



Title: Prótesis de extremidad superior 3D bio-neumática de sujeción autoajustable a superficies no homogéneas bajo el principio de vasos comunicantes

Authors: PERALTA-MEZA, Angel, PENDONES-FERNÁNDEZ, José Angel and DURÁN-NÚÑEZ, Félix Arnoldo

Editorial label ECORFAN: 607-8695

BCIERMMI Control Number: 2021-01

BCIERMMI Classification (2021): 271021-0001

Pages: 11

RNA: 03-2010-032610115700-14

ECORFAN-México, S.C.

143 – 50 Itzopan Street

La Florida, Ecatepec Municipality

Mexico State, 55120 Zipcode

Phone: +52 1 55 6159 2296

Skype: ecorfan-mexico.s.c.

E-mail: contacto@ecorfan.org

Facebook: ECORFAN-México S. C.

Twitter: @EcorfanC

www.ecorfan.org

Holdings

Mexico	Colombia	Guatemala
Bolivia	Cameroon	Democratic
Spain	El Salvador	Republic
Ecuador	Taiwan	of Congo
Peru	Paraguay	Nicaragua

Introduction

La propuesta surge por la necesidad de desarrollar una prótesis biomecánica simple, con menos tiempo de reacción y más económica, y que ejecuten funciones cotidianas.

Introduction

Adicionalmente, se han utilizado programas informáticos interactivos con los cuales se le proporciona realimentación sensorial (biofeedback) al paciente mediante señales acústicas y visuales y se permite analizar y monitorear algunas funciones motoras (Chevallereau, 2003)

Las contracciones musculares lentas representan un desafío en el diseño de prótesis mioeléctricas, debido a sus bajos niveles de activación y a la dificultad en su diferenciación con diferentes patrones de la señal. El interés por este tipo de contracciones se basa en que la prótesis podrá realizar movimientos más finos y con poca intensidad de fuerza. 49 (Villarejo Alcalde, Bastos, Godinez, & Frisera, 2015)

Introduction

No obstante, también Peerdeman indica otras deficiencias importantes que es la apariencia, el confort y sobre todo la funcionalidad, son las principales causas del rechazo de las prótesis por los usuarios también indica algo importante que las necesidades resultantes incluyen un mayor número de funciones, menores tiempos de reacción y ejecución e intuición de los sistemas de control y retroalimentación (Peerdeman, 2011) Se entiende que, los músculos neumáticos no pueden ser adoptados en aplicaciones industriales donde la alta repetibilidad, alta precisión de posicionamiento, alta velocidad y alta durabilidad son necesarios (Gabrio Antonelli, Beomonte Zobel, D'Ambrogio, & Durante , An Analytical Formula For De Mckibben Pneumatic Muscles, 2018) También han estudiado algunas tareas comunes de la vida diaria, como tender la cama, el agarre de objetos, el uso de un cierre y de cubiertos, entre otros, son de gran relevancia para los amputados (Sensinger, 2009).

control individual de los dedos. Otras, seleccionan diferentes agarres de forma discreta. En todas ellas el control individual de los dedos es cercano al natural, pero es más complejo y menos intuitivo. (Villarejo Mayor, Mamede Costa, Frizzera-Neto, & Freire Bastos, 2017) En resumen, muchos trabajos han utilizado señales sEMG (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007) para lograr identificar con exactitud diferentes posiciones de la mano. Por lo cual se entiende que se precisa un sistema más intuitivo que facilite las tareas de agarre y sujeción.

Introduction

La tendencia según (Páez Chingal & Gaviria López, mayo 2017) es fabricar las prótesis adaptativas en su agarre, con mayor autonomía y retroalimentadas en tiempo real que clasifica según antropomorfismo, funcionalidad en la destreza y controlabilidad. En esto último se han incorporado mayor número de sensores, estructuras cinemáticas de los dedos más reales, pero esto ha traído controles más complejos.

