



Conference Paper

DISEÑO DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PRÁCTICA DE HALTEROFILIA DE CROSSFIT

Carolina Rivera Olarte, Juliana Velásquez Gómez, and Yesid Montoya Góez

Universidad EIA, Medellín, Antioquia, Colombia

Abstract

CrossFit® in people with a upper limb disability is a challenge in designing elements for weight lifting above the head due to: fixation, carrying capacity and safety. This paper presents a proposal for the design of a prosthesis prototype for CrossFit® weightlifting practice with wrist disarticulation, based on the product design methodology of *Ulrich and Eppinger*, including detailed design through Finite Element Analysis (FEA) and tensile failure test in a load system INSTRON®5582. The results show from the mechanical point of view that the design allows the lifting of loads up to 2000N.

Corresponding Author:

Carolina Rivera Olarte
carolina.rivera@eia.edu.co

Received: 15 November 2017

Accepted: 5 January 2018

Published: 4 February 2018

Publishing services provided
by Knowledge E

© Carolina Rivera Olarte et al. This article is distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](#), which permits unrestricted use and redistribution provided that the original author and source are credited.

Selection and Peer-review under the responsibility of the ESTEC Conference Committee.

Keywords: Prosthesis, upper limb disability, CrossFit®, weightlifting.

Resumen

La práctica de CrossFit® en personas en situación de discapacidad de miembro superior presenta un reto en el diseño de elementos que permitan el levantamiento de pesas por encima de la cabeza debido a: la fijación, capacidad de carga y seguridad. En este artículo se presenta una propuesta para el diseño de un prototipo de prótesis para la práctica de la halterofilia en CrossFit® con desarticulación de muñeca, basado en la metodología de diseño de producto de Ulrich y Eppinger, incluyendo diseño de detalle mediante Análisis por Elementos Finitos (FEA) y pruebas de falla a tracción en máquina de ensayos universal INSTRON®5582. Los resultados muestran desde el punto de vista mecánico que el diseño permite el levantamiento de cargas hasta de 2000N.

Palabras claves: Prótesis, discapacidad miembro superior, CrossFit®, halterofilia.

1. INTRODUCCIÓN

La participación en CrossFit® se ha expandido rápidamente a nivel mundial. Desde su creación en el año 2000, CrossFit® ha abierto más de 10.000 gimnasios afiliados en todo

 OPEN ACCESS

el mundo (Stephan Esser, 2017), (Pamela E. Wilson, 2010). Por otra parte existe una población con discapacidad de miembro superior (Linda Resnik, 2012) (Lamb., 1993) que demanda la oportunidad de libre desarrollo de actividades físicas con seguridad. De esta forma, la petición de nuevos diseños protésicos innovadores está desafiando la experiencia clínica y técnica del especialista (Arthur Jason De Luigi, 2014). Un problema adicional, consiste en el aumento gradual en el nivel de entrenamiento de halterofilia (Marius Viorel Ulareanu, 2014). En este artículo se presenta una propuesta de prótesis de miembro superior a nivel de la muñeca para la práctica de halterofilia en CrossFit®. Este desarrollo cuenta con un sistema de liberación súbita, que se ajusta a una barra olímpica de halterofilia y de pull ups. Esto constituye un aporte a la calidad de vida de una persona que entrena esta disciplina.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. DISEÑO DE CONCEPTO

Para ofrecer otra alternativa de ayuda técnica, se realizaron dos diseños de acuerdo con la metodología de diseño y desarrollo de producto de Ulrich y Eppinger (Ulrich & Eppinger, 2013).

2.1.1. ENTREVISTA A POSIBLE USUARIO Y TABLA DE ESPECIFICACIONES

Se entrevistaron, al usuario y a uno de sus entrenadores, para reunir información sobre de los requisitos acerca del producto final. De las preguntas de la encuesta, cuatro preguntaban acerca de la actividad que practica, tres acerca del conocimiento de artículos comerciales y las últimas cuatro describían las necesidades del prototipo (Ulrich & Eppinger, 2013). De acuerdo con la entrevista y la lista de necesidades se procedió a listar las especificaciones del dispositivo (TABLA 1).

