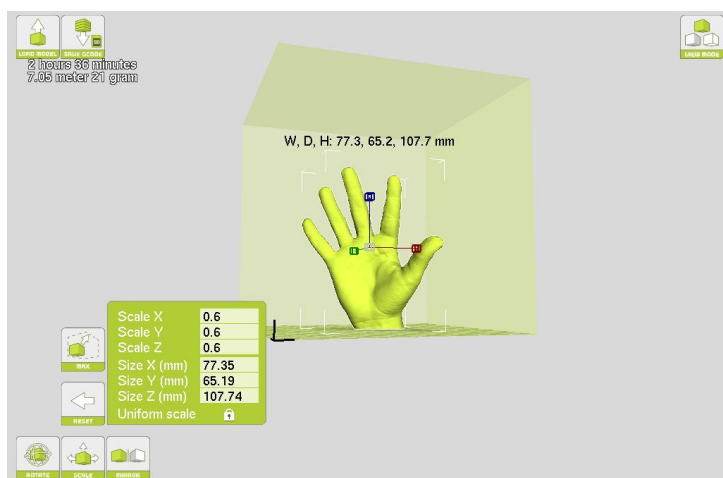


Fig. 5. Diseño final del prototipo.

Impresión 3D

Se importa el diseño y se carga en el software Cura, el cual se encarga de trasladar la imagen a un conjunto de coordenadas en los planos X, Y y Z. Dichas coordenadas son convertidas a lenguaje de programación abierto (denominados códigos G) y con esto se consigue localizar el origen de los ejes. Utilizando una impresora 3D PrintrBot Simple, se utiliza como materia prima el plástico PLA en diversas capas superpuestas, con un espesor aproximado de 0.2 mm. El cabezal se va desplazando varias veces sobre los 3 ejes, hasta obtener el objeto solido modelado. En la Figura 6 se muestra el proceso de impresión de la prótesis diseñada. Las principales características de la impresora utilizada se describen en la Tabla 3.

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

Tabla 3. Características técnicas de la impresora 3D.

Ítem	Detalle
Volumen de construcción X-Y-Z	150 mm x 150 mm x 150 mm
Resolución de impresión	50 micrones
Velocidad de impresión	80 mm / s max recomendado
Filamento	1.75mm PLA y ABS (con cama de calentamiento)
Extrusora	Extrusora de Aluminio (accionamiento directo) y boquilla extrusora de 0.4 mm
Cama de impresión	Temperatura ambiente y máxima de 80°C
Electrónica	Printrbot Rev F Printrboard con conexión micro-USB y ranura para tarjeta micro SD.
Software	Printrbot no posee software propietario, pero recomienda Cura (Disponible para descarga gratuita).

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

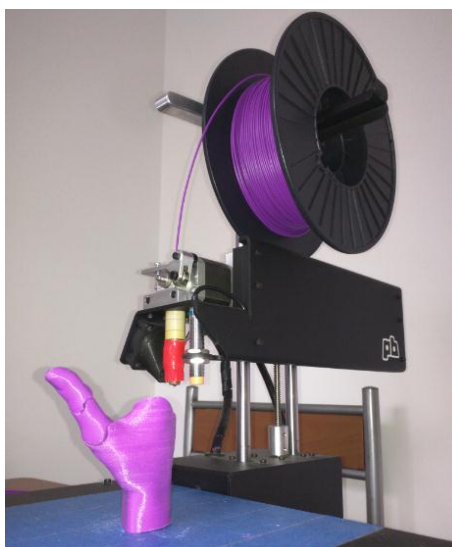


Figura. 6. Proceso de impresión de la prótesis pediátrica.

Programa de control

La programación que se encarga del movimiento de la prótesis está basada en el lenguaje de código abierto de Arduino. A través de comandos se realiza el cambio de posición de los servomotores que necesitan una señal digital para cambiar sus estados; siendo dirigido por las señales analógicas obtenidos por los sensores y un acondicionamiento de análogo a digital requerido. Mediante el movimiento sincronizado de los servomotores colocados en cada uno de los dedos de la prótesis se consigue realizar las tareas planteadas en el paciente.

Análisis del impacto

En la Figura 7 se muestra a la paciente recibiendo las indicaciones de uso de la prótesis y una inducción a sus familiares sobre el diseño realizado, los materiales y contraindicaciones que se deben tener en cuenta. A continuación, se describen los beneficios en los ámbitos social, técnico y económico que se han definido con esta propuesta implementada.

