



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE DISEÑO GRÁFICO

“DISEÑO DE PROTOTIPOS TRIDIMENSIONALES DE PRÓTESIS
EXTERNA PARA REEMPLAZO DE PIERNA Y PIE POR
AMPUTACIÓN INFRAGENICULAR EN HUMANOS”

Trabajo de titulación presentado para optar al grado académico de:
INGENIERA EN DISEÑO GRÁFICO

AUTORA: BALVINA MERCEDES ROMERO ERAZO

TUTOR: Lcdo. RAMIRO DAVID SANTOS POVEDA

RIOBAMBA – ECUADOR

2016

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE DISEÑO GRÁFICO

El Tribunal de Trabajo de Titulación certifica que:: el trabajo de investigación: “DISEÑO DE PROTOTIPOS TRIDIMENSIONALES DE PRÓTESIS EXTERNA PARA REEMPLAZO DE PIERNA Y PIE POR AMPUTACIÓN INFRAGENICULAR EN HUMANOS”, de responsabilidad de la señorita Balvina Mercedes Romero Erazo, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Dr. Miguel Tasambay, PhD DECANO FIE	_____	_____
Dis. Mónica Sandoval DIRECTORA EDG	_____	_____
Lic. Ramiro Santos Poveda DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	_____	_____
Dr. Héctor Danilo Moyano, Msc. MIEMBRO DEL TRIBUNAL	_____	_____
DOCUMENTALISTA SISBIB ESPOCH	_____	_____

2016, Balvina Mercedes Romero Erazo

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

“Yo, BALVINA MERCEDES ROMERO ERAZO, soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta investigación, y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO.”

BALVINA MERCEDES ROMERO ERAZO

DEDICATORIA

El presente Trabajo de Titulación, dedico con mucho cariño y admiración a mi hermano, a mi padre y a mi madre que como conocedores de la necesidad de la educación para la búsqueda de un mejor futuro, supieron entregarme su esfuerzo y sacrificio para construir la herencia más preciada que todo ser humano debería recibir para alcanzar un lugar preferencial en la sociedad.

Para ellos que han estado junto a mí, brindándome su apoyo generoso en los momentos buenos y malos, pues son los dignos merecedores de este trabajo que pongo en sus manos para su regocijo.

Balvina.

AGRADECIMIENTO

A través del presente Trabajo de Investigación quiero dejar constancia de mi profundo agradecimiento a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, a la Facultad de Informática y Electrónica y a la Escuela de Diseño Gráfico, pues en sus aulas he formado mi espíritu y personalidad mediante las sabias enseñanzas de mis maestros que contribuyeron para mi formación personal.

De manera especial, mi profundo reconocimiento para mi profesor tutor Lcdo. Ramiro David Santos, así como también al docente de la Escuela de Medicina de la ESPOCH, miembro del tribunal, Dr. Héctor Danilo Moyano, por haber dedicado su valioso tiempo para encaminarme con sus consejos útiles en la elaboración de este trabajo que espero se constituya en un testimonio perenne de dedicación y esfuerzo.

La autora.

TABLA DE CONTENIDO

	Páginas
PORTADA i
FIRMAS RESPONSABLES ii
DERECHOS DE AUTOR iii
RESPONSABILIDAD DEL AUTOR iv
DEDICATORIA v
AGRADECIMIENTO vi
TABLA DE CONTENIDO vii
ÍNDICE DE TABLAS xiii
ÍNDICE DE GRÁFICOS xiv
ÍNDICE DE FIGURAS xv
ÍNDICE DE FOTOGRAFÍAS xviii
INDICE DE ANEXOS xix
RESUMEN xx
SUMARY xxi
INTRODUCCIÓN 1
1. CAPÍTULO I: MARCO TEÓRICO REFERENCIAL 4
1.1. Introducción 4
1.2. Historia de las prótesis y amputaciones 7
1.3. Amputaciones de miembro inferior 13

1.3.1.	<i>Tipos de amputaciones de miembro inferior</i> 15
1.3.1.1.	<i>Amputación infragénicula o transtibial</i> 17
1.4.	Prótesis 18
1.4.1.	<i>Tipos de prótesis</i> 19
1.4.1.1.	<i>Prótesis Post-operatoria</i> 19
1.4.1.2.	<i>Prótesis Inicial</i> 20
1.4.1.3.	<i>Prótesis Preliminar</i> 20
1.4.1.4.	<i>Prótesis Definitiva</i> 20
1.4.1.5.	<i>Prótesis de propósito especial</i> 21
1.4.2.	<i>Partes de una Prótesis Infragénicula o Transtibial</i> 21
1.4.2.1.	<i>Encaje</i> 21
1.4.2.2.	<i>Pilón o pierna</i> 22
1.4.2.3.	<i>Tobillo – pie</i> 22
1.4.3.	<i>Nivel de actividad de una persona con amputación</i> 22
1.5.	Conceptos básicos de Biomecánica 22
1.5.1.	<i>Pierna</i> 23
1.5.1.1.	<i>Tibia</i> 23
1.5.1.2.	<i>Peroné</i> 23
1.5.2.	<i>Biomecánica del Pie y Tobillo</i> 24
1.5.2.1.	<i>Bóveda plantar</i> 24
1.5.2.2.	<i>Talón o apoyo posterior</i> 25
1.5.2.3.	<i>Articulación del tobillo</i> 25
1.5.3.	<i>Marcha</i> 26

1.5.4.	<i>Marcha de una persona con amputación</i>	27
1.5.4.1.	<i>Flexión lateral del tronco</i>	28
1.5.4.2.	<i>Rotación continua</i>	28
1.5.4.3.	<i>Rotación del pie durante el contacto inicial</i>	29
1.5.4.4.	<i>Lordosis exagerada</i>	30
1.5.5.	<i>Análisis de la marcha</i>	30
1.6.	Aspectos psicológicos de los pacientes con amputaciones	32
1.6.1.	<i>Fracasos funcionales físicos</i>	32
1.6.2.	<i>Dolor relacionado a la prótesis</i>	33
1.6.3.	<i>Apariencia estética</i>	34
1.7.	Antropometría	39
1.8.	Modelado 3D	41
1.8.1.	<i>Técnicas de modelado 3D</i>	42
1.8.1.1.	<i>Estructuras Predefinidas</i>	42
1.8.1.2.	<i>Operaciones booleanas</i>	42
1.8.1.3.	<i>Modelado Poligonal</i>	43
1.8.1.4.	<i>Extrude</i>	43
1.8.1.5.	<i>Nurbs</i>	44
1.8.2.	<i>Software para modelado y animación 3D</i>	45
1.8.3.	<i>Impresión 3D</i>	48
1.8.4.	<i>Métodos de impresión 3D</i>	49
1.8.4.1.	<i>Impresión por inyección</i>	49
1.8.4.2.	<i>Modelado por deposición de fundente</i>	49

1.8.4.3.	<i>Foto-polimerización</i>	50
1.8.5.	<i>Filamentos para impresión 3D</i>	50
1.8.5.1.	<i>ABS</i>	50
1.8.5.2.	<i>PLA</i>	50
2.	CAPÍTULO II: Marco Metodológico	51
2.1.	Metodología de la investigación	51
2.1.1.	<i>Tipo de investigación</i>	51
2.1.2.	<i>Métodos y técnicas</i>	52
2.1.2.	<i>Métodos</i>	52
2.1.2.	<i>Técnicas</i>	52
2.2.	Metodología del diseño	52
2.2.1.	<i>Problema</i>	53
2.2.2.	<i>Elementos del problema (reconocimiento de sub-problemas)</i>	53
2.2.3.	<i>Recopilación de datos</i>	54
2.2.4.	<i>Análisis de datos</i>	55
2.2.4.1.	<i>Lugares en donde se puede proceder a la impresión 3D</i>	55
2.2.4.2.	<i>Dimensiones antropométricas - Medidas del muñón</i>	55
2.2.4.3.	<i>Análisis psicológico</i>	57
2.2.4.4.	<i>Costo de impresión y filamento</i>	58
2.2.5.	Creatividad	59
2.2.5.1.	<i>Modelo endoesquelético</i>	59

- Encaje.....	60
- Pílon.....	61
- Tobillo y pie.....	62
2.2.5.2. Modelo exoesquelético.....	64
2.2.6. Materiales – Tecnologías	65
2.2.6.1. Encaje.....	66
2.2.6.2. Pílon.....	66
- Acero.....	66
- Titanio.....	66
2.2.6.3. Tobillo y pie.....	88
- Fibra de carbono.....	67
2.2.6.4. Exoesqueleto.....	67
2.2.7. Experimentación	67
2.2.8. Modelos y verificación	68
2.2.9. Dibujos constructivos	68
2.2.9. Solución	72
3. CAPÍTULO III: MARCO DE RESULTADOS	73
3.1. Prototipo de prótesis 1	73
3.2. Prototipo de prótesis Modelo 2	74
3.3. Control de calidad	75

CONCLUSIONES..... 76

RECOMENDACIONES..... 77

GLOSARIO

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1. Amputaciones Traumáticas en el Ecuador.....	... 14
Tabla 2-1. Comparación de las medias de las variables de la marcha.....	... 30
Tabla 1-2. Elementos del problema.....	... 53
Tabla 2-2. Información a recolectar. 54
Tabla 3-2. Tabla de gustos del paciente.....	... 58
Tabla 4-2. Especificaciones técnicas del Modelo IC62 Triton Harmony.....	... 62

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-1. Porcentaje edad de persona con amputaciones.....	... 5
Gráfico 2-1. Porcentaje de personas con amputaciones referentes al género.	5
Gráfico 3-1. Porcentaje causas de amputación.....	... 6
Gráfico 4-1. Porcentaje miembro amputado. 6
Gráfico 5-1. Proyecciones hasta el 2016 de Amputaciones de extremidad inferior. 15
Gráfico 6-1. Gráficos comparativos de la marcha.....	... 31
Gráfico 7-1. Medidas antropométricas estándar de la pierna.....	... 40
Gráfico 1-2. Medidas antropométricas del paciente.....	... 56

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Historia de la prótesis.....	8
Figura 2-1. Amputaciones en la antigüedad.....	12
Figura 3-1. Niveles de Amputación de Miembro Inferior.....	16
Figura 4-1. Amputación infragenicular o transtibial.....	17
Figura 5-1. Vascularización de la rodilla.....	18
Figura 6-1. Modelos de Prótesis.....	19
Figura 7-1. Partes de la pierna y el pie.....	23
Figura 8-1. Estructura ósea de pie y tobillo.....	24
Figura 9-1. Arcos longitudinales del pie.....	25
Figura 10-1. Estructura ósea del tobillo.....	26
Figura 11-1. Rango articular del pie y tobillo.....	26
Figura 12-1. Ciclo de la marcha.....	27
Figura 13-1. Flexión lateral de cadera.....	28
Figura 14-1. Rotación continua.....	29
Figura 15-1. Rotación del pie.....	29
Figura 16-1. Lordosis exagerada.....	30
Figura 17-1. Medidas antropometría.....	40
Figura 18-1. Ejemplo de modelado 3D.....	41
Figura 19-1. Estructuras predefinidas.....	42
Figura 20-1. Operaciones Booleanas (unión, diferencia, intersección).....	43
Figura 21-1. Modelado poligonal.....	43

Figura 22-1. Modelado Extrude.....	44
Figura 23-1. Nurbs.....	45
Figura 24-1. Captura de pantalla, interface 3D Studio Max.....	46
Figura 25-1. Captura de pantalla, interface Maya.....	46
Figura 26-1. Captura de pantalla, interface <i>Lightwave 3D</i>	47
Figura 27-1. Captura de pantalla, interface Blender.....	47
Figura 1-2. Dimensiones de la pierna y muñón. Escala 1.1.....	57
Figura 2-2. Boceto de prótesis endoesquelética.....	59
Figura 3-2. Dimensiones del boceto de prótesis. Escala 1.1.....	60
Figura 4-2. Dimensiones del boceto: “Encaje”. Escala 1.1.....	61
Figura 5-2. Dimensiones del boceto: “Pilón”. Escala 1.1.....	61
Figura 6-2. Modelo Triton Harmony.....	62
Figura 7-2. Boceto de pie y tobillo.....	63
Figura 8-2. Dimensiones del boceto: “Pie y tobillo”. Escala 1.1.....	63
Figura 9-2. Boceto inicial de prótesis exoesquelética.....	64
Figura 10-2. Dimensiones del boceto: “Exoesqueleto”. Escala 1.1.....	64
Figura 11-2. Bocetos para malla exoesqueleto.	65
Figura 12-2. Bocetos para malla exoesqueleto. Modelo 2.....	65
Figura 13.2. Render modelado 3D. Pieza endoesquelética.....	68
Figura 14.2. Render modelado 3D. Encaje.....	69
Figura 15.2. Render modelado 3D. Pilón.....	69
Figura 16.2. Render modelado 3D. Pie y tobillo.....	70
Figura 17.2. Render modelado 3D. Exoesqueleto.	70

Figura 18.2. Render modelado 3D. Pierna.	71
Figura 19.2. Render modelado 3D. Pie.	71
Figura 1-3. Prototipo 3D de prótesis vista lateral.....	73
Figura 2-3. Prototipo 3D de prótesis vista ortogonal.....	74
Figura 3-3. Prototipo 3D prótesis modelo 2 vista lateral.....	74
Figura 4-3. Prototipo 3D prótesis modelo 2 vista ortogonal.....	75

ÍNDICE DE FOTOGRAFÍAS

Fotografía 1-1. Prótesis de un dedo pulgar.....	9
Fotografía 2-1. Brazo de hierro propiedad de Alt-Ruppin.....	10
Fotografía 3-1. Prótesis de mano de hierro Götz von Berlichingen.....	11
Fotografía 4-1. Prótesis.....	12
Fotografía 5-1 Campaña Always Loyal 1.....	34
Fotografía 6-1. Campaña Always Loyal 2.....	35
Fotografía 7-1. Campaña Always Loyal 3.....	36
Fotografía 8-1. Arte Kintugi: la belleza de la imperfección.....	37
Fotografía 9-1. Viktoria Modesta 1.....	38
Fotografía 10-1. Viktoria Modesta2.....	39
Fotografía 11.1. Ejemplo de objeto en proceso de impresión 3D.....	48
Fotografía 12-1. Ejemplo de objeto impreso 3D (digital y físico).....	49

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A. Solicitud de Impresora 3D a director de Escuela de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales

ANEXO B. Certificado de médico traumatólogo Dr. Héctor Danilo Moyano.