TABLA 1: Tabla de especificaciones

No	Métrica	Unidad	Valor
1	Carga máxima que puede levantar	N	5300
2	Peso de la prótesis	N	[0 - 11]
3	Tolerancia en ajuste de la barra	mm	[0,4]
4	Longitud/ancho	mm	[5 - 190]/[5 - 110],
5	Tiempo para enganchar y desenganchar	s	[0-1]

2.1.2. DIAGRAMA DE FUNCIONES

Se dividió el problema en ocho subfunciones, que explican el desempeño que debería tener el prototipo. Las líneas continuas del diagrama significan transferencia o conversión de energía y materia, las discontinuas son señales de control o retroalimentación del sistema (2.2.1.2.1.3) (Ulrich & Eppinger, 2013).

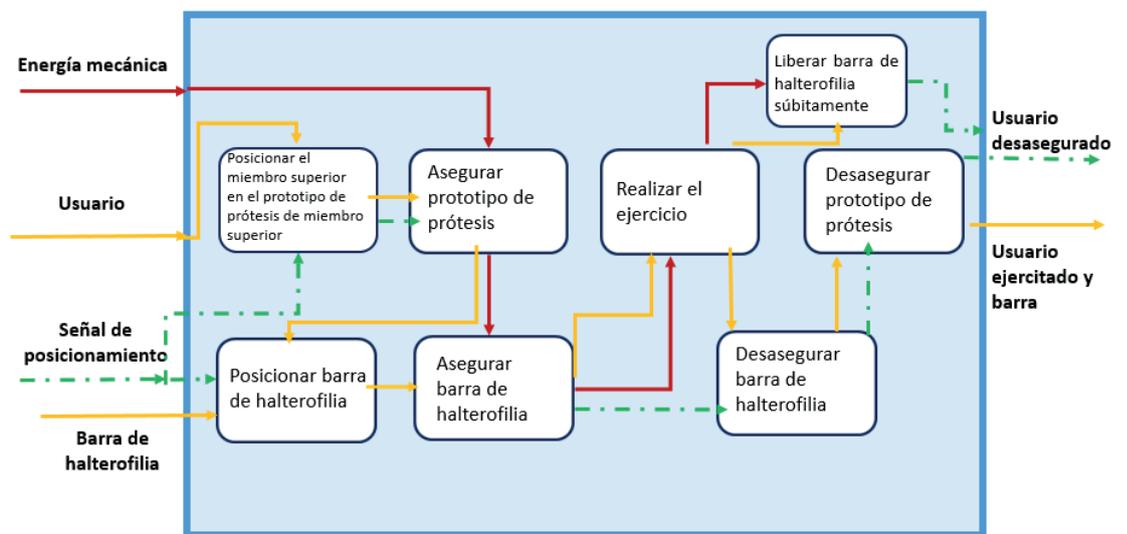


Figura 1: Diagrama de funciones

2.1.3. MATRIZ MORFOLÓGICA

De acuerdo con la metodología de Ulrich (Ulrich & Eppinger, 2013), a través de una matriz se presentan las subfunciones que debe cumplir el prototipo final y las alternativas de solución para cada una de ellas. Se evaluaron tres conceptos solución (Tabla 2), los cuales están representados por líneas de diferente color (rojo, verde, morado). Cabe anotar que la mayoría de las soluciones se repiten, ya que se pasó por un proceso de investigación, prototipado y pruebas piloto buscando depurar la selección final. Con base en los requerimientos iniciales, se establecieron, por parte del equipo de diseño una ponderación a cada uno de los criterios de selección (Tabla 3), permitiendo establecer que el concepto más apropiado es el 3 (2.2.1.2.1.4).

