

Construcción de una prótesis de rodilla de tipo transfemoral mediante la aplicación de una metodología basada en la técnica DFMA.

- Construction of a transfemoral knee prosthesis by applying a methodology based on the DFMA technique.

Mag. Víctor Erazo Arteaga (1)
Universidad Técnica del Norte, Ecuador
vaerazo@utn.edu.ec

Mag. Cosme Mejía Echeverría (2)
Universidad Técnica del Norte, Ecuador
cdmejia@utn.edu.ec

Phd (c). Fernando Valencia Aguirre (3)
Universidad Técnica del Norte, Ecuador
fvvalencia@utn.edu.ec

Mag (c). Xavier Lima Trujillo (4)
Universidad Técnica del Norte, Ecuador
jxlima@utn.edu.ec

Fecha de Recepción: 23 de Febrero de 2019 / Fecha de Aceptación: 3 de Mayo de 2019

Resumen: De la investigación “Construcción de una prótesis de rodilla monocéntrica mediante mecanizado CNC” realizada en la Universidad Técnica del Norte y publicada en la revista UIS Ingenierías, volumen 16 del año 2017, se aborda el estado del arte con una perspectiva social. Se conservan las principales características de la prótesis y se propone un nuevo diseño basado en cuatro pasos metodológicos de la técnica Diseño para fabricación y ensamblaje (DFMA) para reducir su peso y costo. Como resultado, se obtiene una prótesis para una persona de 100 Kg con un factor de seguridad de 2,6 con una reducción de peso de 22.6% y una reducción de costo final de 47%.

Palabras clave: Amputación, Diseño, Fabricación, Mecanizado, Prótesis.

Abstract: From the research “Construction of a monocentric knee prosthesis by means of CNC machining” carried out at the Universidad Técnica del Norte and published in the journal UIS Ingenierías, volume 16 of the year 2017, the state of art is approached with a social perspective. The main characteristics of the initial prosthesis are conserved and a new design is proposed based on four methodological steps of the technique Design for manufacturing and assembly (DFMA) to reduce its weight and cost. As a result, we obtain a prosthesis for a 100 Kg person with a safety factor of 2.6 with a weight reduction of 22.6% and a final cost reduction of 47%.

Keywords: Amputation Design, Manufacturing, Machining, Prosthesis.

1. Ingeniero Mecánico Industrial de la Universidad Tecnológica América, Magister en Diseño Producción y Automatización Industrial por la Escuela Politécnica Nacional. Docente de la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte y perteneciente al Grupo de investigación en diseño, simulación y manufactura.
2. Ingeniero en Electrónico Automatización y Control, Magister en Manufactura y Diseño Asistidos por Computador por la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE), Docente de la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte y perteneciente al Grupo de investigación en diseño, simulación y manufactura
3. Ingeniero Mecatrónico de la Universidad Técnica del Norte, Magister en Manufactura y Diseño Asistidos por Computador por la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE), Doctorando en el Programa de Ingeniería Mecánica y Eficiencia Energética de la Universidad de Málaga. Docente de la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte y perteneciente al Grupo de investigación en diseño, simulación y manufactura.
4. Ingeniero Mecatrónico de la Universidad Técnica del Norte, Maestrante en Diseño Industrial y Procesos por la Universidad Internacional UISEK. Docente de la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte y perteneciente al Grupo de investigación en diseño, simulación y manufactura.