ANEXO C. Formato de control de calidad del prototipo de prótesis infragenicular.

ANEXO D. Manual de usuario.

ANEXO E. Fotografías (piezas prótesis impresa en 3D).

ANEXO F. Fotografías prótesis impresa en 3D.

ANEXO G. Fotomontaje modelos con prótesis.

ANEXO H. Estructuras geométricas del exoesqueleto.

RESUMEN

La presente investigación tuvo como objetivo diseñar prototipos 3D de prótesis infragenicular (por debajo de la rodilla) tanto en su forma endo como exoesquelética, partiendo de un análisis de procesos técnicos y prácticos que se utilizan en el desarrollo de piezas tridimensionales para prótesis. En el Ecuador se han producido alrededor de 1.932 prótesis externas mensuales usando el sistema CAD-CAM, tanto en prótesis de miembros inferiores como superiores, como parte del programa Misión Solidaria Manuela Espejo desde 2012 al 2015. El estudio previo determinó que en el Ecuador existen personas con amputaciones, de las cuales un 76% corresponden a miembro inferior. Se determinó elaborar un prototipo basándose en la metodología de Bruno Munari: problema, definición de problema, recopilación de datos, análisis de datos, creatividad, materiales, experimentación, modelos, verificación, dibujos constructivos y solución. Como resultado se obtuvo el prototipo de prótesis infragenicular impresa en filamento ABS, la parte endoesquelética fue elaborada en base a medidas específicas de un paciente anónimo y la parte exoesquelética se confeccionó en base a las preferencias estéticas del paciente para lograr una posible recuperación psicológica, fundamentada en cánones estéticos definidos por la sociedad. El prototipo no solo posee funcionalidad física-motora, sino también estética; fue evaluado por un médico traumatólogo y obtuvo el aval para su construcción. La fabricación de prótesis en el Ecuador es limitada y conseguirlo en el exterior llega a tener un costo excesivamente elevado. La utilización de impresión 3D provee dispositivos protésicos a pacientes amputados de una manera constructiva, que no sólo proporcione la facilidad de movilización, sino que ayude a involucrarse positivamente y sin prejuicio en la sociedad. Se recomienda que la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, aborde el tema de las prótesis para emprender un proyecto integrador entre las escuelas de Medicina, Mecánica, Electrónica y Diseño Gráfico para la elaboración de prótesis de calidad para pacientes de la región.

PALABRAS CLAVE:

<TECNOLOGIA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA> <DISEÑO GRÁFICO>
<MODELADO 3D> <PROTOTIPOS TRIDIMENSIONALES> <PRÓTESIS
INFRAGENICULAR> <IMPRESIÓN 3D> <PRÓTESIS ENDOESQUELÉTICA>
<PRÓTESIS EXOESQUELÉTICA> <DISEÑO DE PRÓTESIS>

SUMMARY

The objective of this investigation was to design 3D prototypes of infragenicular prosthesis (underneath the knee) in its endo form as well as its exoesqueletica, based on an analysis of technical and practical procedures that were used in the three-dimensional prosthesis development. Ecuador has produced nearly 1.932 external prosthesis, monthly using the CAD-CAM system; not just in inferior prosthesis member but also superior, as part of the Mision Solidaria Manuela Espejo program since 2012 to 2015. The previous study determined that in Ecuador there are many peoples with amputations, which 76% belongs to the inferior members. It also got determined to create a prototype base on the Bruno Munari's methodology: problem, problem's definition, data base compilation, data analysis, creativity, materials, experimentation, scketches, verification, constructive draws and solution. As a result, they got the infragenicular prosthesis prototype impress in ABS filament, the endoskeletal part was made base on an anonymous patient's measurements and the exoskeletal part was built on an appearance preferences to managed a possible physiologic recuperation, based on aesthetical canones defined by society.

The prototype not only has physical motor-functionality but also aesthetical; it was evaluated by a traumatologist doctor and it got the aval for its construction. The prosthesis fabrication in Ecuador is limited and the cost outside the country is extremely expensive.

The use of the 3D impression provides prosthetic chip to amputated patients in a constructive way not only to give the mobilization ability, but also to help get involve positively and without any damage to society. It is well recommended to the Escuela Superior Politécnica de Chimborazo; address the prosthesis theme to implement an integrator project between the Medicine, Mechanical, Electronic and Graphic Designer School to elaborate prosthesis of good quality to all the region's patients.

KEY WORDS:

<SCIENCE AND TECHNOLOGY ENGINEERING> <GRAPHIC DISIGNER> <3D
MODULATED> <THREE-DIMENSIONAL PROTOTYPES> <PROSTHESIS
INFRAGENICULAR> <3D IMPRESSION> <ENDOESKELETAL PROSTHESIS>
<EXOESKELETAL PROSTHESIS> <PROSTHESIS DESIGN>

INTRODUCCIÓN

Los avances científicos en la medicina han permitido no sólo a la humanidad luchar contra las enfermedades, sino también prevenirlas y otorgar a las personas una mejor vida. Desde tiempos inmemorables las prótesis eran utilizadas para reemplazar partes del cuerpo humano con la intención de que cumplan la función que la pieza perdida desempeñaba.

Pese a tanta experimentación, tuvo que pasar más de 2000 años hasta que la historia dio un giro dramático en pro de un mejor estilo de vida de las personas que han sufrido amputaciones. A partir de las guerras suscitadas en el paso del tiempo, que fueron épocas con gran afluencia de personas con discapacidades físicas causadas por los conflictos bélicos, época marcada de dolor, pero de gran ayuda en el campo de la evolución médica fue que se marcó la diferencia.

Por los años 50, se comenzó con una exhaustiva lucha hasta encontrar la forma de que las prótesis antes de metales como el oro, plata, hierro o en otros casos de madera, se adaptasen al cuerpo de mejor manera.

En nuestro país, como parte del programa Misión Solidaria Manuela Espejo desde Octubre del 2012 al 2015, se han producido prótesis externas mensuales usando el sistema CAD-CAM (modelos tridimensionales para impresión).

Este proyecto impulsado por la vicepresidencia en ese entonces en manos de Lenin Moreno, marcó un hito en la historia del Ecuador al llevar a cabo una labor social de tanta índole, en la cual los datos alojados en la página web de la Secretaría Técnica para la Gestión Inclusiva en Discapacidades indica que se ha desarrollado alrededor de 1.932 prótesis de miembros superiores e inferiores hasta el 2015.

La ayuda que se ha visto por parte del Estado Ecuatoriano en pro de las personas con discapacidad es envidiable debido al apoyo gratuito que reciben los beneficiarios, los cuales gracias al Censo Nacional realizado en el año 2010, cuyos datos están alojados en las páginas del Ministerio del Ecuador, gracias al Sistema de Nacional de Información, conocemos que un 42,11% de la población tienen discapacidad físico motora, llegando a una cantidad de 343.714 personas.

En el año 2014, gracias a la tecnología que avanza a grandes pasos, según el portal Web de la revista Forbes, en el Tercer Hospital de la Universidad de Pekín se logró por primera vez implantar a un niño de 12 años una vértebra impresa en 3D utilizando como material polvo de titanio, el cual no sólo resistiría más tiempo, sino que no se ha utilizado tornillos ya que la pieza

exacta ha incluido en su modelado porosidades que permite el crecimiento del hueso a través de ellos.

Este tipo de impresión de prótesis ha ayudado alrededor del mundo en múltiples ocasiones, como es el caso de Kylie Wicker, una niña a la cual en la escuela secundaria de Illinois (Estados Unidos) en el 2014 se le imprimió una prótesis de mano, la cual, según el corresponsal de la revista digital BUSINESS INSIDER, normalmente su costo se eleva hasta los 50.000 dólares; usando este método de impresión rápida su valor considerablemente se ha reducido.

La impresión 3D es una gran tendencia en la actualidad, se ha partido desde la impresión con materiales comunes como el plástico hasta la utilización de células humanas; los diferentes procesos con los que se imprimen tienen en común la utilización de software de modelado 3D que envía la información a la impresora y esta la sintetiza en finas capas las cuales se van imprimiendo lentamente hasta formar el objeto completo.

Este proceso de impresión 3D ha revolucionado el mercado productivo ya que permite la impresión de múltiples objetos como vestimenta, prototipos, calzado, armas, piezas mecánicas, carros, muebles, comida, prótesis, entre otros.

A partir del 2014, en Ecuador se comenzó con la manufactura de impresoras 3D fabricadas en el país con piezas importadas y otras encontradas en mercados nacionales, fue en el Campus Party 2014 que se demostró esta innovación. Además, en la Feria Innopolis en la Universidad de Yachay - Ecuador, en el año 2015 se presentó grandes propuestas de creación de impresoras 3D.

Pese a tanta innovación, en nuestro país, la impresión 3D se utiliza únicamente en el área de la publicidad, además se ha incrementado en la fabricación de productos decorativos como pulseras, anillos, vasos personalizados, carcasas para celulares, entre otros; no obstante, su relevancia no ha sido tan significativa en pro a la ayuda social.

En la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo no se han encontrado propuestas de esta índole, a fin de desarrollar un proyecto que beneficie a la salud y bienestar humano de las personas con discapacidad física por amputaciones.

Es así, que el proyecto de graduación que implica el diseño, modelado, manufactura y prototipaje de una prótesis, se basa en las normativas del Plan del Buen Vivir 2013-2017 y a su vez en sus objetivos, entre los principales tenemos:

- “- Objetivo 3. Mejorar la calidad de vida de la población.
- Objetivo 8. Consolidar el sistema económico social y solidario, de forma sostenible.
- Objetivo 10. Impulsar la transformación de la matriz productiva.

- Objetivo 11. Asegurar la soberanía y eficiencia de los sectores estratégicos para la transformación industrial y tecnológica”. (Plan del Buen Vivir, 2013).

De tal forma que el estudio realizado está acorde al perfil de graduación de un Ingeniero en Diseño Gráfico, que contempla la identificación de un problema, en este caso médico, económico y la utilización de herramientas 3D para la creación de prototipos de prótesis para una posible solución a través de la investigación en la Universidad.

En el presente trabajo se pretende manufacturar un prototipo de la prótesis que será aplicada como sustituto de pierna y pie que han sido amputados. La idea de crear una prótesis lista para la colocación en el cuerpo humano, el cual ayuda a la movilización y estabilidad de la persona, además de contar con el diseño personalizado en su parte exoesquelética que le hará estético, proporcionará una ayuda física y psicológica al paciente al utilizar una pieza que se pueda lucir como un complemento decorativo y no avergonzarse tratando de ocultarlo.

La creación de prototipos permitirá controlar el proceso de personalización de las prótesis de acuerdo a los casos particulares de pacientes y la optimización de recursos de fabricación para que estos prolonguen su vida útil.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1. Introducción

Si se mira detenidamente a Alicia¹, un casi imperceptible movimiento en su pierna derecha provoca que tenga un ligero ladeo; a sus 13 años de edad en el hospital de la ciudad de Guaranda-Ecuador, en el año 2003 tuvieron que amputarle la pierna derecha debido a que sufrió un accidente de tránsito. La comunidad religiosa a la que pertenece le permitió y financió un viaje a Estados Unidos en donde se le realizó la colocación de una prótesis.

Dicho remplazo le ha permitido trasladarse de un lado a otro, pero evidentemente esta movilización que realiza es con esfuerzo extra, principalmente al subir o bajar gradas. Al imaginarse un tratamiento en el exterior, se puede especular que sería de alta calidad y funcionalidad, lastimosamente, esa visión está lejos de la realidad.

Si bien las prótesis que se realizan cumplen con la función a la que es destinada, estas piezas artificiales no logran darle la estabilidad adecuada, además que su diseño antiestético no ayuda a su recuperación psicológica del paciente y aquellos productos que cumplen con los estándares de calidad en la actualidad tiene un precio excesivo.

Este caso difiere del de Jorge² que igualmente en un accidente de tránsito perdió una de sus piernas; por falta de recursos económicos y por la incomodidad que presenta la prótesis a bajo precio que logró conseguir, ahora camina por las calles con la ayuda de muletas. Él es un luchador, no tiene miedo de alzar el dobladillo de su pantalón y mostrar que ahí, donde solía estar su pierna, el aire corre libremente.

Estos testimonios nos indican la dura tarea que es continuar con su vida luego de sufrir una amputación, el quehacer diario se vuelve una verdadera batalla en la que poder llegar a tener un estilo de vida relativamente normal es la victoria.

¹ Alicia: Alias para guardar la confidencialidad solicitada de la persona.

² Jorge: Alias para conservar la confidencialidad solicitada de la persona.

Según datos obtenidos en el 2013 en la “Fundación Prótesis para la Vida” de la ciudad de Ibarra-Ecuador, las causas de amputación pueden ser por diversos factores como la consecuencia de heridas, afecciones vasculares, tumores malignos, diabetes, malformaciones congénitas, infecciones y accidentes. Una tabulación de datos realizada en dicha fundación (Cevallos e Hidrobo, 2013, pp. 3-4) con un total de 37 pacientes, población total de personas con amputaciones arrojaron los siguientes datos:

En el Gráfico 1-1 se observa que el 46% de la población se encuentra en el rango de 23 a 50 años de edad. El grupo de menores casos es de 0 a 10 años con un 3%, un 21% corresponde al rango de 11 a 22 años y un 30% en personas de más de 50 años de edad.