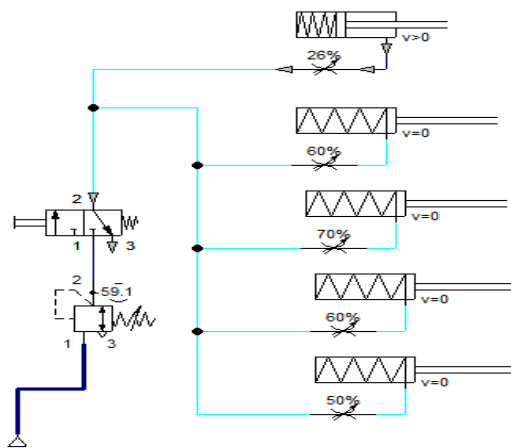
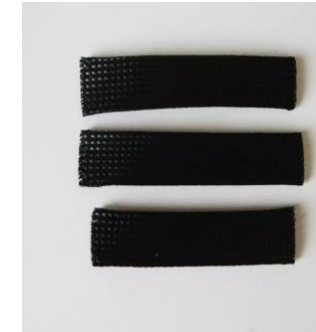
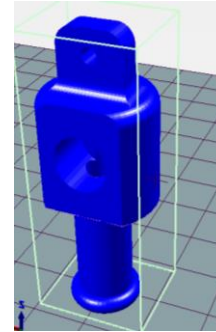
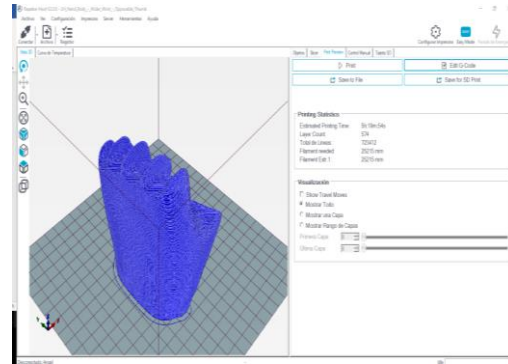
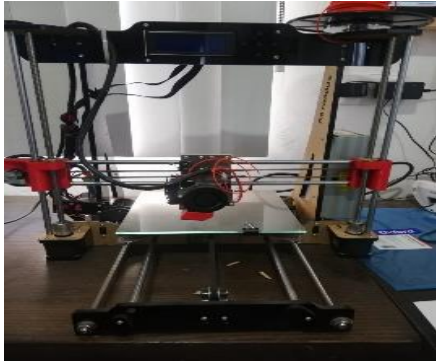
Aunque Diaz, J. C., indica que las prótesis neumáticas accionada por medio de ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía. Presenta como inconveniente las complicaciones de sus aparatos y accesorios, y el riesgo en el uso de ácido carbónico, su uso fue interrumpido debido a las dificultades técnicas presentadas. (Diaz, 2009) sin embargo Jair L. Loaiza indica que la tendencia de emplear sistemas mecatrónicos complejos y bioinspirados, flexibles y personalizados, junto a procesos de manufactura avanzados y nuevos materiales permitirá superar las debilidades y desventajas presentes en las prótesis actuales, que sean robustas, confiable y económicamente viable. (Arzola & Loaiza, 2011)

Introduction

Por otra parte, el Grado de libertad (GLD) se define como el número de variables necesario y suficiente que define de forma única la posición y la orientación de todos los eslabones de la cadena cinemática (López Cajún & Ceccarelli, 2008) esto quiere decir que el poseer muchos grados de libertad les permite realizar manipulaciones con destreza, pero requieren de dispositivos de transmisión de energía complejos, numerosos sensores para su control, y hacen que la operación del dispositivo por parte del paciente sea muy compleja, además que su costo llega a ser bastante elevado (Clement, Ella Bugler, & Oliver, Diciembre de 2011)