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios



Figura. 7. Presentación del prototipo final a la paciente y a sus familiares.

Social

A la par de los beneficios ergonómicos obtenidos, se facilita el desarrollo de las actividades cotidianas de la infanta, lo cual contribuye en su inclusión social. Dentro del núcleo familiar también se considera un factor importante, pues se le brinda la oportunidad de poder compartir con sus seres sin ningún tipo de recelo. Además, considerando que la paciente está inmersa en los ciclos iniciales que representan la base de su formación académica es importante que se sienta incluida en las actividades con normalidad y se evite que sea objeto de discriminación, pues una discapacidad física no influencia en su potencial intelectual y psicológico.

Técnico

El proceso de escaneo e impresión 3D establece la base para el conocimiento relacionado a la biomecánica y bioingeniería con la concepción de diseños mecánicos de una manera simplificada. Se reduce el tiempo utilizado para digitalizar objetos o seres vivos, con lo cual se pueden establecer diseños que busquen cubrir parcial o totalmente las necesidades personales de los usuarios. Mediante el concepto de escalabilidad se pueden determinar materiales y componentes de bajo costo, lo cual facilita el rediseño, mejoras y la producción comercial a gran escala, con la opción a productos personalizados también.

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

A la par de los beneficios ergonómicos obtenidos, se facilita el desarrollo de las actividades cotidianas de la infanta, lo cual contribuye en su inclusión social, académica y familiar.

Económico

Al poder trabajar con materiales de bajo costo, se contribuye a que el precio final para el paciente sea reducido de forma similar, lo cual en contraste con una prótesis importada o de diseño industrial representa una menor inversión.

Uno de los objetivos planteados en este proyecto es el desarrollo de este producto con búsqueda de financiamiento gubernamental y así poder a través de políticas de Estado entregarlo a personas de bajos recursos económicos que no pueden acceder a dispositivos tecnológicos de primer nivel.

Conclusiones y Trabajo Futuro

En el presente trabajo se ha descrito brevemente el proceso de diseño de una prótesis ortopédica que será utilizada por una infanta, la cual participa como el estudio de caso.

A la par de los beneficios ergonómicos obtenidos, se facilita el desarrollo de las actividades cotidianas de la infanta, lo cual contribuye en su inclusión social. Dentro del núcleo familiar también se considera un factor importante, pues se le brinda la oportunidad de poder compartir con sus seres sin ningún tipo de recelo. Además, considerando que la paciente está inmersa en los ciclos iniciales que representan la base de su formación académica es importante que se sienta incluida en las actividades con normalidad y se evite que sea objeto de discriminación, pues una discapacidad física no influye en su potencial intelectual y psicológico; que es la beneficiaria directa de esta prótesis; además se abre las puertas para diversos tipos de prótesis que se puedan ejecutar mediante lineamientos similares a los de la prótesis ergonómica de pulgar para el desarrollo de prótesis mediante el escaneo e impresión 3D, en vista de que la tecnología de este tipo ayudara a nuevos proyectos

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

con mayores grados de complejidad tal sería el caso de una persona que carezca parcial o totalmente de una de sus extremidades superiores.

REFERENCIAS CONSULTADAS

1. Kubiak, P., Siczek, K., Dąbrowski, A., y Szosland, A. (2016). Nuevo método de alta precisión para determinar la velocidad de choque del vehículo según las mediciones de la deformación del cuerpo. *Revista internacional de resistencia a los choques*, 21 (6), 532-541.
2. Wang, J., Zeng, Z., Weinberger, C. R., Zhang, Z., Zhu, T. y Mao, S. X. (2015). Observación in situ a escala atómica de la deformación dominada por el hermanamiento en tungsteno cúbico centrado en el cuerpo a nanoescala. *Materiales de la naturaleza*, 14 (6), 594.
3. Hu, X., Maiti, R., Boadi, J., Li, W., Carré, M. J., Lewis, R., ... y Matcher, S. J. (2016, marzo). Elastografía de coherencia óptica para estudios de deformación cutánea humana con almohadillas. En *Elastografía Óptica y Biomecánica de Tejidos III* (Vol. 9710, p. 97100C). Sociedad Internacional de Óptica y Fotónica.
4. Hellmund, A., Berg, C., Geipel, A., Müller, A., y Gembruch, U. (2016). Diagnóstico prenatal de la secuencia de deformación de la acinesia fetal (FADS): un estudio de 79 casos consecutivos. *Archivos de ginecología y obstetricia*, 294 (4), 697-707.
5. Graham Jr, J. M., y Sanchez-Lara, P. A. (2015). Los patrones reconocibles de Smith de la deformación humana. *Elsevier ciencias de la salud*.
6. Sugiura, Y., Nakamura, F., Kawai, W., Kikuchi, T., y Sugimoto, M. (2017, septiembre). Detrás de la palma: reconocimiento de gestos con la mano mediante la medición de la deformación de la piel en el dorso de la mano mediante sensores ópticos. En *2017 56ª Conferencia Anual de la Sociedad de Ingenieros de Instrumentación y Control de Japón (SICE)* (pp. 1082-1087). IEEE.
7. Peña-Pitarch, E., Magaña, J. F. P., Ticó-Falguera, N., Al Omar, A., Larrión, I. A., y Costa, J. V. (2019, julio). Mano humana virtual: agarre y deformación de la punta de los dedos. En *Conferencia Internacional sobre Factores Humanos Aplicados y Ergonomía* (pp. 484-492). Springer, Cham.
8. Imbinto, I., Peccia, C., Controzzi, M., Cutti, A. G., Davalli, A., Sacchetti, R., y Cipriani, C. (2016). Tratamiento de la amputación parcial de manos: una