1. Introducción:

Los accidentes de tránsito, violencia, desastres naturales y diversas enfermedades son las principales causas de las amputaciones en el Ecuador [1], según datos publicados por el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), existen alrededor de 202.216 personas que tienen algún tipo de discapacidad física [2], de las cuales 52.324 fueron provocadas por amputaciones relacionadas con enfermedades crónicas como la diabetes [3]. Según la encuesta nacional de salud y nutrición llevada a cabo en el año 2012, uno de cada diez ecuatorianos de entre 50 y 59 años sufre de diabetes [4] [5], las personas de escasos recursos son más vulnerables a esta enfermedad y a sus complicaciones, principalmente porque los alimentos saludables son más costosos, el precio de acceder a controles de salud es mayor y realizar cambios en los estilos de vida, como ir al gimnasio, son más difíciles. Esta agresiva enfermedad causa neuropatía que sumado al sobrepeso potencia la amputación de miembros inferiores [6]. Por diferentes razones, existen circunstancias clínicas en las que la amputación por pie diabético se complica y cuando la extensión de las lesiones impide la realización de una amputación por debajo de la rodilla, o bien cuando ésta fracasa se realiza una amputación con "Desarticulación de rodilla" [7].

En el mercado nacional se dispone de varios modelos de prótesis de rodilla de tipo transfemoral, con una masa aproximada de 0,63 a 1,52 kg para personas de hasta 160 kg [8] y sus costos oscilan entre 2.000 a 30.000 dólares dependiendo de su funcionalidad y el fabricante [9]. Las personas con este tipo de amputación se ven afectadas psicológicamente al no poder adquirir una prótesis acorde a su situación [10], según las características de las prótesis, la velocidad de marcha, el estado físico, las causas y el nivel de amputación, los pacientes llegan a consumir hasta el 50% más de energía metabólica que las personas sin discapacidad [11].

Se hace evidente la necesidad de crear prótesis que cumplan con los requerimientos de accesibilidad económica y bajo peso para un sector vulnerable del Ecuador. Tal es así que en el año 2012 en la Escuela Politécnica del Litoral se propone el "Diseño y Modelado

Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla", en este trabajo se desarrollan modelos matemáticos que describen el comportamiento de una prótesis, en el diseño se obtienen factores de seguridad conservadores al compáralos con software de elementos finitos, sin embargo, al tratarse de un modelado virtual no se puede evidenciar una disminución de costos sobre todo al cotejar el material utilizado con el mercado local [12].

En el año 2016 en la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE) se realiza el trabajo "Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral" en el que se busca un costo inferior a 1000 dólares y que cumpla con los requisitos de una prótesis comercial, se realizan análisis de elementos finitos (FEA) considerando personas de masa corporal 85 Kg. En este trabajo se puede observar una prótesis mecánica, en la que un 80% de sus piezas están fabricadas mediante control numérico computarizado (CNC), varias piezas tienen factor de seguridad relativamente bajo (entre 1,2 y 1,3) y posee un costo de 970 dólares, valor que sigue siendo alto para personas de escasos recursos [13].

Dentro de la provincia de Imbabura en la Universidad Técnica del Norte se fabrica un "Mecanismo de articulación de rodilla para prototipo de prótesis externa biomecánica", que consta principalmente de un acople superior donde encaja un adaptador piramidal de cuatro agujeros y una base donde se aloja un actuador hidráulico para mejorar la respuesta a la marcha tanto en flexión como en extensión. Se obtiene una prótesis con una masa de 1,76 kg para una persona de 65 kg. Este prototipo permite comprender y verificar los principales desplazamientos en la caminata humana de nivel 1. Pero, por la complejidad de los elementos diseñados, se puede observar que el diseño carece de fundamentos de mecanizado por arranque de viruta, esto provoca el desperdicio de material (70% de un bloque de Aluminio) y prolonga el mecanizado en más de 26 horas, utilizando una máquina CNC de tres ejes. El exagerado uso de tolerancias dimensionales y los rigurosos acabados superficiales requiere de varias herramientas de corte tanto de desbaste y acabado (5 fresas y una broca) [14] [15]. Para optimizar el peso, en el año 2017, se realizó un estudio para "mejorar el mecanismo de articulación de rodilla para prótesis externa biomecánica, sin afectar la seguridad del mecanismo" se realiza ensayos experimentales al modelo construido "sometiéndolo a esfuerzos por condiciones de carga máxima de la prueba estructural principal de la norma ISO 10328" llegando a determinar que se encuentra sobredimensionado (con

factor de seguridad mínimo de 20) y se concluye que se podría optimizar el peso del prototipo al disminuir aún más sus dimensiones y aumentar los radios [16].