TABLA 2: Exploración de soluciones

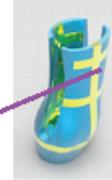
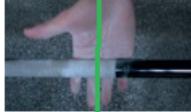
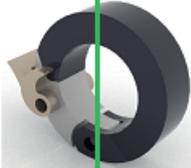
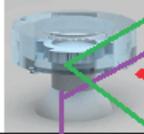
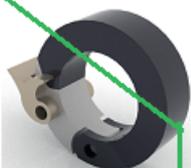
Función/Soluciones	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Posicionar el miembro superior en el prototipo de prótesis de miembro superior	 Socket con alma de acero.	 Socket con alma de acero	 Socket con alma de acero
Asegurar prototipo de prótesis	 Velcro [1]	 Velcro	 Velcro
Posicionar barra de halterofilia	 Mano [2]	 Mano	 Mano
Asegurar barra de halterofilia	 Doble gancho	 Chapita nueve	 Doble C
Realizar el ejercicio	 Barra olímpica 86"	 Barra olímpica 86"	 Barra olímpica 86"
Liberar barra de halterofilia súbitamente	 Sistema de liberación súbita		
Desasegurar barra de halterofilia	 Doble gancho	 Chapita nueve	 Doble C
Desasegurar prototipo de prótesis	 Velcro	 Velcro	 Velcro

TABLA 3: Criterios de selección

Criterio de selección	Justificación	¿Cómo se mide?	Valor (%)
Proceso de maquinado sencillo	Mayor eficiencia en procesos de manufactura	Medición de tiempo de uso hombre -máquina	10
Ajuste seguro	El acople a la barra no debe permitir deslizamiento de la barra.	Simulación y medición de la holgura con software <i>Solid Edge</i>	12
FEA	Analizar los esfuerzos y desplazamientos	Simulación FEA mediante software <i>Solid Edge</i>	10
Enganche y desenganche rápido	Reducir tiempos de competencia y liberación en caso de emergencia	Medición de tiempo de enganche y desenganche	20
Flexibilidad	Debe permitir a las articulaciones desplazarse con gran amplitud.	Simulación y medición de ángulos con software <i>Solid Edge</i>	12
Uso elemental	Debe tener una curva de aprendizaje corta para su uso	Medir el tiempo requerido para comprender cómo funciona.	10
Bajo peso	No debe pesar demasiado	Medición de peso de la pieza.	6
Durabilidad	Es esencial que los elementos del prototipo no se desgaten en poco tiempo.	Uso de FEA y las propiedades mecánicas de los materiales.	10
Comodidad	Es un indicador de aceptación o rechazo del prototipo en el tiempo	Con encuestas	10

TABLA 4: Matriz de puntuación

CRITERIOS DE SELECCIÓN	CALIFICACIONES			
	ÍTEM	VALOR	VERDE	ROJO
Proceso de maquinado sencillo	10%	2,6	3,8	4,4
Ajuste seguro	12%	4,5	4,2	4,8
Análisis de elementos finitos (FEA)	10%	2,3	4,0	3,7
Rápido de enganchar y desenganchar	20%	2,5	4,1	4,8
Flexibilidad	12%	4,6	4,7	4,7
Uso elemental	10%	3,3	4,1	4,8
Bajo peso	6%	3,0	4,5	4,5
Durabilidad	10%	4,0	4,5	4,3
Comodidad	10%	3,0	3,9	4,8
TOTAL	100%	3,3	4,2	4,6

2.1.4. MODELACIÓN Y SIMULACIÓN DE COMPONENTES

Los componentes fueron modelados y simulados mediante *SOLID EDGE* versión ST8. Usando mallas tetraédricas de diferente tamaño. La simulación consistió en un análisis lineal estático, aplicando una carga de 2000 N.