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

perspectiva de ingeniería. Revisiones del IEEE en ingeniería biomédica, 9, 32-48.

9. Alvia, P., Bravo, G., Bustos, M. P., Moreno, G., Alfaro, R., Cancino, R., y Zagal, J. C. (2018). Evaluación funcional cuantitativa de una prótesis embebida en silicona impresa en 3D para amputación parcial de la mano: reporte de un caso. *Diario de terapia de manos*, 31 (1), 129-136.
10. D'Anna, E., Petrini, F. M., Artoni, F., Popovic, I., Simanić, I., Raspopovic, S., y Micera, S. (2017). Una prótesis de mano bidireccional somatotópica con estimulación nerviosa eléctrica transcutánea basada en retroalimentación sensorial. *Informes científicos*, 7 (1), 10930.
11. Controzzi, M., Clemente, F., Barone, D., Ghionzoli, A., y Cipriani, C. (2016). La SSSA-MyHand: una prótesis de mano mioeléctrica liviana y diestra. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25 (5), 459-468.
12. Calderón, C. A., Ramírez, C., Barros, V., y Punin, G. (2017). Diseño y despliegue del sistema de control de agarre aplicado a prótesis de mano robóticas. *IEEE Latin America Transactions*, 15 (2), 181-188.
13. Light, C. M., & Chappell, P. H. (2000). Desarrollo de una prótesis manual de ejes múltiples, ligera y adaptable. *Ingeniería médica y física*, 22 (10), 679-684.
14. M., Peck, J., Srivastava, R., Katsavelis, D., y Carson, A. (2016). Una prótesis de mano transicional impresa en 3D de código abierto para niños. *JPO: Revista de Prótesis y Ortesis*, 28 (3), 103-108.
15. Martinot-Lagarde, C., Quintero-Prigent, N., Brennetot, N., Chapuy, M., Fiat, M., Fahmy, M., y Fitoussi, F. (2016). Últimas tendencias en prótesis de extremidades superiores para niños con agenesia. *Anales de medicina física y rehabilitación*, 59, e11.
16. Ayats, M., y Suárez, R. (2017). Diseño de una prótesis de mano adaptable al crecimiento. *Actas de las XXXVIII Jornadas de Automática*.
17. Nayak, S., Lenka, P. K., Equebal, A., y Biswas, A. (2016). Prótesis de mano de silicona a medida: Un estudio de caso. *Cirugía de la mano y rehabilitación*, 35 (4), 299-303.
18. Controzzi, M., Clemente, F., Barone, D., Luciani, L. B., Pierotti, N., Bacchereti, M., y Cipriani, C. (2018, octubre). Progreso hacia el desarrollo de la prótesis de mano DeTOP: una prótesis transradial sensorizada para uso clínico. En

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

Conferencia Internacional sobre Rehabilitación Neuro (pp. 103-106). Springer, Cham.