“Todo el trabajo invertido en el diseño es un desperdicio, si el ingeniero ignoró la factibilidad de manufacturar. Hay que tener cuidado en comprometerse con una parte que no puede manufacturarse de manera rentable” [17]. Mecanizar aún más el prototipo, con la finalidad de disminuir el peso incide directamente sobre los costos de fabricación del elemento al desperdiciar más material y elevar el tiempo de mecanizado.

Se propone un nuevo modelo de rodilla basado en el diseño elaborado en la Universidad Técnica del Norte, en el que se justifique los factores de seguridad mínimos con el criterio de Pugsley, se reduzca los costos de fabricación y se disminuya el peso. Se conservará las medidas principales de diseño para que se pueda colocar el mismo actuador y sus elementos de sujeción.

2. Metodología:

En el desarrollo de productos no basta con aplicar los conceptos básicos de diseño industrial o diseño mecánico, se debe pensar en la correcta selección del proceso de fabricación, al formar parte de la ingeniería simultánea la técnica DFMA toma en cuenta el método de fabricación desde las fases iniciales de diseño, busca disminuir costos mediante la creación de piezas sencillas (evitando el excesivo uso de tolerancias y acabados superficiales) y el uso componentes estándar en base a su disponibilidad en el mercado local, en general se ha de tomar en cuenta las actividades [18] [19]:

A. Alternativas de solución.

Para simplificar el diseño, se determina la función de cada elemento en el conjunto, como se muestra en la figura 1 se tiene ocho partes principales que son:

- Rodamientos.
- Base superior, donde encaja el acople piramidal de cuatro agujeros que une la prótesis con el miembro amputado.
- Punto de unión, entre la base superior y el cuerpo de la prótesis a través del eje eslabón.
- Eje eslabón, además de ser un punto de unión es donde se produce los movimientos de flexión como en extensión a través de los rodamientos.
- Pasador superior, unión entre la base superior con el vástago del actuador hidráulico.

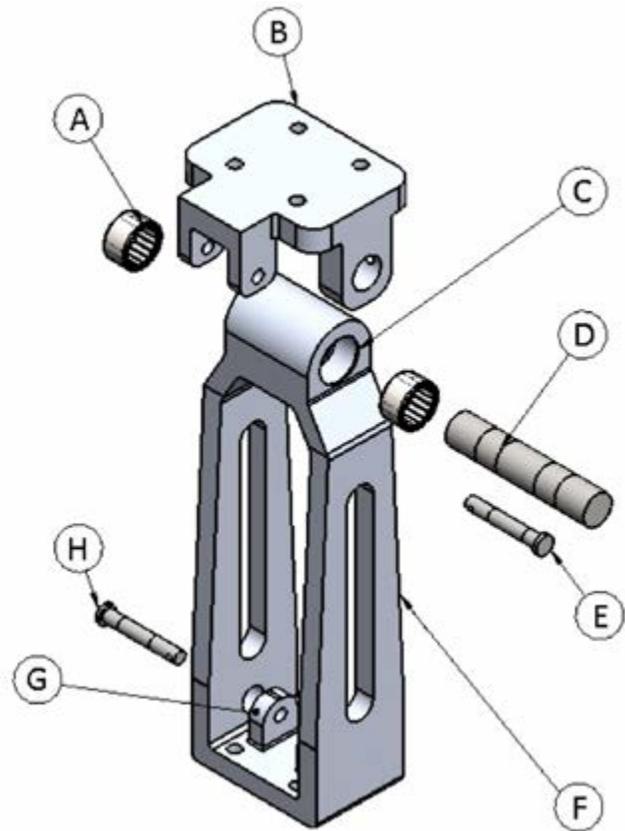


Fig. 1 Prótesis de rodilla. [16] [17]

- Cuerpo, es el soporte principal de la prótesis.
- Base inferior, donde encaja la culata trasera del actuador a través del pasador inferior H. Además, es donde encaja otro adaptador piramidal que une la prótesis con el pie.