2.1.5. PRUEBAS MECÁNICAS

Los componentes más críticos del concepto solución se sometieron a pruebas de tracción en una máquina *INTRON@5582* a una velocidad de 5 mm/min hasta que el material entrara en la zona plástica. También se realizaron pruebas de adherencia entre el compuesto de fibra de carbono y acero AISI 304.

3. RESULTADOS

3.1. DISEÑO DE CONCEPTO

Los componentes elegidos para el prototipo de prótesis de miembro superior de acuerdo con los criterios de la **Tabla 3** y evaluación de la 2.2.12.1.4 se presenta en la **Tabla 5**. Ellos incluyen un socket de fibra de carbono, con fijación al muñón por medio de correas de *Velcro®*, así como un sistema de enganche y liberación súbita como se muestra en la **Figura 2**.

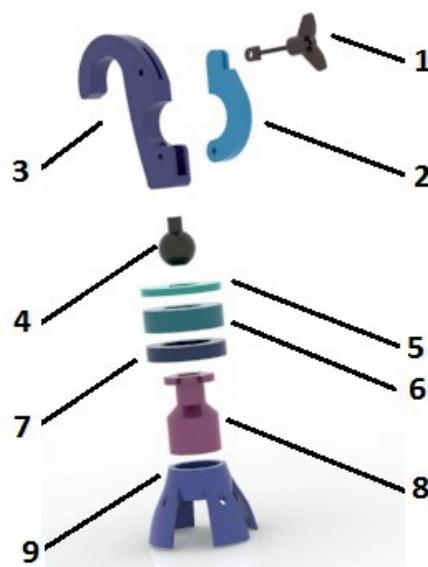


Figura 2: Modelo CAD del prototipo propuesto. 1) Tornillo mariposa, 2) Gancho 1, 3) Gancho 2, 4) Balín, 5) Cuello balín, 6) Cuenca, 7) Cilindro sistema de liberación, 8) Tapa, 9) Acople