Entonces por lo anterior se comprende que la dificultad de adaptarse a múltiples tareas es directamente proporcional al número de grados de libertad para controlar una prótesis, un fácil entrenamiento, rápido aprendizaje. Por ende, el objetivo es diseñar y construir un prototipo con un mínimo de GLD para realizar el agarre, recurrir a el principio de vasos comunicantes de los músculos neumáticos para mejorar la adaptabilidad de sujeción, con retroalimentación visual y que cumpla la función de adaptarse a diferentes objetos no homogéneos. Se propone un sistema con músculos neumáticos, la prótesis construida en impresión 3D con diseño de la Flexi Hand 2 (Rodríguez & Saldaña, junio 2018) con un grado de libertad, y poder verificar si es viable en cuanto a: precio de adquisición, sujeción para ejecutar funciones primordiales, simulación de movimientos más naturales, menos tiempo de reacción.

Methodology



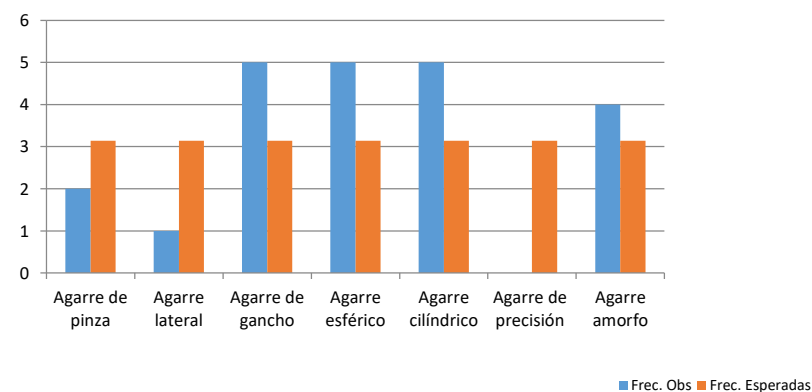
Results



longitud	Descripción	Peso en gramos	Precio \$400/kg
25.215m	Hand body PLA	75.26	\$30.104
17.064	Finger PLA	50.26	\$20.104
3.4	Finger- hinge wrist TPU	10.1	\$4.04
8.092	Gauntlet long winder wrist PLA	24.14	\$9.65
1.914*10	Pibote de sujeción del tendón	57.0	22.7
	TOTAL	216.7g	\$86.84

Category	Fo	Test Proportion	fe	Contrib To Chi-Sq
Agarre de pinza	2	0.142857	3.14286	0.14558
Agarre lateral	1	0.142857	3.14286	1.46104
Agarre de gancho	5	0.142857	3.14286	1.09740
Agarre esférico	5	0.142857	3.14286	1.09740
Agarre cilíndrico	5	0.142857	3.14286	1.09740
Agarre de precisión	0	0.142857	3.14286	3.14286
Agarre amorfo	4	0.142857	3.14286	0.23377

N	DF	Chi-Sq	P-Value
22	6	8.54545	0.201



Conclusions

Se deduce que el precio por construcción de esta prótesis es económicamente viable, teniendo en cuenta que cada vez se abaratan los sistemas de impresión 3D en cuanto a diseño y construcción y adquisición de materiales, se pueden encontrar muy fácilmente, con esto no quiere decir que sea la mejor prótesis, en este rubro que se vuelve más accesible para diseños personalizados.

En cuanto a sujeción y tipos de agarre se puede observar los primeros resultados que arroja Minitab, comparando las frecuencias observadas contra las esperadas y analizando el “valor p” que es superior al .05 del nivel de significancia, se llega a la conclusión que se no se rechaza la hipótesis nula expresando que “No hay diferencia entre la proporción de los diferentes tipos de agarre” lo que confirma estadísticamente que la prótesis tiene una sujeción no homogénea y uniforme.

En tiempo reacción y movimientos menos robotizados, es aceptable, aunque que no es preciso este sistema ya que contiene un sólo grado de libertad, pero de fácil aprendizaje y de alta controlabilidad.