Para facilitar la fabricación y el ensamble se plantea diseños modulares [20], como se indica en la figura 2 se proyectan tres soluciones según las funciones detalladas

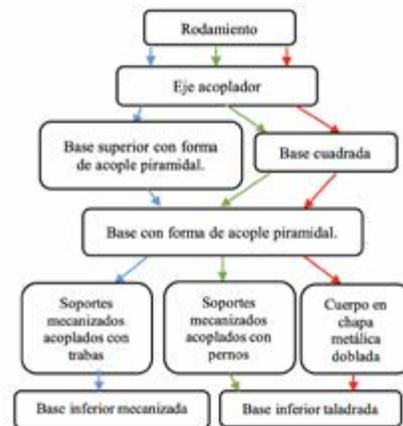


Fig. 2 Matriz morfológica: (cian) solución 1, (verde) solución 2, (rojo) solución 3.

con anterioridad. Como se indica en la figura 3, para la optimización y reducción del número de partes, se modela cada una de las tres soluciones planteadas utilizando software CAD. En la primera y segunda solución, la base esta ensamblada por dos soportes de acero inoxidable AISI 304 de 4 mm de espesor 4 mm que se juntan por medio de cavidades y perforaciones roscadas de 5 mm y 8 mm según sea el caso, el material de la base inferior será aluminio Al-7075. Para facilitar la fabricación y el ensamble se plantea diseños modulares [20], como se indica en la figura 2 se proyectan tres soluciones según las funciones detalladas con anterioridad. Como se indica en la figura 3, para la optimización y reducción del número de partes, se modela cada una de las tres soluciones planteadas utilizando software CAD. En la primera y segunda solución, la base esta ensamblada por dos soportes de acero inoxidable AISI 304 de 4 mm de espesor 4 mm que se juntan por medio de cavidades y perforaciones roscadas de 5 mm y 8 mm según sea el caso, el material de la base inferior será aluminio Al-7075.

En la segunda solución se colocan separadores de aluminio que se empernan a los soportes por medio de varillas roscadas de 6 mm. En los dos casos la base superior está fabricada de Al-7075.

En la solución tres, la base inferior y el cuerpo se



Fig. 3 Modelos de prótesis propuestos.

planificaran en chapa de acero inoxidable de 3 mm de espesor. El cuerpo se doblará para formar un perfil y posteriormente la base será unida por soldadura GTAW, la base superior será de Nylon 6A. En las tres soluciones el eje superior de acero AISI 304

B. Selección de alternativas.

“En todo proceso de diseño, después de cada despliegue de alternativas, corresponde hacer una evaluación de las mismas” [21]. Se ordena las características con las que

debe cumplir la prótesis en función de su importancia:

$$\text{Peso} = \text{Costo} > \text{Facilidad de fabricación}$$

La obtención del costo de fabricación de cada una de las soluciones planteadas se resume en la tabla 1.

Para evaluar las tres alternativas en función de las características planteadas, se obtienen los datos de peso con el software CAD utilizado y se estiman los tiempos de mecanizado en software CAM. Las características a comparar se muestran en la tabla 2.

Tabla I Costos de cada solución.

	Costo por solución		
	1	2	3
Materia Prima	201,93	197,9	102,31
Herramientales y maquinaria	364,068	321,26	261,34
M.O.D. + M.O.L	36,05	36,05	36,05
Administración	113,3	113,3	113,3
Transporte	6,06	6,06	6,06
Servicios	0,75	0,75	0,75
COSTO TOTAL	722,15	675,32	519,82

Tabla II Características comparativas de las soluciones.