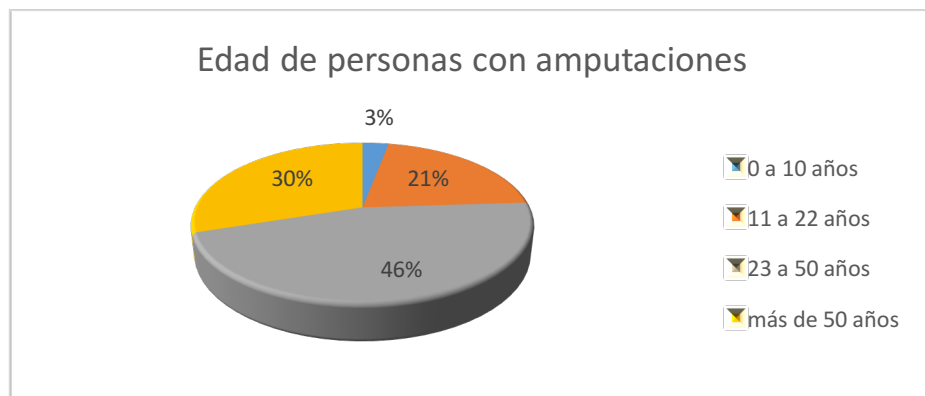


Gráfico 1-1. Porcentaje edad de persona con amputaciones.

Fuente: Basada en datos de la Fundación Prótesis para la Vida, 2013.

El Gráfico 2-1 indica que el 64% de la población estudiada en la “Fundación Prótesis para la vida” corresponde al género masculino, dejando el restante 38% para el género femenino.

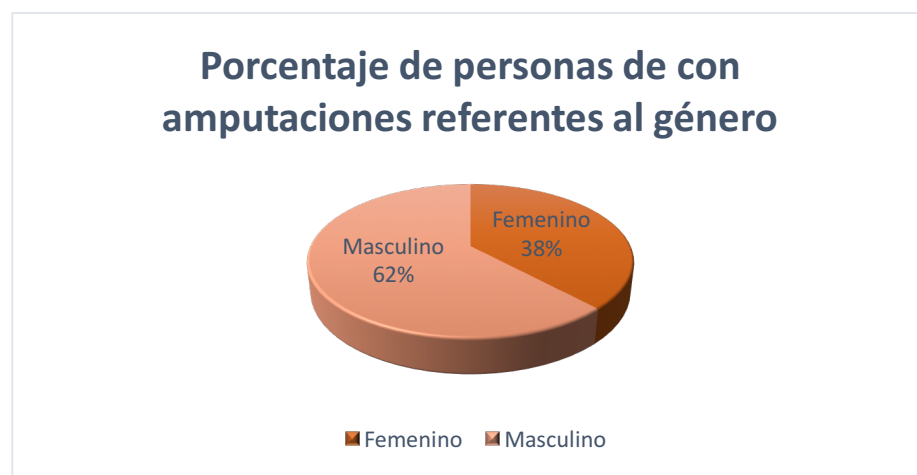


Gráfico 2-1. Porcentaje de personas con amputaciones referentes al género.

Fuente: Basada en datos de la Fundación Prótesis para la Vida, 2013.

La causa principal por la que se producen amputaciones son los accidentes de tránsito, teniendo un 46% de porcentaje, seguido de 24% correspondiente a personas que sufren de diabetes, se evidencia que los porcentajes menores corresponden a accidentes laborales, osteomielitis y accidentes con armas de fuego. Esto según el Gráfico 3-1.

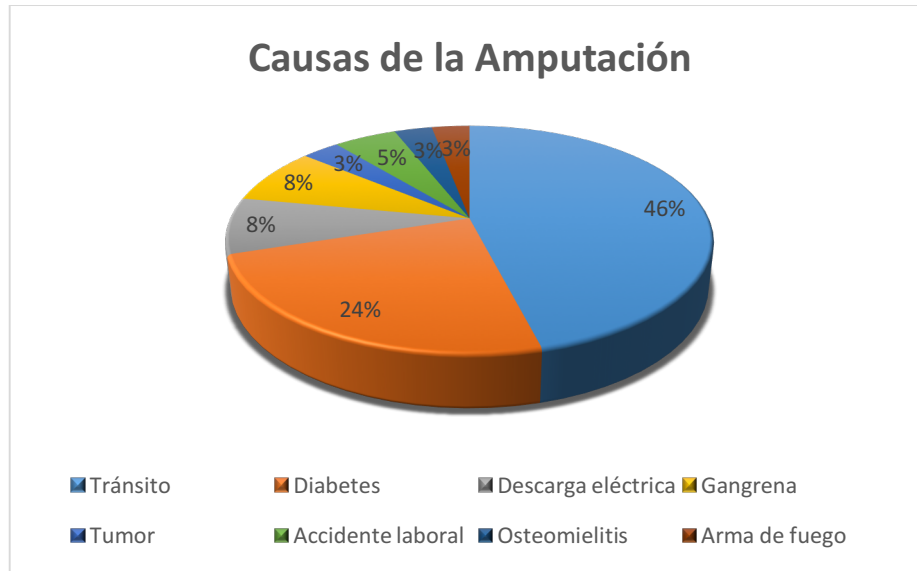


Gráfico 3-1. Porcentaje causas de amputación.

Fuente: Basada en datos de la Fundación Prótesis para la Vida

El Gráfico 4-1. indica que el mayor porcentaje de amputaciones concierne a los de miembro inferior con un 76%, mientras que la pérdida de miembros superiores corresponde al 24% de la población.



Gráfico 4-1. Porcentaje miembro amputado.

Fuente: Basada en datos de la Fundación Prótesis para la Vida

Desde el año 2010 hasta el 2014 en el Ecuador han existido aproximadamente 900 casos de amputaciones traumáticas, y según este estudio se proyecta a que en el 2016 este valor sea superado significativamente.

Dichos datos quedan como aproximaciones debido a que no existe un censo que lo corrobore. En el proceso del presente trabajo, se solicitó información al Instituto Nacional de Estadística y Censos, mediante consulta electrónica con el ticket #29444. La respuesta fue atendida con el documento “Anuario camas egresos hospitalarios 2014” el cual presenta una información muy generalizada y no se encuentran datos específicos de lo solicitado, demostrando lo antes mencionado.

Según Campell en su libro “Cirugía ortopédica” escrito en 1998, la locomoción que realiza el cuerpo humano es producida mediante la acción simultánea de huesos, músculos y articulaciones, movimientos complejos que requieren de un estudio específico y detallado, estos movimientos varían dependiendo entre otros factores de las medidas antropométricas de cada persona.

Es por esta razón que para realizar un prótesis que cumpla con la condiciones del paciente se requiere un análisis biomecánico y antropométrico del paciente, tomando medidas específicas para el desarrollo simétrico de la pieza a construirse, no solo por estética sino por el gasto menor de energía que el paciente presenta al caminar simétricamente ya que se evita el impacto directo de las fuerzas sobre la pierna; y de un estudio psicológico para que la prótesis refleje la personalidad del paciente y mejore su condición psíquica luego de aquel evento traumático.

1.2. Historia de las prótesis y amputaciones

A partir de los años 50 se adentró en el tema de prótesis que logren adaptarse al cuerpo humano de manera bio-compatible, no obstante desde comienzos de la humanidad se ha buscado una forma de sustituir las extremidades faltantes.

Se tiene registro de prótesis colocadas a personas en las grandes civilizaciones antiguas como Egipto, Grecia y Roma con materiales biológicos y no biológicos como por ejemplo los restos de miembros artificiales fabricados con fibras descubiertas en momias, o las conocidas patas de palo mencionadas en la leyendas piratas, así mismo en la Europa del siglo XVI se ocupaba elementos como el oro, plata u otros metales.

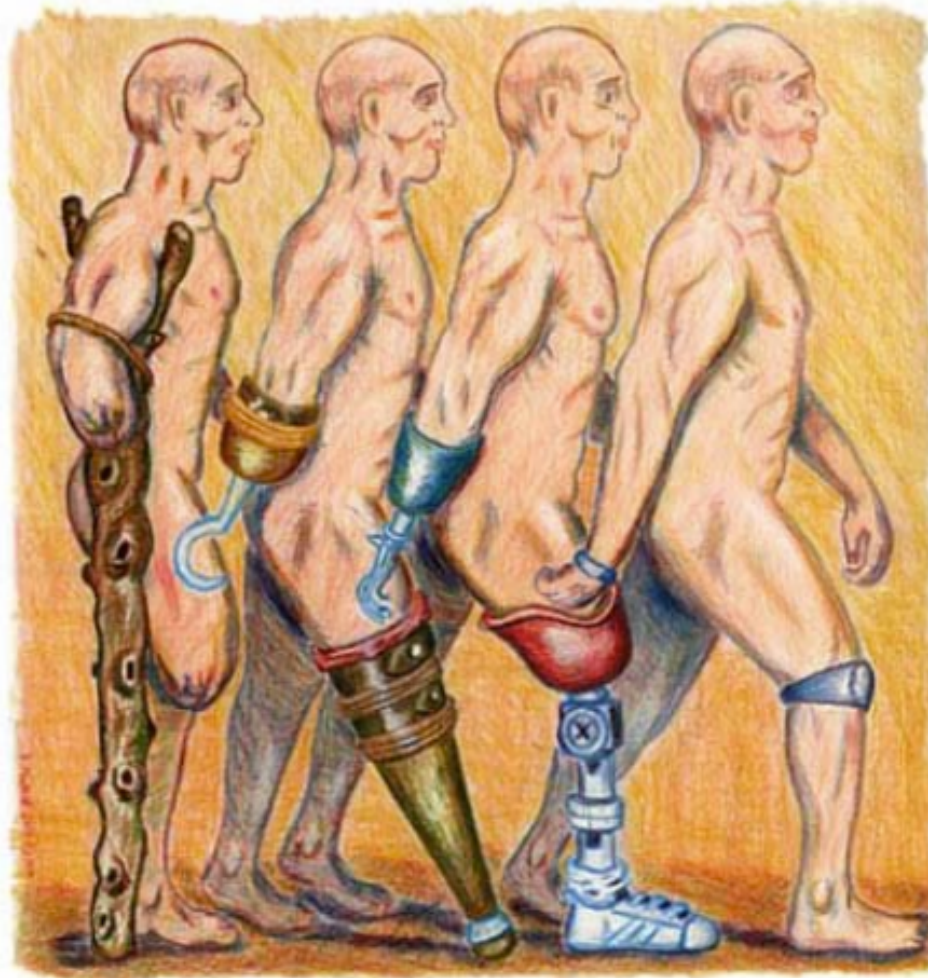


Figura 1.1. Historia de la prótesis.

Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos99/protesis-humanas-ioingenieria/image002.jpg>

Herodotus relata en su “Noveno Libro de las Historias de Herodotus”, que Hegesistratus, un guerrero persa que vivía por el año 484 a.C., es uno de los primeros hombres en conocerse por usar un miembro artificial; se cuenta que a este guerrero lo habían capturado y encadenado, éste, abrazado por la desesperación y audacia, se cortó el pie y escapó del cautiverio para posteriormente reemplazarlo por uno elaborado en madera.

Si bien este caso es conocido por ser la primera persona de la cual se menciona el nombre, el historiador Bennett Wilson en su libro “History of Amputation Surgery and Prosthetics” señala que en el año de 1858 en Capri - Italia, se encontró el que se cree es el miembro artificial más antiguo conservado en buenas condiciones, se trata de una pierna confeccionada a base de cobre y madera.

Así mismo se ha encontrado una versión de un dedo del pie protésico desde el antiguo Egipto, pieza que en la actualidad se encuentra ubicada en el Museo Egipcio de El Cairo. Véase Fotografía 1-1.



Fotografía 1-1. Prótesis de un dedo pulgar.

Fuente: Jon Bodsworth. Ubicada en el Museo Egipcio del El Cairo.

Plipio el Anciano, erudito romano muerto en el año 79 d.C., describe en sus manuscritos a Marcus Sergius, general de la antigua Roma quien guió a su ejército en la segunda guerra púnica contra los cartagineses entre 218 y 210 a.C., Marcus recibió varias heridas y lesiones entre las cuales consta la amputación de su brazo derecho, para poder continuar con la batalla y sostener sus espada, se había mandado a confeccionar un remplazo de su brazo elaborada en hierro.

Durante la época del medioevo, los 1000 años de oscuridad, el retroceso de la ciencia causada por la división territorial feudal y el fanatismo religioso extremo, también afecto al desarrollo de prótesis.

Los métodos precarios utilizados para intentar salvar las extremidades o para la amputación de las mismas, como el aplastar el miembro, cauterizarlos con hierros a rojo vivo, sumergirlos en aceite hirviendo o el corte con la guillotina, no solo eran inhumanos, sino que las condiciones en los que se utilizaban originaban la muerte por desangrado o su posterior infección causada por las herramientas contaminadas.

Aquellos que lograban sobrevivir, tenían la limitada opción de piezas de madera, garfios o para los caballeros, los miembros artificiales que realizaban los herreros tenían como propósito principal el de ocultar la herida de guerra más que algún uso funcional, debido a la incomodidad que estos presentaban.