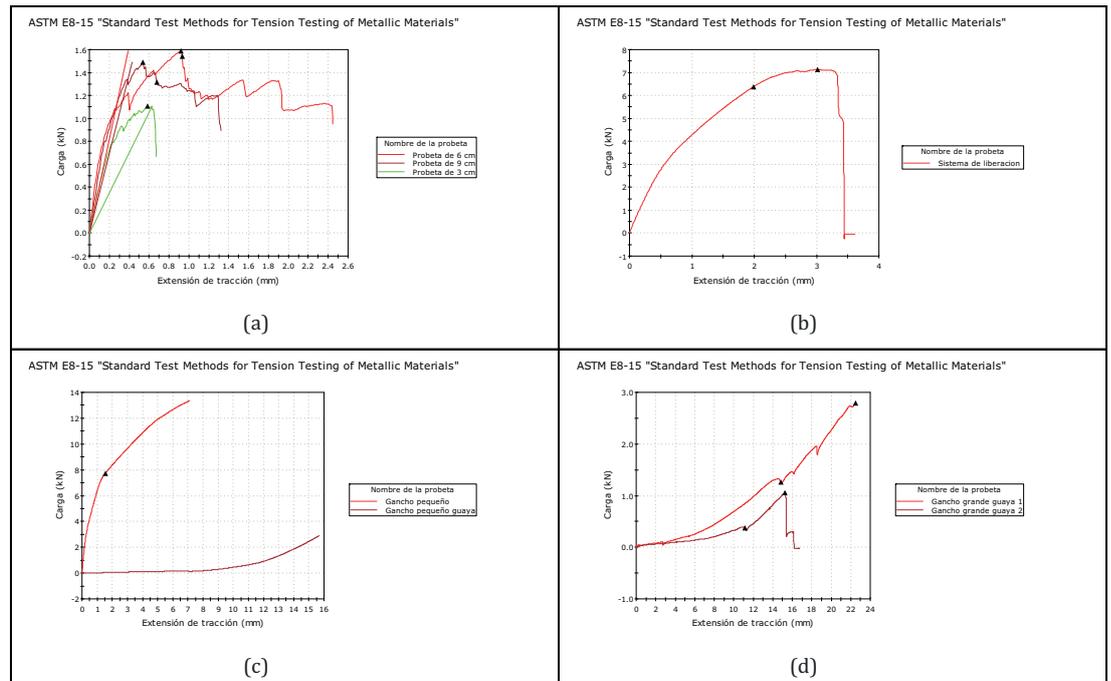


Figura 3: Resultados de las pruebas mecánicas. (a) adherencia fibra de carbono – AISI 304, (b) Sistema de liberación, (c) Gancho 1, (d) Gancho 2.

3.2. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS (FEA)

Se simuló el comportamiento mecánico (criterio de Von Mises y desplazamientos máximos) para cada una de las piezas aplicando una carga de 2kN. Usando elementos tetraédricos para la malla. De acuerdo con los resultados puede verificarse como cada uno de los componentes no supera el esfuerzo de cedencia, y los desplazamientos están por debajo de los 0,1mm.

3.3. PRUEBAS MECÁNICAS

En la **Figura 3** se presentan los resultados de las pruebas mecánicas y de adherencia entre AISI 304 y fibra de carbono, materiales usados en el *Acople* y el *Socket* respectivamente. La carga de adherencia mínima es de 800 N en la probeta de acero recubierta hasta 30 mm de fibra de carbono, y la máxima carga de adherencia fue de 1300 N con una capa recubierta con 90 mm de compuesto.

TABLA 5: Componentes del sistema.

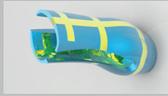
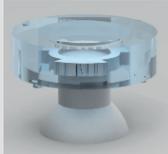
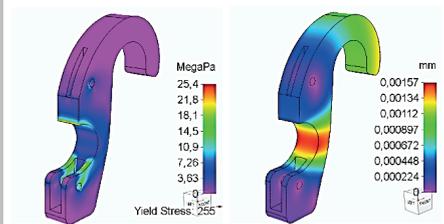
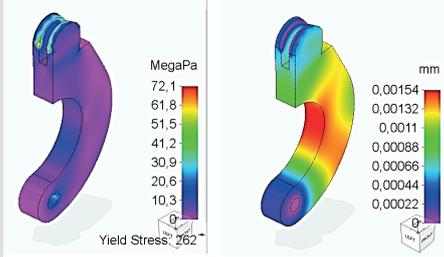
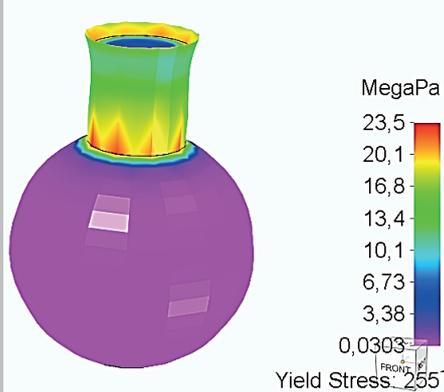
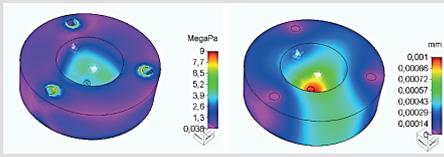
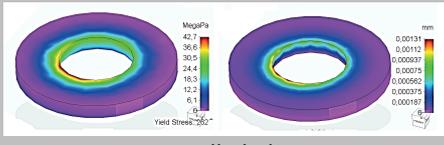
Componente	Imagen
Socket con alma de acero	
Velcro	
Mano	
Doble gancho	
Barra olímpica	
Sistema de liberación súbita	

TABLA 6: Resultados de Análisis de Elementos Finitos (FEA)