	Peso (Kg)	Tiempo de mecanizado (Horas)	Costo (Dólares)
Solución 1	1,37	10	722,15
Solución 2	1,42	8	675,32
Solución 3	0,9	5	519,82

Con esto se puede determinar la importancia de cada solución según el criterio a evaluar como se muestra en la tabla 3.

Tabla III Evaluación de las soluciones.

Criterio Peso	Solución 3> Solución 1> Solución 2
Criterio Costo	Solución 3> Solución 2 = Solución 1
Criterio Facilidad de fabricación	Solución 3> Solución 2 > Solución 1

Mediante el método de los criterios ponderados se analiza la mejor opción para el prototipo, es así que se determina que la opción con mayor factibilidad es la solución tres como se indica en la tabla 4.

Tabla IV Ponderación de las soluciones.

	Peso	Costo	Facilidad de fabricación	Σ	PRIORIDAD
Solución 1	0,14	0,07	0,06	0,26	2
Solución 2	0,00	0,07	0,11	0,18	3
Solución 3	0,28	0,28	0,17	0,72	1

C. Diseño detallado.

El factor de seguridad determinado utilizando los coeficientes:

- a. Calidad de los materiales y manufactura.
- b. Control sobre la carga aplicada a la parte.
- c. Exactitud del análisis del esfuerzo, información experimental o experiencia con dispositivos similares.
- d. Peligro de daño a personas.

e. Impacto económico sobre las consecuencias del diseño. Las consideraciones y sus motivos son mostrados en la tabla 5. El factor utilizado será la multiplicación de los valores asignadas a las consideraciones [22], es así que el factor de seguridad mínimo con el que debe cumplir la prótesis será de 2,48

Tabla V Coeficientes para factor de seguridad.

Coficiente	Consideración	Valor	Observación
A	Bueno	1,55	Material certificado y corte con disco
B	Bueno		Consideración de diseño según [14]
C	Muy bueno		Análisis MEF
D	Muy seguro	1,6	Evitar daños al paciente.
E			Barato pero seguro.

La articulación de rodilla trabaja bajo compresión ya que soporta el peso total de la persona. Se toma en cuenta que la prótesis es para caminata de nivel 1, esto quiere decir que la persona que va a usar dicha prótesis será sólo para superficies completamente planas [23] [24]. La extensión completa soporta mayor carga, siendo esta el peso total de la persona con una masa total de 100 kg, se ha de considerar que "la carga máxima se debe multiplicar por un factor de 1,5 debido a efectos inerciales" [14] dando un equivalente de 1,471 KN.

Se usa el método de elementos finitos para determinar los esfuerzos máximos generados. Después de varias simulaciones fallidas se decide crear un soporte inferior que será construido de Nylon 6A disminuyendo así los esfuerzos a 78,04 MPa. En la figura 4 se presenta el esfuerzo Von Mises.

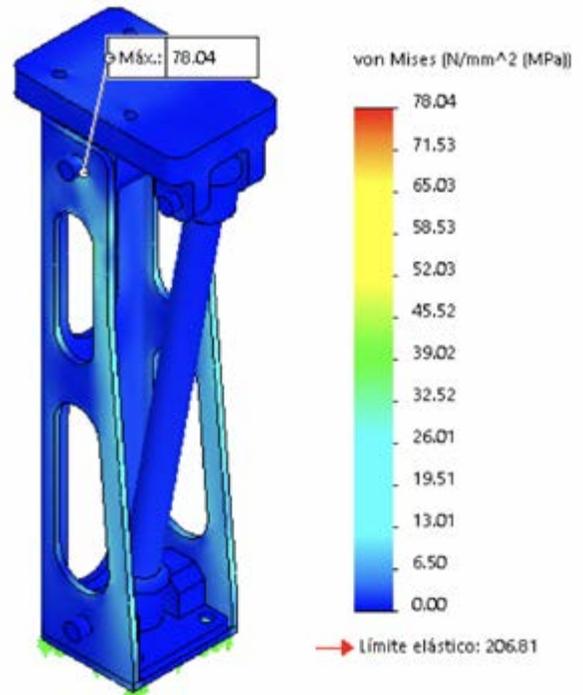


Fig. 4 Esfuerzos presentes en la prótesis.