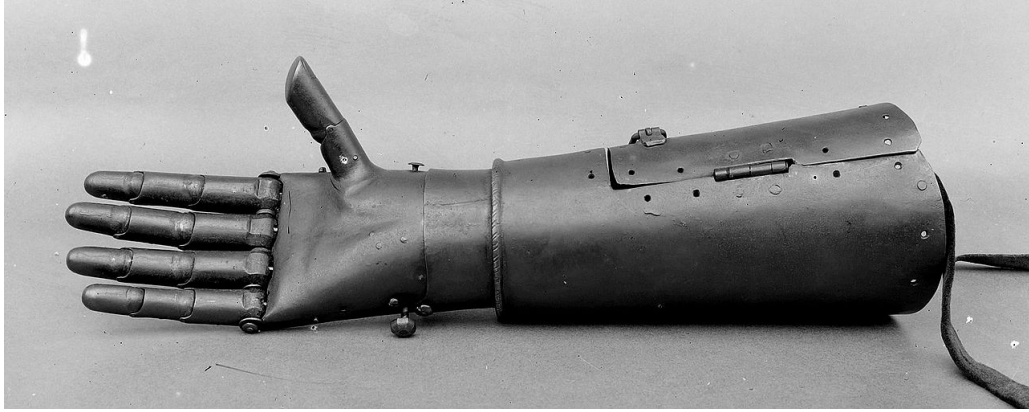
En el museo “Stibbert Museum de Florencia” se encuentran varias piezas, entre las más famosas alojadas en el lugar es la mano Alt-Ruppin fabricada en el años 1400 que consta de un pulgar rígido y dedos flexibles, Véase Fotografía 2-1.



Fotografía 2-1. Brazo de hierro propiedad de Alt-Ruppin

Fuente: Jon Bodsworth.

En museo antes citado también se encuentra una prótesis de mano de hierro que se cree fue propiedad de Götz von Berlichingen apodado mano de hierro quien vivió en los años 1480-1562, el cual perdió su mano en batalla. (Ver Fotografía 3-1.)



Fotografía 3-1. Prótesis de mano de hierro propiedad de Götz von Berlichingen.

Fuente: Geschichte des Ritters Götz von Berlichingen, 1861.

Según Wilson Bennett en su libro “History of Amputation Surgery and Prosthetics” (reimpreso en el 2002), en el año de 1529, el militar y médico Francés Ambrosie Pare utilizó una técnica originada por Hipócrates usando ligaduras de lino

Esto dio paso a una de las más grandes contribuciones a las cirugías en casos de amputaciones dadas en el principio del Renacimiento, además de crear modelos básicos de prótesis de miembro inferior en los cuales se observa el uso adecuado de los mismos, como el uso de una pata de palo como reemplazo de muslo, pierna y pie que constaba con el beneficio del doblar de la rodilla.

Pare fue el primero en realizar una desarticulación de codo en 1536, pero fue hasta que Morel en 1674 con el invento de su torniquete, que se colaboró en el auge de las cirugías de amputación.

En el libro “Amputation and Prosthetics History” escrito por Casey Patrick se detalla que durante la época del Renacimiento se tuvo un avance excepcional en el campo de las cirugías dirigida a amputaciones y el posterior uso de prótesis, pese a eso, seguían manteniendo el formato realizado por los antiguos herreros, con la singularidad de la rotación de las prótesis, pese a esto, los pacientes presentaban dolor por la presión que tenía el muñón al realizar el movimiento requerido.

Pieter Andriannszoon en 1696 introdujo el primer modelo de prótesis transtibial sin seguro. El premio “London World’s Fair” fue entregado al médico Benjamín F. Palmer en el año de 1851 por el desarrollo de una pierna protésica formada por tendones escondidos y un resorte posterior, prótesis que había realizado en el año de 1846.

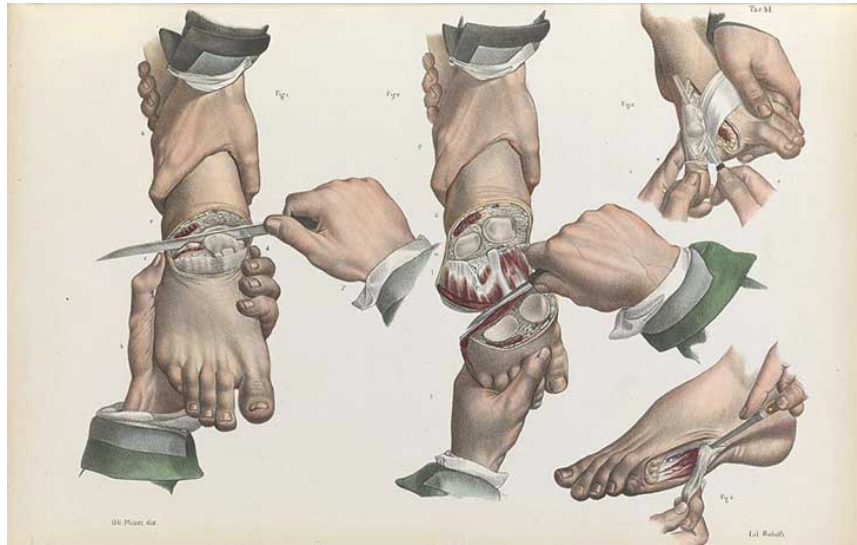


Figura 2-1. Amputaciones en la antigüedad.

Fuente: http://www.arcesw.com/niveles_archivos/Amp20parcial%20pie.bmp

De esta manera podemos mencionar que los avances en los primeros años del siglo XX fueron surgiendo de la mano de diferentes médicos, cirujanos e inventores como Bier, Ertl, Mondry, Hanger, Selpho, Palmer, entre otros. Sin duda alguna, cada una de las guerras por las que ha pasado la humanidad, si bien han dejado innumerables pérdidas humanas, materiales, morales y espirituales, estas también han contribuido en el desarrollo de las prótesis.



Fotografía 4-1. Prótesis.

Fuente: Daniel Swan

El gobierno de Estados Unidos luego de la Guerra Civil, que dejó cerca de 30.000 amputados, creó la fundación “Great Civil War Benefaction” dedicada a la ayuda a veteranos de guerra, de esta manera el negocio de la manufactura de prótesis se incrementó notoriamente.

En 1843 se reportó una amputación a nivel de tobillo realizada por Sir James Syme y Vanghetti en 1898 aplicó el concepto de un muñón adecuado que permita el movimiento de la prótesis utilizando la presión del músculo sobrante, concepto utilizado por primera vez en 1900 por Ceci, socio de Vanghetti.

Ésta ayuda dio como resultado en 1912 la creación de la primera prótesis elaborada a base de aluminio, obra realizada en base a la tecnología de aviación por los hermanos Charles y Marcel Desoutter, ingeniero aeronáutico y piloto inglés respectivamente (datos obtenidos de Casey Patrick).

Luego de la Segunda Guerra Mundial, el desarrollo de prótesis no fue tan significativo como después de la Guerra Civil estadounidense, por tal razón los veteranos empezaron a manifestarse pidiendo una mejora en las funciones de las prótesis, creándose así la “Asociación Estadounidense de Ortoprótisis”, el gobierno comprendió la importancia de la elaboración de miembros artificiales serrando convenios con las compañías militares para un estudio de prótesis.

Las prótesis actuales son elaboradas en base a materiales más livianos y resistentes, fabricados con plástico, aluminio, titanio, acero inoxidable u otros materiales, forrados con fundas de silicona que imita a las extremidades.

Al hacer un estudio histórico de las prótesis, se puede apreciar como desde el inicio de los tiempos las prótesis han existido de una y otra manera, ya sean rudimentarias o elaboradas con precisión, pero un dato fundamental es que en su mayoría estas piezas que reemplazaban las extremidades eran netamente colocadas con el fin de reemplazar a la faltante, sin tomar en cuenta su funcionalidad y mucho menos darle importancia a la parte estética.

1.3. Amputaciones de miembro inferior

Los médicos, en la actualidad, consideran a la amputación como el último recurso que se pueda aplicar a los pacientes. Los avances científicos han permitido una reducción significativa de las amputaciones en los pacientes, como la estabilidad de los huesos, reparación arterial y de venas, entre otras.

Al momento de realizar la amputación no solo se debe fijar en el lugar en donde se realizará, sino también el largo del muñón, el médico traumatólogo Thomas Moore indica que un muñón

es considerado largo si el tamaño del mismo llega a un 50% del tamaño real de la pierna sana, mediano si alcanza un 26% a 49% y corto si su tamaño es menor o igual al 25%.

Los datos del INEC nos demuestran que existe una gran cantidad de personas con amputaciones (Véase Tabla 1-1), las cuales son de tipo:

- Amputaciones traumáticas causadas debido a un tipo de accidente, que puede ser automovilístico, industrial, por lesiones causadas por el uso de armas de fuego, descargas eléctricas, entre otras.
- Amputaciones no traumáticas como la causada por problemas cardiovasculares, por tumor, el llamado pie diabético, entre otros.

Tabla 1-1. Amputaciones Traumáticas en el Ecuador

AMPUTACIONES TRAUMÁTICAS EN EL ECUADOR-INEC											
Edad	Grupo de Edad										Total
	1-4 años	5-9 años	10-14 años	15-19 años	20-24 años	25-34 años	35-44 años	45-54 años	55-64 años	>65 años	
2013	7	5	4	10	15	13	10	12	25	44	145
2012	5	6	8	11	7	16	9	17	30	34	143
2011	4	5	6	7	8	6	11	11	17	46	121
2010	8	7	5	10	4	20	9	17	38	32	150
2009	6	4	8	6	9	16	7	12	15	32	115
2008	6	6	4	10	9	10	8	15	9	28	105
2007	1	4	5	6	5	9	9	12	8	37	96

Fuente: Datos del INEC de Amputaciones en el Ecuador, 2013.

Sin embargo, la base de datos que nos presenta el INEC es hasta el año 2013. Mediante una progresión lineal realizada por Guzhñay Andrés y Calle Luis en su tesis “Diseño y construcción de prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal” realizada en la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca, basados en la Tabla 1-1 buscan encontrar un dato tentativo del número de amputaciones hasta el 2016.

Se ve en el Gráfico 5.1., que las variables independientes y dependientes arrojan datos en los que demuestran que para el pasado 2014 y 2015 las amputaciones aproximadamente llegaron a 158 y 166 personas respectivamente; y para el 2016 se estima un valor de 174 casos.

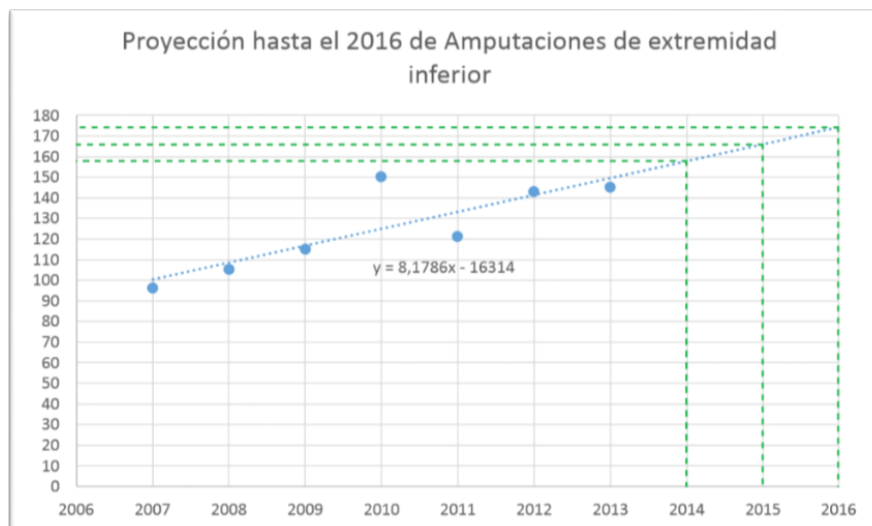


Gráfico 5.1. Proyecciones hasta el 2016 de Amputaciones de extremidad inferior.

Fuente: Guzhñay Andrés y Calle Luis (Tesis de grado, 2015, UPSC)

Se ha demostrado que un gran índice de personas requieren de una prótesis que ayude a un mejor estilo de vida en el cual el sedentarismo causado por la discapacidad física no se presente. Las amputaciones deben ser vistas como una oportunidad para que el paciente vuelva a tener una vida cómoda con la ayuda de una prótesis y no como el fracaso de una intervención médica.

1.3.1. Tipos de amputaciones de miembro inferior

Una de las principales labores del médico cirujano es la determinación del lugar en donde se efectuará la amputación del miembro, la cual debe ser lo más distal posible para que la posterior curación resulte favorecedora para el paciente, además de proveer un muñón capaz de soportar el peso del cuerpo y las contracciones musculares que se requiere para mover con facilidad la prótesis que se pueda llegar a utilizar.

Rockwood y Green's en su libro "Fracturas en el Adulto" identifican diferentes niveles de amputaciones de extremidad inferior: Figura 3-1.

- Amputación parcial del pie.
- Desarticulación del tobillo (amputación de Syme).
- Amputación infragenicular o transtibial (por debajo de la rodilla).
- Desarticulación de la rodilla.
- Amputación transfemoral (sobre la rodilla).
- Desarticulación de la cadera.