Otra de las cualidades particulares frente a los sistemas protésicos accionados con servomotores, es que no se tiene que programar para cada movimiento deseado y que se limite a sujetar sólo ciertos objetos y engrosar la lista de algoritmos para cada acción y entrenamiento por parte del usuario.

Una ventaja del sistema es que no consume energía eléctrica, solo se utilizaría en posteriores investigaciones para elementos de control y no de potencia.

References

A Schmidt, R., & Timothy Donald Lee. (2011). *Control motor y aprendizaje: un énfasis conductual*. Champaign, IL, EE. UU: Human Kinetics.

Ancajima Rodríguez, J. P. (2019). *Selección de material de fabricación para prótesis utilitaria de extremidad superior impresa en 3D*. Piura: PIRHUA.

Arzola, N., & Loaiza, J. L. (2011). EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO. *Dyna*, pp. 191-200.

B.H, D. (2005). “Rehabilitation and functional neuroimaging dose-response trajectories for clinical trials.”. *Neurorehabilitation and neural repair*, Vol 19 No. 4, pp 276-282.

Chevallereau, B. A.-d.-w. (2003). “RABBIT: A Testbed for Advanced Control Theory”. *IEEE Control Systems Mag*, Vol. 23 No. 5, pp. 57–79.

References

- Schulte, Jr, H., Adamski, D., & Pearson, J. (1961). *Characteristics of the Braided Fluid Actuator*. Washington, D. C.: The University of Michigan.
- Sensinger, J. L. (2009). Adaptive pattern recognition of myoelectric signals: exploration of conceptual framework and practical algorithms. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 17(3), 270–278. DOI: 10.1109/TNSRE.2009.2023282.
- Shadow*. (2019). Retrieved from Robot Company: <https://www.shadowrobot.com/products/dexterous-hand/>
- Shumway Cook, A., & H. Woollacott, M. (2016). *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. Philadelphia, Pennsylvania: Wolters Kluwer.
- Villarejo Alcalde, J. J., Bastos, T., Godinez, R., & Frisera, A. (2015). Reconocimiento de Tareas para una Prótesis Mioelétrica Basado en Wavelet. *Academia*.
- Villarejo Mayor, J., Mamede Costa, R., Frizera-Neto, A., & Freire Bastos, T. (2017). Decodificación de Movimientos Individuales de los Dedos y Agarre a Partir de Señales Mioeléctricas de Baja Densidad. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 184–192.

References

<http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/>

Páez Chingal, I. G., & Gaviria López, C. A. (mayo 2017). Prótesis subactuadas de manos humanas: una revisión. *Ingenium*, pp. 20-34.

Peerdeman, B. B. (2011). Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(6), 719. DOI: 10.1682/JRRD.2010.08.0161.

Rodríguez, V. A., & Saldaña, J. J. (junio 2018). Prótesis en impresiones 3D de bajo costo "Hand to Hand". *III Congreso internacional de Ciencia y Tecnología para el desarrollo Sostenible*, 52-55.

Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). *Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano*. Medellín: redalyc.org.



ECORFAN®

© ECORFAN-Mexico, S.C.

No part of this document covered by the Federal Copyright Law may be reproduced, transmitted or used in any form or medium, whether graphic, electronic or mechanical, including but not limited to the following: Citations in articles and comments Bibliographical, compilation of radio or electronic journalistic data. For the effects of articles 13, 162,163 fraction I, 164 fraction I, 168, 169,209 fraction III and other relative of the Federal Law of Copyright. Violations: Be forced to prosecute under Mexican copyright law. The use of general descriptive names, registered names, trademarks, in this publication do not imply, uniformly in the absence of a specific statement, that such names are exempt from the relevant protector in laws and regulations of Mexico and therefore free for General use of the international scientific community. BCIERMMI is part of the media of ECORFAN-Mexico, S.C., E: 94-443.F: 008- (www.ecorfan.org/booklets)