Usando el mismo método, basado en elementos finitos se obtiene un factor de seguridad mínimo que cumple con lo propuesto y se encuentra presente en la base de chapa metálica como se muestra en la figura 5.

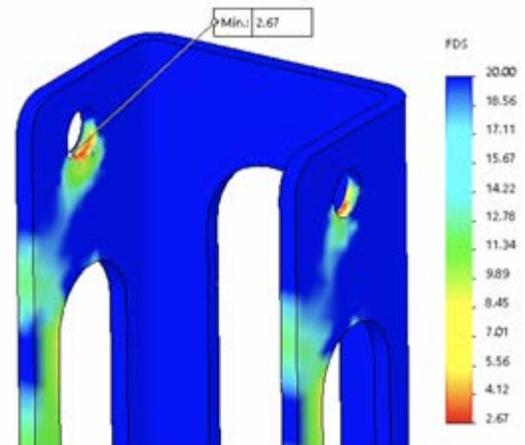


Fig. 5 Factor de seguridad mínimo.

Para conocer la vida útil de la prótesis, se realiza un análisis a fatiga y se puede observar el número de ciclos para los que fallará el cuerpo es superior a un millón como se indica en la figura 6 se tienen factores de carga superiores a 1.

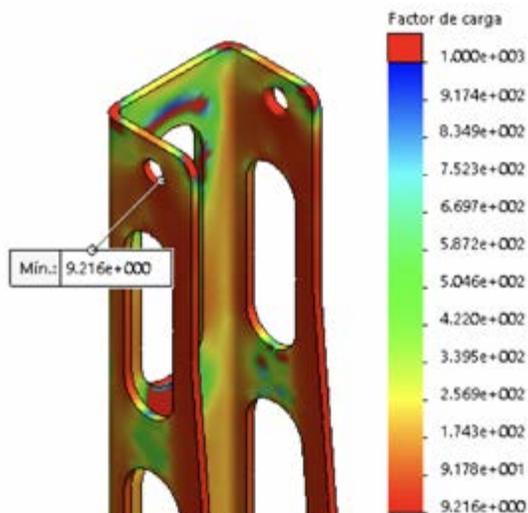


Fig. 6 Factor de carga por simulación a fatiga.

D. Planificar la manufactura.

Para la fabricación se ha tomado en cuenta la maquinaria presente en los laboratorios de manufactura de la Universidad Técnica del Norte. Para el mecanizado se dispone de un centro de mecanizado de 3 ejes y se toma en cuenta la recomendación “trabajar con bajos niveles de acabados” [20], por lo que se utilizan herramientas de corte que permitan una gran profundidad de pasada y permitan regímenes de corte amplios, la tabla 6 muestra las herramientas utilizadas con sus respectivos parámetros de corte utilizados para la manufactura de la base superior y soporte inferior.

Tabla VI Herramientas de corte para la manufactura.

Herramienta	Operación	Velocidad de corte (m/min)	Velocidad de avance (mm/min)	Profundidad de pasada (mm)
Fresa Ø12 mm, 4 dientes, HSS	Desbaste	60,7	910	7
Fresa punta redonda Ø6 mm, 4 dientes, HSS	Acabado	59,4	840	1
Broca Ø5 mm HSS	Taladrado	80	254	6
Broca Ø8 mm HSS	Taladrado	85	287	6

Una vez que se han seleccionado las herramientas y los parámetros correctos, con el manejo de hojas de procesos se optimizan las trayectorias de mecanizado mismas que se ingresan en el software CAM utilizado.

3. Resultados:

Con esta metodología el factor de seguridad mínimo se encuentra en el cuerpo de la prótesis, siendo de 2,67 lo que garantiza la resistencia mecánica del elemento. El costo total de fabricación de la prótesis es de 520 dólares (sin incluir el actuador) y se lleva a cabo en un tiempo total de 12 horas, la prótesis ensamblada se muestra en la figura 7.