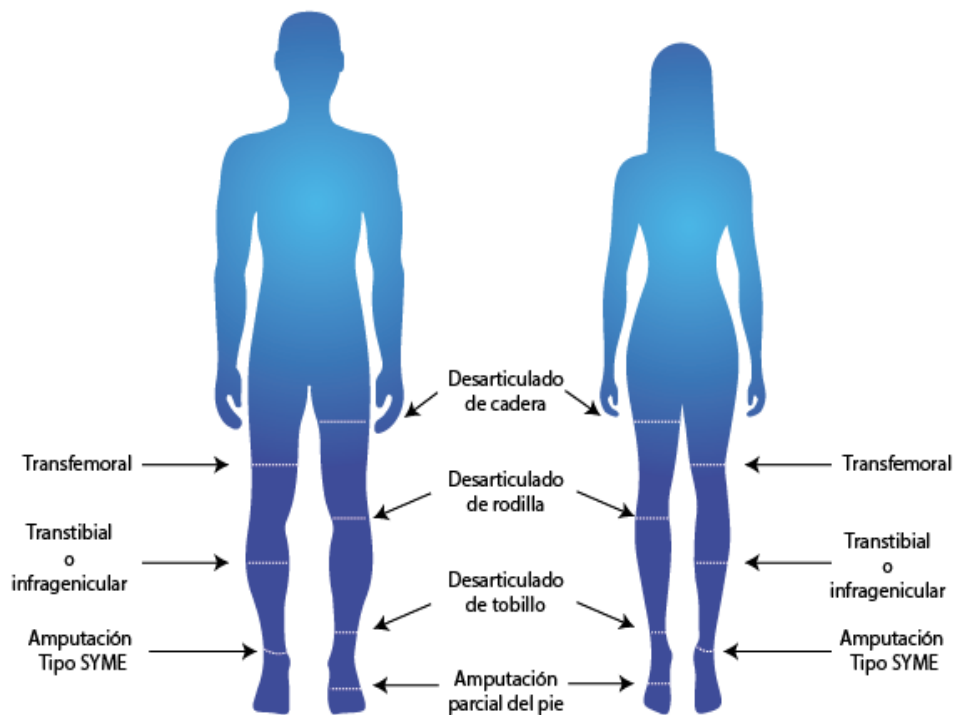


Figura 3-1. Niveles de Amputación de Miembro Inferior

Fuente: Basado en “Fracturas en el Adulto” Tomo 1 de Rockwood y Green’s. **Elaborado por:** Balvina Romero

Antes de que se produzca la segunda guerra mundial, la mayor parte de las amputaciones eran transfemorales, comúnmente llamadas sobre la rodilla, en los años 60 y 70, diferentes factores permitieron una mayor cantidad de amputaciones infrageniculares o transtibiales.

Waters R. escritor en conjunto del libro “Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation”, descubrió que al practicarle a los pacientes amputaciones transtibiales gastan menos energía que con una amputación transfemoral, midiendo el consumo de oxígeno por kilogramo por metros recorridos.

El consumo de oxígeno de una persona con amputaciones se eleva considerablemente, con una amputación transtibial se eleva un 9% mientras que con una amputación transfemoral el incremento llega hasta un 49%.

En la actualidad las amputaciones de miembro inferior corresponden a un 85% de las amputaciones que se realizan, según estudios, el 90% de los pacientes que han tenido amputaciones por debajo de la rodilla gozan de una prótesis adecuada en contraste con el 25% de pacientes que su amputación ha sido sobre la rodilla.

1.3.1.1. Amputación infragenicular o transtibial (por debajo de la rodilla).

Este tipo de amputaciones son las más frecuentes en los pacientes ya que al continuar con el uso de la rodilla se puede obtener una mejora significativa al momento de realizar una prótesis, lo más adecuado es dejar un gran muñón posterior largo que ayude a preservar una amputación distal a la rodilla.

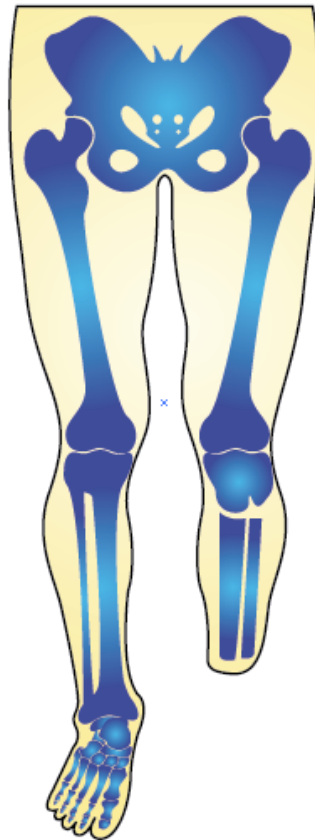


Figura 4-1. Amputación infragenicular o transtibial.

Fuente: Basado en “Rockwood y Green’s. Tomo 1. **Elaborado por:** Balvina Romero

La amputación infragenicular puede ser de nivel proximal, media y distal, teniendo un plano de corte que pasa por la tibia y peroné; lo óptimo en una amputación transtibial es dejar un muñón de aproximadamente 15cm, pese a eso se puede dejar un muñón de hasta 7cm.

En la Figura 5-1. se observa la región genicular que ayuda al movimiento de la rodilla al realizar una amputación transtibial o infragenicular, en el ícono “A” se evidencia la micro circulación de la piel; el punto “B” muestra los vasos contribuyentes a la vascularización de la piel; y el ítem “C” el aporte vascular de la rodilla.

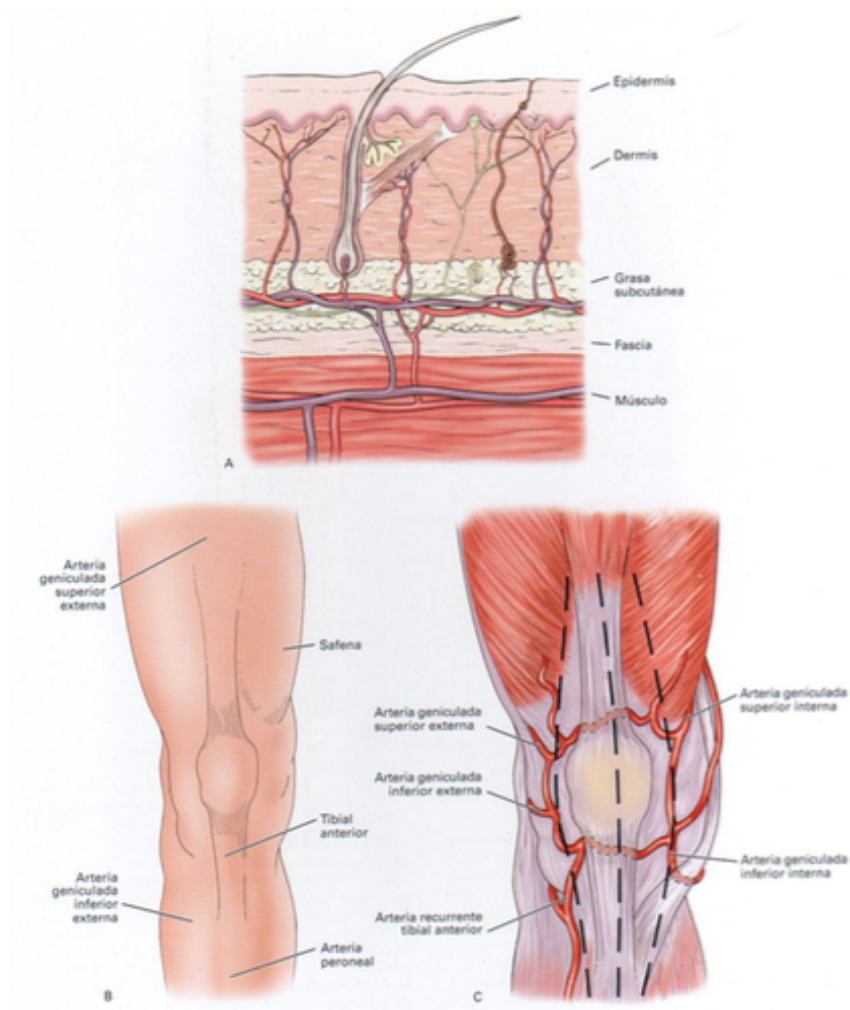


Figura 5-1. Vascularización de la rodilla.

Fuente: Tomado de Insall y Scot. Rodilla. Cap. 7, Pag. 191

“La preservación de la circulación va a dar un pronóstico favorable a la cicatrización del muñón y la conservación de la articulación de la rodilla va a permitir que se conserve el movimiento de flexo-extensión; debido a que el sitio de la amputación se localiza por debajo de la red vascular genicular, los médicos utilizan el término de amputación infragenicular” (Dr. Moyano Danilo, 2016).

1.4. Prótesis

“Una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro deficiente o ausente.” (Diccionario de la lengua española, 2010). La palabra protésica (prothetics) se deriva de los prefijos “pros” que significa añadir, “thenai” que es colocar, aplicar y de la terminación “Tics” que es la que indica el campo de actividad de la raíz de la palabra.



Figura 6.1. Modelos de Prótesis.

Fuente: <http://www.ortover.com.mx/img/dummies/featured-4.jpg>

1.4.1. Tipos de prótesis

Para la elaboración de prótesis existen 5 tipos genéricos: post-operativa, inicial, preliminar, definitiva y de propósito especial.

El uso de estos tipos de prótesis depende del deseo del paciente y de las actividades que realiza, las prótesis post-operativas y las iniciales son utilizadas por un número selecto de personas. En contraste de la gran cantidad de pacientes que optan por las preoperatorias y definitivas. E igual que las primeras mencionadas, las prótesis de propósito especial son solo adoptadas por aquellas personas que desean mantener una actividad deportiva.

1.4.1.1. Prótesis Post-operatoria

A este tipo también se las conoce como prótesis de ajuste inmediato post-cirugía, se la coloca inmediatamente después de realizarse la amputación, o en su defecto máximo hasta las 24 horas posteriores. Este tipo de prótesis es mayormente utilizada por pacientes menores de edad o que gozan de un buen estado de salud, en la que el miembro amputado fue por causas no traumáticas como tumores, traumas o infecciones.

1.4.1.2. Prótesis Inicial

Pueden ser utilizadas en lugar de las postoperatorias, este tipo de prótesis son usadas en cuanto se han retirado las suturas de la cirugía. Este tipo de prótesis se moldean directamente en el muñón, técnica que dura entre la primera y cuarta semana posterior a la amputación. Lastimosamente se las realizan únicamente en hospitales con fuertes programas de amputaciones o en clínicas de rehabilitación especializadas.

1.4.1.3. Prótesis Preliminar

Es necesario que el paciente utilice este tipo de prótesis para poder realizar un proceso transitorio hacia un dispositivo definitivo, permite una mejor rehabilitación ya que permite la ambulación del paciente antes de que el muñón haya madurado, el uso de este tipo de prótesis es en un periodo de tres a seis meses aproximadamente.

Las medias protésicas son indispensables en esta etapa, debido a que el miembro residual va perdiendo volumen con el transcurso del tiempo, la cantidad de medias que se utilicen va aumentando, una vez que el número de medias que se utiliza llega a estabilizarse por un periodo considerable es momento de pasar al uso de una prótesis definitiva.

1.4.1.4. Prótesis Definitiva

Una vez que el muñón se ha establecido, es posible la aplicación de la prótesis definitiva, ya que de esta manera se puede utilizar por un largo periodo de tiempo, todo esto basado en la experiencia que el paciente adquirió durante el uso de la prótesis preliminar y viendo los diferentes factores que se presentan como el peso, suspensión, o el tipo adecuado de pie que se utilizará.

El calcetín protésico también es utilizado con este tipo de prótesis para que no afecte al muñón con la fricción que se puede producir contra el encaje si no se utilizara, ya que las fibras textiles del calcetín producen un amortiguamiento y absorción de la transpiración producida por efecto natural del cuerpo. Si el uso de calcetines llega a un número de 10, es necesario que el encaje sea cambiado por uno nuevo adecuado al muñón del paciente.

No necesariamente como su nombre lo llama, este tipo de prótesis es definitiva, ya que el manipular aparatos mecánicos conlleva al desgaste de los mismo, el rango de vida aproximado al que se exponen este tipo de prótesis es de 3 a 5 años dependiendo del uso y cuidados a los

que se expone. El principal motivo por lo que el cambio de prótesis se presenta es por el aumento y disminución del muñón por los cambios de peso del paciente.

1.4.1.5. Prótesis de propósito especial

En su mayor cantidad el uso de este tipo de prótesis ha dependido del estilo de vida que llevaba el paciente antes de someterse a la amputación, aunque los casos de personas que desean practicar algún tipo de deporte para mantener un mejor estado de salud y utilizar el ejercicio físico como parte de la rehabilitación se ha incrementado.

Por tal razón las compañías han comenzado a elaborar prótesis que se puedan ajustar a las necesidades que se requiere para practicar deportes, ya sean como el implemento en los pies protésicos de aletas que ayuda al fácil desenvolvimiento al realizar actividades acuáticas o la mayor flexión plantar en el tobillo, o el uso de soportes adicionales en las rodillas.

Lamentablemente el uso de este tipo de prótesis se limita al precio de los mismos, puesto que los materiales y diseño que posee, eleva el costo que puede llegar a tener una prótesis definitiva.

1.4.2. Partes de una Prótesis Infragenicular o Transtibial

El paciente que ha sufrido de una amputación infragenicular requiere de una prótesis liviana y resistente que soporte la actividad diaria a la que se someterá la persona, sin provocar daños a largo plazo. La prótesis debe ser ergonómica, en la que cada una de sus partes sea adecuada. Las partes de una prótesis son: encaje, pilón y tobillo - pie.

1.4.2.1. Encaje

El encaje es la parte que se ajusta al muñón, es de gran importancia pues de esta manera se determina el ajuste adecuado de la prótesis aclara SMITH Douglas, escritor de “The Transfemoral Amputation Level”. Esta parte de la prótesis depende de la forma que tenga el muñón considerando sus medidas antropométricas.

Es de suma importancia que el muñón brinde confort al paciente, permitiendo el flujo de la sangre sin quedar flojo. Generalmente es fabricado en plástico, con un material interno flexible, y la utilización de medias protésicas.

El encaje puede mantenerse en su lugar mediante dos técnicas: la succión es la más común, la cual consiste en crear un vacío entre la superficie interna y el muñón; otra de las técnicas, la sujeción del mismo mediante una correa hasta la cadera, método de antaño, prácticamente ha desaparecido debido a la incomodidad que causa.

1.4.2.2. Pílon o pierna

El propósito principal del pílón es la servir de unión entre el encaje y el tobillo, reemplazando así a los huesos tibia y peroné que conforman la pierna, generalmente está elaborado en acero, aluminio o fibra de carbono, acero inoxidable.

1.4.2.3. Tobillo - pie

La articulación de pie y tobillo puede ser dividida en dos tipos: Los tobillos articulados y los no articulados. Así mismo, los tobillos articulados se dividen entre el rango de movimiento que se permita realizar, ya sea con un solo eje o eje múltiple.