Elemento	Especificaciones de simulación
 <p>Gancho 2</p>	<p>Material: Acero 1020. Elementos: 56833</p>

Elemento	Especificaciones de simulación
 <p data-bbox="651 701 735 728">Gacho 1</p>	<p data-bbox="1031 546 1257 573">Material: Acero 1020.</p> <p data-bbox="1091 575 1281 602">Elementos: 10475</p>
 <p data-bbox="667 1238 719 1265">Balín</p>	<p data-bbox="1042 999 1238 1025">Material: AISI 304.</p> <p data-bbox="1042 1028 1238 1055">Elementos: 4260</p>
 <p data-bbox="655 1529 730 1556">Cuenca</p>	<p data-bbox="1042 1413 1238 1440">Material: AISI 304.</p> <p data-bbox="1042 1442 1238 1469">Elementos: 42666</p>
 <p data-bbox="635 1794 751 1821">Cuello balín</p>	<p data-bbox="1042 1686 1238 1713">Material: AISI 304.</p> <p data-bbox="1042 1715 1238 1742">Elementos: 694</p>

Elemento	Especificaciones de simulación
	<p>Material: AISI 304. Elementos: 4260</p>
	<p>Material: AISI 304. Elementos: 12477</p>
	<p>Material: AISI 304. Elementos: 32348</p>

4. CONCLUSIONES

Para cumplir con los requerimientos de CrossFit® es necesario personalizar el socket, de modo que permita soportar fuerzas inerciales del orden de 2 kN. El sistema de sujeción propuesto permite levantar la barra de halterofilia con y sin pesas; también colgarse a una barra horizontal de diámetro diferente sin dificultad y de forma rápida. Los elementos más críticos en el diseño son el acople al socket, debido a que es la transición del acero a la fibra de carbono y debe soportar la carga del sistema de sujeción; el segundo es el sistema de liberación ya que tiene tres concentradores de esfuerzos sobre las pestañas que transmiten toda la carga desde la prótesis hasta el socket y además, debe liberarse de forma súbita en caso de una emergencia dejando el socket y al atleta libre.

AGRADECIMIENTOS

Para John Aguirre, el equipo de entrenadores de *MDE ORIGEN*, Julian Tabares, Universidad EIA, Universidad CES.

Referencias

- [1] Arthur Jason De Luigi, R. A. (2014). Adaptive Sports Technology and Biomechanics: Prosthetics. *PM&R*, 40-57.
- [2] Glassman, G. (2007). LA GUÍA DE ENTRENAMIENTO DEL NIVEL 1. CrossFit Inc.
- [3] Lamb., D. W. (1993). State of the Art in Upper-limb Prosthetics. *Journal of Hand Therapy*, 1-8.
- [4] Linda Resnik, M. R.-K. (2012). Advanced Upper Limb Prosthetic Devices: Implications for Upper Limb Prosthetic Rehabilitation., 710-717.
- [5] Marius Viorel Ulareanu, V. P. (2014). Biomechanical Characteristics of Movement Phases of Clean & Jerk Style in Weightlifting Performance. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 64-69.
- [6] Pamela E. Wilson, G. H. (2010). *PM&R. Sports and Disability*, 46-54.
- [7] Stephan Esser, M. T. (2017). "Numb-Leg" in a CrossFit Athlete: A Case Presentation. *PM&R*, 1-3. Obtenido de [http://www.sciencedirect.com.recursosbiblioteca.eia.edu.co/science/article/pii/S1934148217304033](http://www.sciencedirect.com/recursosbiblioteca.eia.edu.co/science/article/pii/S1934148217304033)
- [8] Ulrich, K. T., & Eppinger, S. D. (2013). *Diseño y desarrollo de productos*. México D.F: Mc Graw Hill.

Authorization and Disclaimer

Authors authorize ESTEC to publish the paper in the conference proceedings. Neither ESTEC nor the editors are responsible either for the content or for the implications of what is expressed in the paper.