Fig. 7 Nueva prótesis embalsamada.

Con referencia al primer diseño de la Universidad Técnica del Norte, la masa de la prótesis alcanza 1,07 kg, como se indica en la figura 8 la diferencia de masa entre las dos es de 242 gramos, la tabla 7 muestra una comparación entre las principales partes de las dos prótesis.

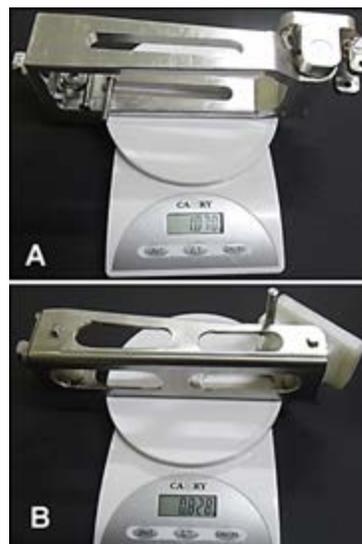


Fig. 8 Comparación de peso: A) Prótesis UTN. B) Nueva prótesis.

Tabla VII Comparación de peso:
A) Prótesis UTN. B) Nueva prótesis

Tabla 7. Comparación de elementos de la prótesis de rodilla.

	Primer Diseño (gramos)	Nueva propuesta (gramos)
Base superior	247,22	93,39
Cuerpo	593,44	429,31
Pasadores	30,2	54,3

En la ciudad de Ibarra, la fundación prótesis Imbabura atiende a 48 personas con prótesis transfemoral, estas personas acuden a dicha fundación para financiar la mayor parte de las prótesis ya que cuentan con un taller para su construcción y el paciente realiza un aporte mínimo (alrededor de 50 dólares) [25]. De la mano de los especialistas de dicha institución se realizaron los ensayos de marcha de la nueva prótesis y se recepta observaciones del usuario, tal como se indica en la figura 9.



Fig. 9 Pruebas de marcha.

4. Conclusiones:

Durante la prueba de marcha el paciente no siente diferencia entre su prótesis comercial y el prototipo propuesto. La prótesis UTN se conceptualizó con capacidad de 65 Kg, mediante la simulación se demuestra que la capacidad de carga de la nueva prótesis supera este concepto en 53%. Con la aplicación de la metodología DFMA se ha evidenciado una disminución en la cantidad de recursos utilizados en la manufactura pasando de seis herramientas a tan solo cuatro, dos de las cuales son de uso común. El tiempo de manufactura se reduce en 54%, el peso total de la prótesis ha disminuido en 22,6 %, y el costo en 47%.

REFERENCIAS / REFERENCES:

- [1] CONADIS, «Agenda Nacional para Discapacidades.» CONADIS, Quito, 2013.
- [2] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, CONADIS, 02 Enero 2018. [En línea]. Available: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>. [Último acceso: 14 Febrero 2018].
- [3] J. F. Benalcazar Freire, M. F. Escobar Ponce y F. H. Pérez Guerrero, «Morbilidad y mortalidad en pacientes diabéticos sometidos a amputaciones de las extremidades inferiores, en el hospital eugenio espejo de la ciudad de Quito enero 2009,» Universidad Central del Ecuador, Quito, 2013.
- [4] Organización Panamericana de la Salud, «www.paho.org.» [En línea]. Available: http://www.paho.org/ecu/index.php?option=com_content&view=article&id=1400:la-diabetes-un-problema-prioritario-de-salud-publica-en-el-ecuador-y-la-region-de-las-americanas&Itemid=360. [Último acceso: 18 Octubre 2017].
- [5] W. B. Freire, M. J. Ramírez, P. Belmont y M. J. Mendieta, Encuesta nacional de salud y nutrición ENSANUT-ECU 2012, Ministerio de Salud Pública del Ecuador, 2014.
- [6] J. BENITÉS SOLÍS, «<http://omnihospital.ec>,» 27 Mayo 2017. [En línea]. Available: <http://omnihospital.ec/amputaciones-de-extremidades-inferiores-no-traumaticas-por-la-diabetes/>. [Último acceso: 19 Febrero 2018].
- [7] J. Álvarez, J. Carreño y J. Rodríguez, «AMPUTACIONES EN EL PIE DIABÉTICO.»
- [8] Ossur, «<https://www.ossur.com/americas>,» [En línea]. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/knees-and-legs>. [Último acceso: 14 febrero 2018].
- [9] Diario la hora, 12 Octubre 2009. [En línea]. Available: <https://lahora.com.ec/noticia/944052/prc3b3tesis-que-cambian-vidas>. [Último acceso: 15 noviembre 2017].
- [10] P. Medina y R. Pérez, «www.iadb.org,» [En línea]. Available: <http://www.iadb.org/es/temas/salud/diabetes-en-pobres,7017.html>. [Último acceso: 18 Octubre 2017].
- [11] R. Rarick, H. Richter, A. v. d. Bogert, D. Simon, H. Warner y T. Barto, «Optimal Design of a Transfemoral Prosthesis with Energy Storage and Regeneration,» American Control Conference (ACC), pp. 4108-4113, 2014.
- [12] L. Castro Valladares y F. Camacho Brausendorff, «Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla,» Revista Tecnológica ESPO, vol. 25, nº 2, pp. 44-52, 2012.
- [13] C. A. Barros Morán y P. F. López Vélez, «Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla),» ESPE, Sangolquí, 2016.
- [14] J. X. Lima Trujillo, «Mecanismo de articulación de rodilla para prototipo de prótesis externa biomecatrónica,» UTN, Ibarra, 2016.
- [15] D. A. Pineda Flores, «Construcción de una prótesis rodilla

- monocéntrica por medio de mecanizado CNC,» UTN, Ibarra, 2017.
- [16] L. V. Pasaguay Bález, «Optimización del mecanismo de articulación de rodilla monocéntrica para prototipo de prótesis biomecánica,» UTN, Ibarra, 2017.
- [17] B. Want, «<http://www.thefabricator.com>,» 16 Noviembre 2009. [En línea]. Available: <http://www.thefabricator.com/spanish/doblando-tubos-no-redondos>.
- [18] C. Sanches R y C. Cortés R, «Conceptos de diseño para manufactura (DFM) de piezas microfundidas,» REVISTA INGENIERÍA E INVESTIGACIÓN, vol. 25, nº 3, pp. 49-60, 2005.
- [19] V. A. Erazo Arteaga, C. D. Mejía Echeverría, F. V. Valencia Aguirre y D. f. Terán Pineda, «Aplicación de ingeniería simultánea en la construcción de máquinas por parte de mipymes metalmecánicas del Ecuador,» I+T+C, vol. 1, nº 11, 2017.
- [20] V. Kallewaard Echeverri, i. Vanegas Useche y J. Burbano Jaramllo, «Diseño para Manufactura y Ensamble,» Informativo Técnico, nº 68, pp. 36-43, 2004.
- [21] C. Riba Romeva, Diseño concurrente, Barcelona: UPC, 2002.
- [22] L. Ríos Q. y E. Roncancio H., «Análisis y desarrollo de un programa de selección rápida de factores de seguridad, para diseño de elementos mecánicos,» Scientia et Technica, vol. 8, nº 35, pp. 255-260, 2007.
- [23] F. Valencia, Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales, Sangolqui: ESPE, 2017.
- [24] F. V. Valencia Aguirre, C. D. Mejía y V. A. Erazo Arteaga, «Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. CAD - CAE - CAM,» Revista UIS Ingenierías, vol. 16, nº 2, pp. 23-34, 2017.
- [25] Prótesis Imbabura, Interviewee, Información de pacientes. [Entrevista]. 10 Noviembre 2017.