1.4.3. Nivel de actividad de una persona con amputación

Según la división de Kendall, los niveles de actividad en la población con prótesis existen 4 escalas esenciales:

- El nivel K0 es en la que los pacientes carecen de la habilidad para caminar con o sin asistencia médica, en estos casos una prótesis no sirve de ayuda.
- En la escala K1 se encuentran pacientes que poseen cierta habilidad para realizar la caminata pero únicamente por superficies niveladas.
- La escala K2 son los pacientes pueden trasladarse por superficies irregulares, además de subir y bajar gradas. Pueden mantener un nivel adecuado de vida con ciertas limitaciones.
- Los pacientes que se encuentran en la escala K3 con los que tiene una actividad física relativamente normal, como realizar caminatas largas, pequeños ejercicios y demás.
- Mientras que la escala K4 es aquella en que el paciente mantiene un nivel de actividad física alta. Dentro de esta escala se encuentran los atletas, en este nivel es necesario analizar el tipo de actividad que se realizará ya que cada deporte requiere de un tipo de prótesis especial

1.5. Conceptos básicos de Biomecánica

La función mecánica de cualquier articulación es permitir que los segmentos óseos tengan movimiento que resista la carga del mismo cuerpo y extras, incluyendo todos los movimientos

cotidianos como caminar, correr, subir y bajar gradas, inclinarse, arrodillarse, entre otras. Las fuerzas generadas durante las diferentes actividades que se realizan, constituyen tanto la fuerza de reacción del suelo aplicada al pie durante la fase de apoyo, como la fuerza de inercia de la pierna durante la fase de balanceo.

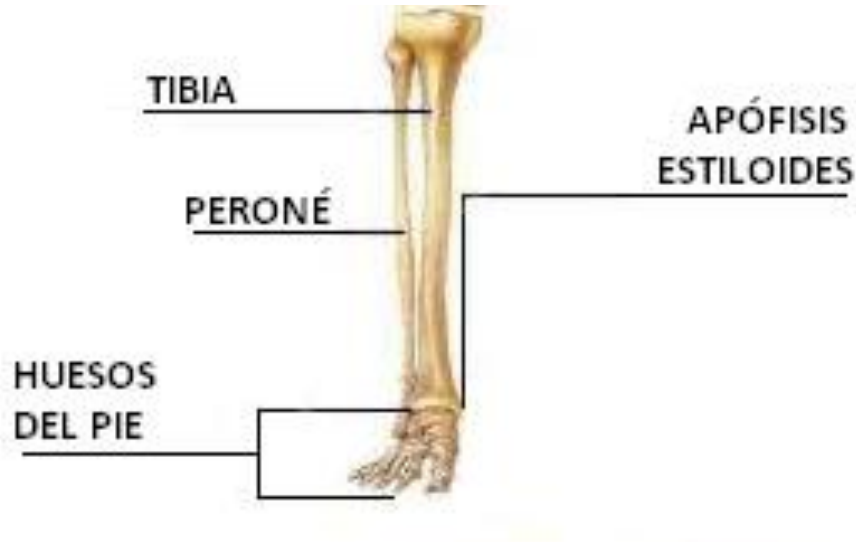


Figura 7-1. Partes de la pierna y el pie

Fuente: <http://lalupa3.webcindario.com/biologia/imagenes/extremidad%20inferior%20vision%20anterior.JPG>

1.5.1. Pierna

Conformada por la tibia y peroné; siendo la más robusta la tibia, esta tiene que soportar el peso corporal y transmitir las fueras de la rodilla al tobillo.

1.5.1.1. Tibia

Hueso largo ubicado en el interior de la pierna, la epífisis proximal se articula con el fémur y la epífisis distal con el tarso. La diáfisis de la tibia es triangular y su borde anterior sobresale, denominándose creta de la tibia.

1.5.1.2. Peroné

Hueso largo y delgado ubicado en la parte externa de la pierna, por arriba se articula con la tibia y hacia abajo con la tibia y el tarso.

1.5.2. Biomecánica del Pie y Tobillo

Pérez Verdún, en su libro “Biomecánica del pie diabético” indica que tanto el pie como el tobillo, en conjunto, proporcionan la estabilidad necesaria, además de ser la base del equilibrio para el cuerpo.

La estructura ósea del pie está formado por 3 partes: tarso, metatarso y falanges. La estructura por la que está formado el pie es por la bóveda plantar, talón o apoyo posterior y ante pie o apoyo anterior.

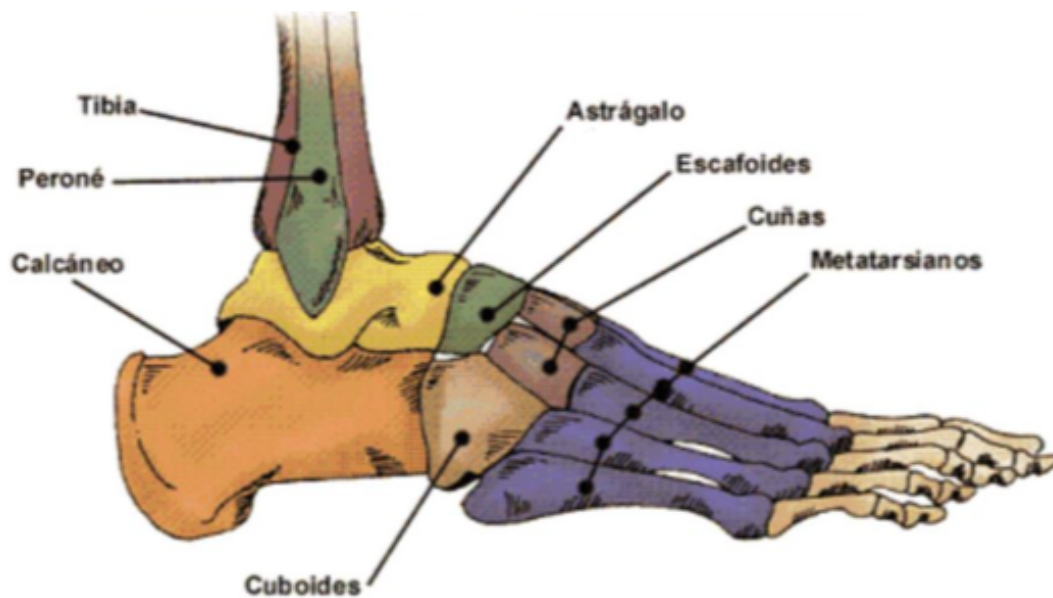


Figura 8.1. Estructura ósea de pie y tobillo

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014).

1.5.2.1. Bóveda plantar

Considerado como el miembro más dinámico del organismo, el pie es quien soporta el peso de todo el cuerpo, al mismo tiempo teniendo la suficiente flexibilidad que ayuda a absorber el impacto que se produce al realizar movimientos, además, su forma ayuda al momento de la elevación como si de un resorte se tratase adaptando su forma a los diferentes terrenos.

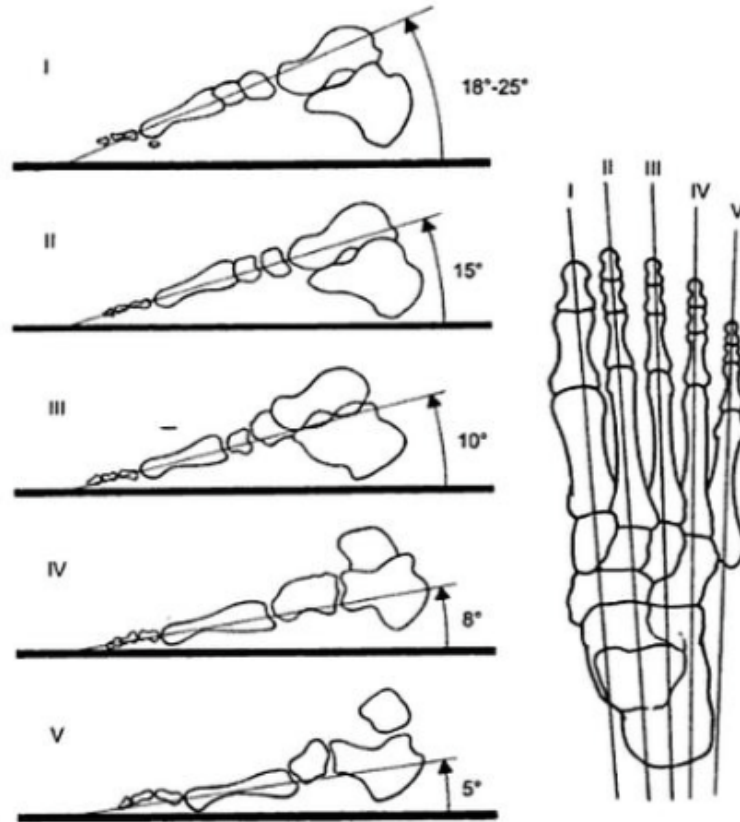


Figura 9.1. Arcos longitudinales del pie

Fuente: Viladot, A, Pp 50.

1.5.2.2. Talón o apoyo posterior

Está formado por un ángulo de 5-15 grados con la vertical en el plano frontal y 30 grados en plano sagital. “Para la estabilidad del tarso posterior se necesita de varios elementos tales como: el tendón de Aquiles, el sistema trabecular, el flexor corto y abductor del dedo gordo, permitiendo así la fase de despegue de la marcha” (PÉREZ, Verdún, 2014).

1.5.2.3. Articulación del tobillo

“La articulación del tobillo la conforman dos elementos: la tróclea astragalina y la mortaja tibioperonea, la carga que puede llegar a soportar es de 5 a 7 veces el peso corporal en la fase final del ciclo de la marcha, lo movilidad principal de esta articulación se presenta en el plano sagital.” (CORDERO, Calle, 2015).

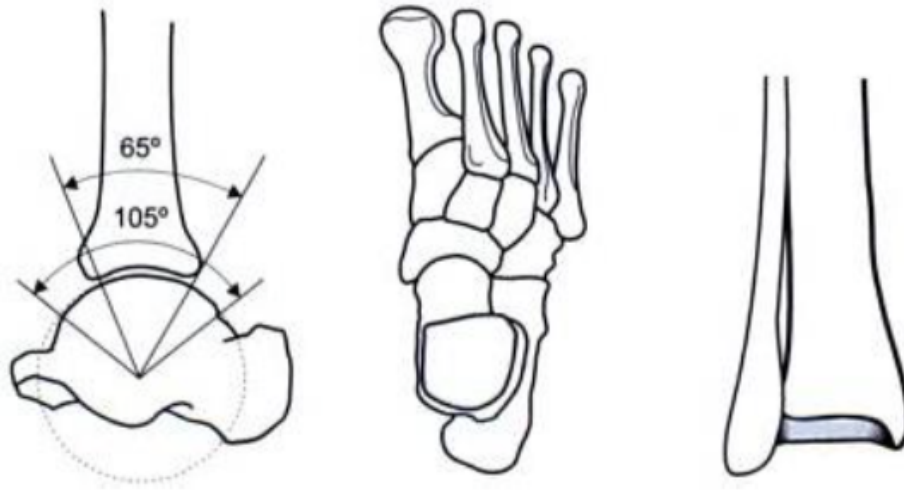


Figura 10.1. Estructura ósea del tobillo.

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014). Biomecánica del pie diabético

1.5.3. *Marcha*

La marcha es un proceso sistemático, en el cual actúan varios movimientos de forma cíclica que define la locomoción humana. El comienzo de este proceso, empieza cuando el pie golpea el piso y termina cuando este vuelve a la misma posición, “un ciclo dura alrededor de 1 segundo... y la media en un adulto es de 62 ciclos por minuto, es decir, camina con una cadencia de 115 pasos por minuto, con una desviación estándar de solo un 10%.” (Insall y Scott, cap 9, pag.232).

Se cuenta con dos habilidades naturales que son el equilibrio y la locomoción, las cuales son las más esenciales al momento de caminar, es necesario que el cuerpo se mantenga en perfectas condiciones para que se pueda realizar una marcha adecuada.



Figura 11.1. Rango articular del pie y tobillo.

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014). Biomecánica del pie diabético

El ciclo de la marcha está dividido en dos fases: la fase de apoyo, que es cuando el pie establece contacto con el suelo y la fase de balanceo en la cual el pie no contacta en ningún punto con la superficie.

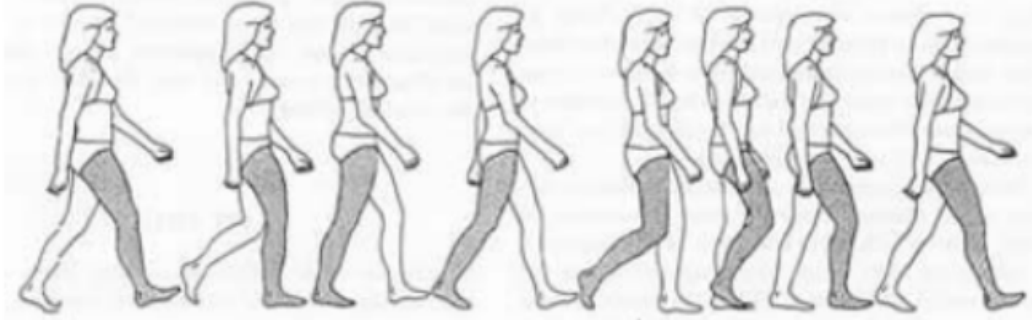


Figura 12.1. Ciclo de la marcha.

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014). Biomecánica del pie diabético

Cuando ambos pies se encuentran en contacto con la superficie se conoce a esta etapa como apoyo doble o periodo de doble apoyo. La fase de apoyo tiene un porcentaje en el ciclo de un 40%, la fase de doble apoyo de 20% y la fase de balanceo tiene un 40%, completando así el correcto movimiento.