REFERENCES CONSULTED

1. Kubiak, P., Siczek, K., Dąbrowski, A., & Szosland, A. (2016). New high precision method for determining vehicle crash velocity based on measurements of body deformation. *International journal of crashworthiness*, 21(6), 532-541.
2. Wang, J., Zeng, Z., Weinberger, C. R., Zhang, Z., Zhu, T., & Mao, S. X. (2015). In situ atomic-scale observation of twinning-dominated deformation in nanoscale body-centred cubic tungsten. *Nature materials*, 14(6), 594.
3. Hu, X., Maiti, R., Boadi, J., Li, W., Carré, M. J., Lewis, R., ... & Matcher, S. J. (2016, March). Optical coherence elastography for human finger-pad skin deformation studies. In *Optical Elastography and Tissue Biomechanics III* (Vol. 9710, p. 97100C). International Society for Optics and Photonics.
4. Hellmund, A., Berg, C., Geipel, A., Müller, A., & Gembruch, U. (2016). Prenatal diagnosis of fetal akinesia deformation sequence (FADS): a study of 79 consecutive cases. *Archives of gynecology and obstetrics*, 294(4), 697-707.
5. Graham Jr, J. M., & Sanchez-Lara, P. A. (2015). *Smith's recognizable patterns of human deformation*. Elsevier Health Sciences.
6. Sugiura, Y., Nakamura, F., Kawai, W., Kikuchi, T., & Sugimoto, M. (2017, September). Behind the palm: Hand gesture recognition through measuring skin deformation on back of hand by using optical sensors. In *2017 56th Annual Conference of the Society of Instrument and Control Engineers of Japan (SICE)* (pp. 1082-1087). IEEE.
7. Peña-Pitarch, E., Magaña, J. F. P., Tico-Falguera, N., Al Omar, A., Larrión, I. A., & Costa, J. V. (2019, July). Virtual Human Hand: Grasps and Fingertip Deformation. In *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics* (pp. 484-492). Springer, Cham.
8. Imbinto, I., Peccia, C., Controzzi, M., Cutti, A. G., Davalli, A., Sacchetti, R., & Cipriani, C. (2016). Treatment of the partial hand amputation: an engineering perspective. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 9, 32-48.
9. Alvial, P., Bravo, G., Bustos, M. P., Moreno, G., Alfaro, R., Cancino, R., & Zagal, J. C. (2018). Quantitative functional evaluation of a 3D-printed silicone-

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

embedded prosthesis for partial hand amputation: A case report. *Journal of Hand Therapy*, 31(1), 129-136.

10. D'Anna, E., Petrini, F. M., Artoni, F., Popovic, I., Simanić, I., Raspopovic, S., & Micera, S. (2017). A somatotopic bidirectional hand prosthesis with transcutaneous electrical nerve stimulation based sensory feedback. *Scientific reports*, 7(1), 10930.
11. Controzzi, M., Clemente, F., Barone, D., Ghionzoli, A., & Cipriani, C. (2016). The SSSA-MyHand: a dexterous lightweight myoelectric hand prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(5), 459-468.
12. Calderon, C. A., Ramirez, C., Barros, V., & Punin, G. (2017). Design and Deployment of Grasp Control System applied to robotic hand prosthesis. *IEEE Latin America Transactions*, 15(2), 181-188.
13. Light, C. M., & Chappell, P. H. (2000). Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis. *Medical engineering & physics*, 22(10), 679-684.
14. M., Peck, J., Srivastava, R., Katsavelis, D., & Carson, A. (2016). An open source 3D-printed transitional hand prosthesis for children. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 28(3), 103-108.
15. Martinot-Lagarde, C., Quintero-Prigent, N., Brennetot, N., Chapuy, M., Fiat, M., Fahmy, M., & Fitoussi, F. (2016). Latest trends in upper limb prosthesis for children with agenesis. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 59, e11.
16. Ayats, M., & Suárez, R. (2017). Diseño de una prótesis de mano adaptable al crecimiento. *Actas de las XXXVIII Jornadas de Automática*.
17. Nayak, S., Lenka, P. K., Equebal, A., & Biswas, A. (2016). Custom-made silicone hand prosthesis: A case study. *Hand Surgery and Rehabilitation*, 35(4), 299-303.
18. Controzzi, M., Clemente, F., Barone, D., Luciani, L. B., Pierotti, N., Bacchereti, M., & Cipriani, C. (2018, October). Progress Towards the Development of the DeTOP Hand Prosthesis: A Sensorized Transradial Prosthesis for Clinical Use. In *International Conference on NeuroRehabilitation* (pp. 103-106). Springer, Cham.

Edison Patricio Salazar Cueva; Angel Guillermo Hidalgo Oñate; Tania Karina Berrazueta Espin; Jorge David Freire Samaniego; Benjamín Belisario Chavez Rios

©2019 por los autores. Este artículo es de acceso abierto y distribuido según los términos y condiciones de la licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional (CC BY-NC-SA 4.0) (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>).