Durante la marcha, el tórax y la pelvis tienen rotaciones contrarias, provocando que la pierna que se encuentra en la fase de apoyo cargue con el peso del cuerpo. De acuerdo a las leyes de la mecánica, para que un cuerpo gaste un mínimo de energía, se debe mantener un movimiento recto, lo cual no se obtiene en el momento de la marcha, sin embargo el nivel de energía debe mantenerse en un estado óptimo con el correcto caminar.

1.5.4. *Marcha de una persona con amputación*

Para poder realizar un estudio adecuado a una persona que ha sufrido de algún tipo de amputación se utilizan diferentes equipos electromecánicos diseñados específicamente para dicho estudio. Pese a eso, un simple estudio de observación realizado por el médico especialista ayuda a la determinación de los fallos existentes.

Entre los fallos más frecuentes y significativos al momento de la marcha en los pacientes con amputaciones tenemos:

1.5.4.1. Flexión lateral del tronco

Se observa en el momento de la fase de apoyo que el cuerpo se recarga hacia el lado que se presenta la amputación. Las causas más frecuentes son: por abducciones de cadera débiles, mal ajuste del encaje, soporte insuficiente de la pared lateral del encaje, dolor o incomodidad en la parte lateral del fémur, prótesis corta.



Figura 13.1. Flexión lateral de cadera.

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014).

1.5.4.2. Rotación continúa

Durante el proceso de balanceo se pronuncia una línea curva. Esta falla es causada por: el largo de la prótesis en la cual si es demasiado larga el paciente se ve obligado a realizar dicho movimiento para poder librar a la prótesis del contacto con la superficie; por el miedo del paciente al momento de flexionar la rodilla, encaje demasiado largo que incomoda a la flexión de la rodilla.



Figura 14.1. Rotación continua.

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014).

1.5.4.3. Rotación del pie durante el contacto inicial

El momento en que el talón hace contacto con la superficie se observa la rotación ligera del pie, en ocasiones se presenta un pequeño movimiento vibratorio. Es mayormente causado por la dureza del amortiguador del talón.



Figura 15.1. Rotación del pie.

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014).

1.5.4.4. Lordosis exagerada.

Durante la fase apoyo se presenta la lordosis exagerada provocando un movimiento en el tronco. Se produce por: la contractura de la cadera en la que la pelvis tiene a moverse hacia delante y abajo, por la flexión del encaje que es insuficiente, músculos abdominales débiles.



Figura 16.1. Lordosis exagerada

Fuente: Pérez Verdún, M. Á. (2014).

1.5.5. Análisis de la marcha

En la tabla 2-1., “(...) se muestran los resultados de las mediciones de las variables de la marcha en los sujetos normales y en el caso de los pacientes amputados para el miembro sano y el protésico.

Tabla 2-1. Comparación de las medias de las variables de la marcha

Variables	Sujetos normales		Pacientes amputados			
			Miembro intacto		Miembro protésico	
	Media	DE*	Media	DE*	Media	DE*
Velocidad de la marcha (m/s)	1,1	0,06	0,6832	0,17	0,6234	0,17
Longitud de ciclo (m)	1,24	0,07	1,0316	0,1	0,9722	0,1
Longitud de paso (m)	0,62	0,03	0,4513	0,78	0,4804	0,8
Tiempo de apoyo (s)	0,87	1,9	1,0700	2,1	0,8800	2,4
Tiempo de balanceo (s)	0,58	1,4	0,4593	1,9	0,6333	1,92

Fuente: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2011000200001

Como se puede observar, variables como la longitud del ciclo, la longitud del paso y la velocidad del ciclo fueron significativamente superiores para los sujetos normales en comparación con los pacientes amputados. Esta asimetría de la marcha tiene una de sus causas en la insuficiente extensión de la cadera del amputado, debido al movimiento contrario que realiza la pelvis en contraposición del tronco.

Por el contrario, la duración de la fase de apoyo resultó mayor para los pacientes amputados con relación a los sujetos normales, lo cual corrobora además que el paciente amputado durante la marcha se apoya más tiempo sobre su miembro sano que sobre el amputado.

Es de suponer, que la fuerza ejercida sobre la extremidad intacta sea mayor que sobre el residual y la que ejercería una persona sana sobre sus miembros inferiores durante la marcha normal.” (Revista Cubana de Ortopédica Traumatológica vol.25 no.2 Ciudad de la Habana jul.-dic. 2011)

El Gráfico 6-1., “(...) se representan los registros de la marcha obtenidos en el laboratorio. El ángulo de entrada del pie en los pacientes (...) según los registros fue un promedio de 6,6 grados. (...) se ve reflejado en la exagerada flexión plantar de la articulación del tobillo, que apunta hacia una insuficiente movilidad en el diseño de la articulación; aunque no se descartan otros, como molestias en el miembro residual, insuficiente entrenamiento y falta de dominio del artefacto protésico.” (Revista Cubana de Ortopédica Traumatológica vol.25 no.2 Ciudad de la Habana jul.-dic. 2011)

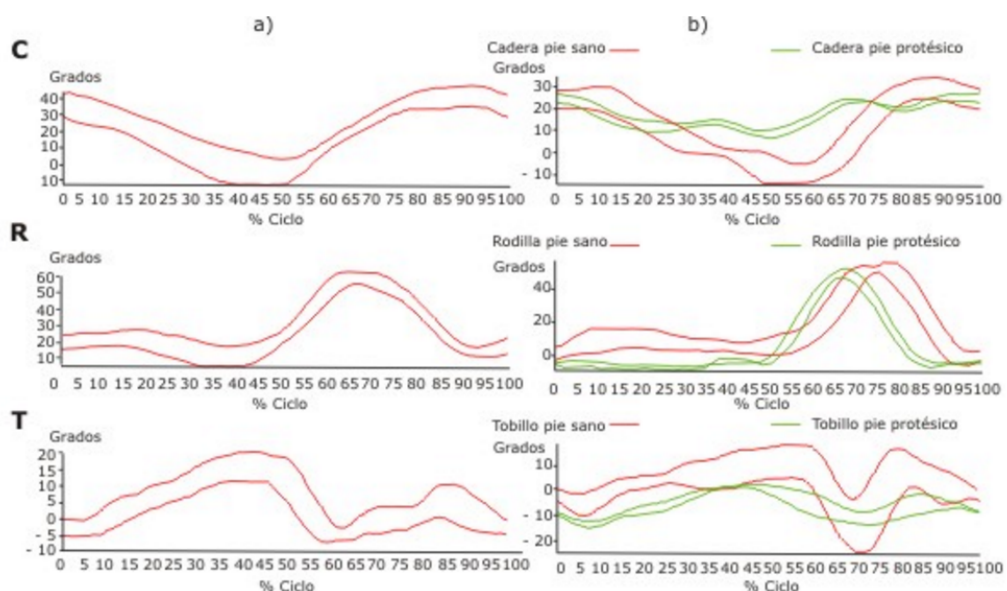


Gráfico 6-1. Gráficos comparativos de la marcha. (A) Sujeto sano. (B) Paciente.

Fuente: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2011000200001

“La curva para los sujetos normales (líneas rojas) refleja una pequeña flexión plantar luego del contacto inicial con un valor máximo de unos -5 grados a 5 % del ciclo, para luego transformarse en una dorsiflexión de algo más de 10 grados a 50 % en la fase de apoyo.

Durante la fase de apoyo, el tobillo realiza una nueva flexión plantar con un pico de -10 grados a 60 % del ciclo de marcha. Para el tobillo del miembro protésico (líneas verdes) resulta significativo una flexión plantar exagerada de casi -10 grados a 7 % del ciclo y en lo sucesivo los picos tendrán valores máximos de menor amplitud que los reportados en los otros miembros, (...) una alteración significativa en el movimiento del amputado, provoca la elevación del centro de gravedad para realizar el paso y repercute en un mayor gasto energético durante la marcha.”
(Revista Cubana de Ortopédica Traumatológica vol.25 no.2 Ciudad de la Habana jul.-dic. 2011)

1.6. Aspectos psicológicos de los pacientes con amputaciones.

1.6.1. Fracasos funcionales físicos

En la Escuela de Medicina de la Universidad de New York, Berger y Edeistein escribieron el libro “Protésica del miembro inferior” después de una ardua investigación, en ella analizaron el comportamiento de un paciente que presenta amputación.

Una amputación se puede producir en pacientes de cualquier edad sin restricción alguna, una manifestación primaria es aquella en la que un niño nace sin alguna extremidad o incompleta; y la última se presenta cuando después de un análisis médico se realiza la amputación con el fin de ayudar a un paciente a prolongar su vida.

Cada uno de los tipos de amputación deben ser tratados adecuadamente, dista mucho el cuidado de un recién nacido con amputación congénita que la de un joven adulto que ha sufrido un accidente de tránsito, o un anciano diabético al que se ha necesitado realizarle la amputación de un pie. El tratamiento psicológico depende notoriamente de la edad en la que se encuentra el paciente y el motivo de la amputación.

La naturaleza humana hace que la necesidad de realizar actividades de forma individual se convierta en una satisfacción psicológica, esto se ve desde el inicio de la vida en la clara determinación de los niños en aprender a gatear, caminar, comer solos y demás actividades cotidianas, satisfacciones que al presentarse una amputación se limitan notoriamente.

Un paciente que presente amputación, tiene diferentes opciones para cumplir con su necesidad ambulatoria, no realizarla es la primera, suplir la actividad con la extremidad restante, o utilizar

un miembro artificial que le ayude a realizar los movimientos, movimientos que se ejecutarían parcialmente.

Inevitablemente el uso de una prótesis implica el fracaso de varias de las actividades que el ser humano realiza en función física, especialmente cuando recién empieza a utilizarla, es normal que tenga problemas de adaptación hasta que los músculos sean capaces de controlar la pieza extra que se encuentra en el cuerpo, pese a que el amputado ya sea experimentado el cuidado que se debe tener es esencial puesto que puede provocar fallos.

1.6.2. Dolor relacionado a la prótesis

Uno de los problemas más frecuentes que acarrea el uso de una prótesis es que el paciente espera que no exista incomodidad, dolor, tensión u otra sensación externa. Problema que es imposible solucionar, el uso de una prótesis es incómodo, y pese al avance de la tecnología que ha ayudado al desarrollo de nuevas herramientas los miembros artificiales siempre será eso, algo artificial.

El cuerpo humano tiende a rechazarlos, lo que acarrea trastornos psicológicos de inseguridad, ansiedad y en algunos casos trastorno de depresión severa. Es de entender que una prótesis se considera adecuada cuando ofrece un mínimo de comodidad y tolerancia, especialmente al principio, cuando los tejidos del muñón comiencen a adaptarse y producir callosidad que soporte el peso de cuerpo.

Otro de los casos que produce la incomodidad es la “sensación fantasma y de dolor”, este fenómeno es producido especialmente en el periodo post-operativo inmediato, en el cual los pacientes suelen tener la sensación de existencia del miembro como si todavía formara parte de su cuerpo.

Así tenemos el caso del señor Julio Romero que a sus 80 años de edad, con una amputación transfemoral realizada hace 47 años, cuenta que hace años tenía la ligera sensación de un cosquilleo en el dedo pulgar inexistente.

En el mejor de los casos solo se presenta como un estímulo moderado de distracción pero en otros es muy molesto y doloroso; esta sensación puede pasar con el tiempo y la adaptación del paciente o convertirse en una rutina indefinida.

Además de que el paciente gasta mayor cantidad de energía al realizar tareas sencillas como por ejemplo el caminar, ya que sus músculos necesitan desviar el esfuerzo que realiza, por lo tanto su nivel de actividad es menor ya que el cansancio aparece más pronto que en una persona

normal; el esfuerzo y el cansancio tienden a provocar en el paciente un rechazo a permanecer en el periodo de rehabilitación que es indispensable para que continúe con normalidad el proceso de adaptación.

1.6.3. Apariencia estética

El vivir en una sociedad que le da una gran importancia a la opinión de los demás, ha provocado que las personas tiendan a ocultar algunos aspectos de su vida; si una enfermedad es interna nadie se daría cuenta de ésta hasta que el paciente decida contar sus dolencias. Intentar ocultar una incapacidad ortopédica es intentar tapar una parte esencial de la persona, una parte que no podrá cambiar por ningún motivo.

Cuando una persona sufre una amputación tiene que ser consiente que su apariencia física tendrá un cambio drástico ante los ojos de los demás y los de uno mismo. Como la apariencia es considerada importante y para tener una que sea aceptada por todos se debe cumplir con un estándar o estereotipo establecido, los amputados sufren en el proceso de aceptación de sí mismo creando problemas interpersonales.

La sesión fotográfica que realizó el reconocido fotógrafo Michael Stokes que posteriormente la convirtió en un libro “Always Loyal” realizada entre los años 2013-2015, forma parte de una campaña publicitaria que busca financiar a la fundación “Semper Fi Fund”, una organización dedicada a proveer ayuda financiera y asistencia a veteranos heridos en combate.



Fotografía 5.1 Campaña Always Loyal 1.

Autor: Michael Stokes. 2014

Esta sesión fotográfica busca cambiar el concepto que se tiene que las personas con amputaciones caen en un círculo vicioso de autocompasión y miramientos de la sociedad, en la que es difícil para ellos adaptarse a la vida cotidiana, encontrar empleo y demás situaciones.

Así surge la gran iniciativa de inspirar a las personas con amputaciones a no esconder aquello que los hace especiales por no ser “agradables a la vista”; sino mostrar con orgullo que las heridas en una persona, que sus cicatrices, son el recordatorio de la perseverancia, del optimismo y el deseo infinito de demostrar que no se está todo perdido, que se tiene porque y como vivir.



Fotografía 6.1. Campaña Always Loyal 2.

Autor: Michael Stokes 2014

“Algunas personas se me han acercado y me han dicho ‘Oh, esto es realmente útil para su autoestima’, y ‘Estás haciendo que se sientan como personas de nuevo’. Al escuchar todos estos comentarios, la respuesta que tengo es que estos chicos han venido directamente a mí completamente curados y listos para conquistar el mundo. Yo no les estoy trayendo confianza, ellos ya la tienen”. (Michael Stokes)



Fotografía 7.1. Campaña Always Loyal 3.

Autor: Michael Stokes. 2014

El Kintsugi es un reconocido arte japonés en el que aquella pieza de cerámica que ha sufrido una caída y se ha roto, es reparada basando en rellenar sus grietas con oro, de esta manera demuestra que aquello que tiene cicatrices tiene una historia y llega a ser más hermoso. En lugar de considerarse que se pierde el valor, al reparar la cerámica se crea una sensación de una nueva vitalidad.

Hiram Rizzo en su blog relata sobre El Kintsugi, el cual según la historia en japonés significa "carpintería de oro", este arte comienza a finales del siglo XV cuando el shōgun, Ashikaga Yoshimasa deseaba reparar uno de sus tazones de té favoritos, es así que envió el tazón hasta China, de donde volvió arreglado pero con unas feas grapas de metal que le hacían inservible y tosco.

El resultado no gusto al general, por lo que busco artesanos japoneses que dieran con una mejor solución, desarrollando así una nueva forma de reparar cerámicas utilizando oro que selle las grietas y transformando a la dañada pieza en una hermosa.

Dicho de otra forma, el tazón se vuelve más bello después de haber sido roto y reparado. La prueba de la fragilidad de estos objetos y de su capacidad de recuperarse es lo que los hace bellos. La idea es que cuando algo valioso se quiebra, una gran estrategia a seguir es no ocultar

su fragilidad ni su imperfección, y repararlo con algo que haga las veces de oro: fortaleza, servicio, virtud.

La prueba de la imperfección y la fragilidad, pero también de la resiliencia, de su capacidad de recuperarse son dignas de llevarse en alto.



Fotografía 8.1. Arte Kintsugi: la belleza de la imperfección

Fuente: Blog. 2015. <http://primateonline.blogspot.com/2015/09/kintsugi-kintsukuroi-y-la-resiliencia.html>

Llevando al terreno humano, este antiguo arte japonés enseña que aquellas imperfecciones son las que nos vuelven más fuertes, que una historia rodeada de calamidad es la que ha logrado que la persona sea fuerte.

¿Por qué intentar ocultar una prótesis con aquellos acabados postizos antiestéticos? ¿Por qué no utilizarla como una demostración de la fuerza y resiliencia?

Utilizar un modelo personalizado de la parte exoesquelética de la prótesis es una de las tendencias que han empezado a aplicarse en el exterior, dichos modelos tienen a ser usados por personajes conocidos en el medio artístico.

Pese a la gran ayuda que podría proporcionar psicológicamente a los pacientes este tipo de implementos son poco usados para las personas en general debido a su alto costo que puede llegar desde los 6.000 hasta 60.000 dólares o más.

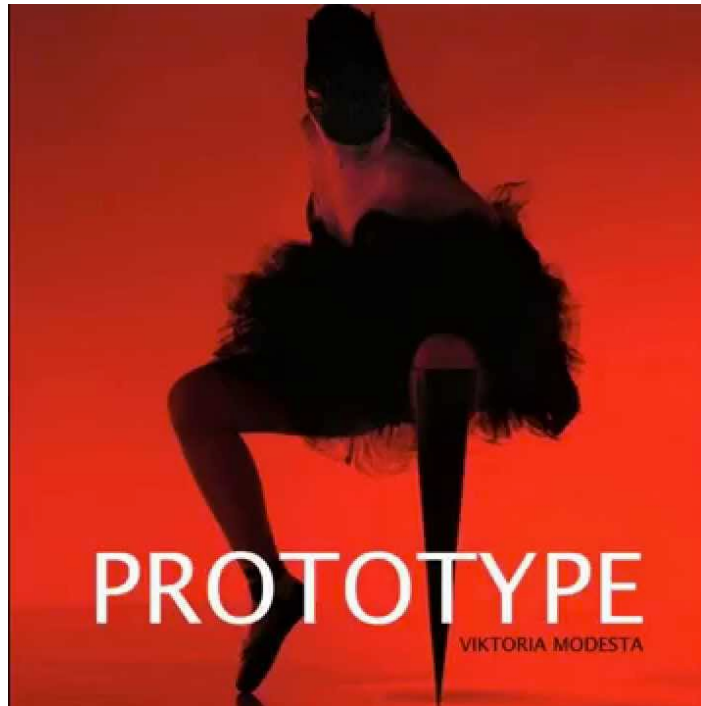


Fotografía 9.1. Viktoria Modesta 1

Fuente: Viktoria Modesta, página oficial, 2015.

Viktoria Modesta Moskalova es una cantante, compositora y modelo británica nacida en 1988, debido a una negligencia médica al momento de su nacimiento el cual llevo a que padezca problemas en su pierna izquierda, en el año 2007 se sometió a una amputación voluntaria para mejorar su condición de vida y salvaguardar su condición futura.

En colaboración con Channel 4, el 12 de diciembre de 2014 lanzó la campaña Born Risky18, presentándose a sí misma como la primera Artista Pop Biónica con la canción "Prototype".



Fotografía 10.1. Viktoria Modesta 2

Fuente: Viktoria Modesta, video Prototype. 2014

La singularidad que las personas buscan es lo que ha llevado a utilizar este tipo de prótesis, en la cual el miembro adicional no solo aporta a la movilidad sino a una restauración psicológica de la persona al utilizar la prótesis como un implemento de moda, como un medio de decoración y extravagancia.

1.7. Antropometría

“La antropometría es la ciencia que entiende de las medidas de las dimensiones del cuerpo humano. Los conocimientos y técnicas para llevar a cabo las mediciones, así como su tratamiento estadístico, son el objeto de la antropometría.” (Tortosa, 1999)

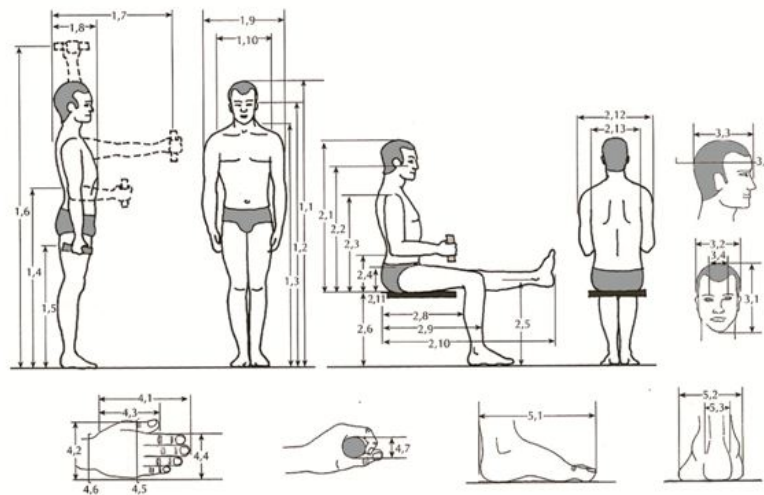
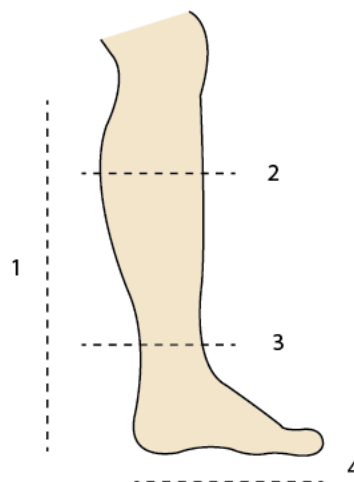


Figura 17.1. Medidas antropométricas

Fuente: <http://ergomobiliariohuelva.blogspot.com/>

Como se puede observar en el Gráfico 4-1, las medidas aproximadas de la pierna de una persona corresponde a las que se presentan, dichas medidas son mayormente utilizadas por las empresas zapateras para la elaboración de botas.



	Talla	Pequeña	Media	Grande
1	Altura	36cm	37cm	39cm
2	Pantorrilla	33cm	35cm	38cm
3	Tobillo	20cm	23cm	27cm
4	Planta	20cm	23cm	27cm

Gráfico 7-1. Medidas antropométricas estándar de la pierna

Fuente. Basado en “<http://vitasana.com.mx/shop/category.asp?catid=168>” Elaborado por: Balvina Romero

1.8. Modelado 3D

Dentro de la matemática, un objeto es considerado como tridimensional si cumple con los tres planos: ancho, alto y profundidad. A simple vista el espacio que ocupamos es considerado como tridimensional pese a que la teoría de las cuerdas también se considera más dimensiones.

En la actualidad existe la posibilidad de realizar una simulación 3D en medios bidimensionales como monitores o televisores basándose en cálculos matemáticos apoyados en que los dispositivos poseen tarjetas gráficas con aceleración 3D, conociendo el sistemas de coordenadas, vectores, polígonos, segmentos; los cuales se encuentran en una interface que representa al mundo conceptual en tres dimensiones, en el cual se posicionan a los elementos, luces, cámaras, texturas y demás para su posterior renderización.

La renderización de los objetos creados en programas de modelado 3D, proporciona una representación 3D de la misma, debido a que los monitores proveen de imágenes 2D únicamente, con la llegada de la impresión 3D es que se puede obtener el físico el modelo que se tiene en la interfaz gráfica.

Hoy en día, la utilización de modelos 3D ha llegado a tener una gran aceptación en el ámbito de la publicidad, televisión, cine, efectos especiales, video juegos, prototipado, entre otras. Las cuales se realizan en programas específicos que simulan las formas basadas en bocetos previos que ayudan a generar más realismo a los objetos en 3D.

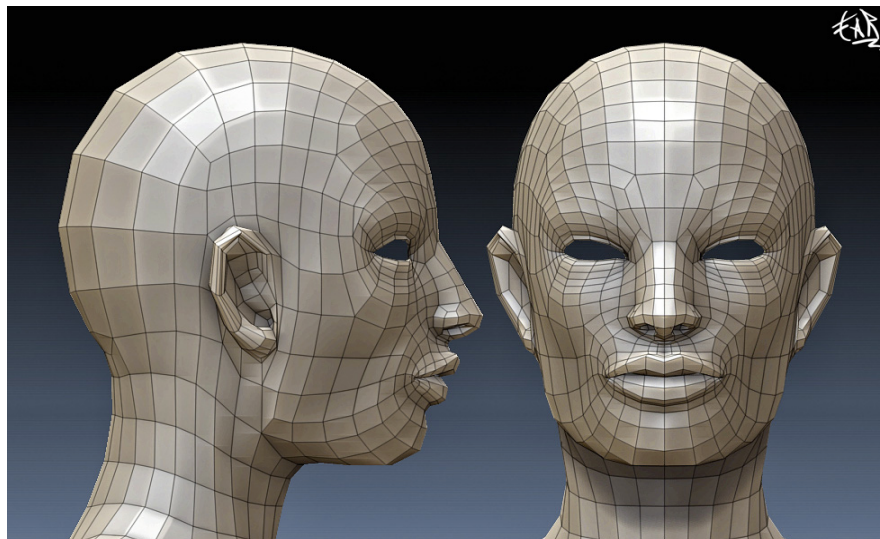


Figura 18.1. Ejemplo de modelado 3D

Fuente: <https://tideger.files.wordpress.com/2010/11/far328.jpg>

1.8.1. Técnicas de modelado 3D

Los objetos cotidianos están compuestos por formas básicas geométricas las cuales sufren modificaciones hasta obtener formas orgánicas; este mismo principio es aplicado en programas 3D, en el cual se parte una forma elemental como cubos, cilindros, entre otros, a los cuales se le aplican modificadores para cambiar su apariencia, además de incluir elementos adicionales y demás con el fin de obtener una forma específica. Entre las técnicas más conocidas se tiene:

1.8.1.1. Estructuras Predefinidas

Esta técnica se basa en el uso de las estructuras predefinidas en el software, que consta de una gran variedad de elementos. Entre ellas tenemos:

- Formas primitivas: caja, cono, esfera, geo esfera, cilindro, tubo, anillo, pirámide, tetera y plano.
- Primitivas Extendidas: hedra, nudo toroide, caja redondeada, cilindro redondeado, tanque de aceite, capsula, sprindle, forma L, gengon, forma C, anillo ondulado, prisma.
- Librerías: son formas armadas, disponibles en 3d Max 7; puertas, ventanas, árboles, escaleras.

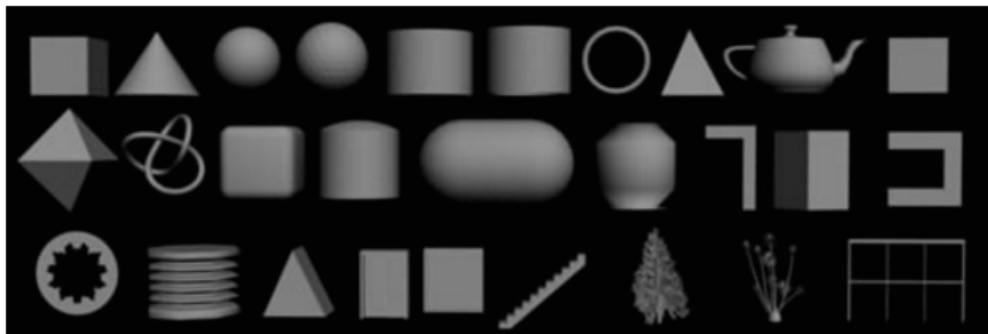


Figura 19.1. Estructuras predefinidas

Fuente: <http://www.cristalab.com/tutoriales/fundamentos-basicos-de-modelado-3d-c1481/>

1.8.1.2. Operaciones booleanas

Las operaciones booleanas ayudan a crear objetos nuevos basándose en objetos básicos. Estas operaciones son realizadas en el modo objeto y no en modo edición, es aconsejable hacerlo con

objetos malla (mesh) y que sean cerrados, no como el tubo que es un objeto abierto. Las operaciones booleanas son: unión, diferencia intersección.

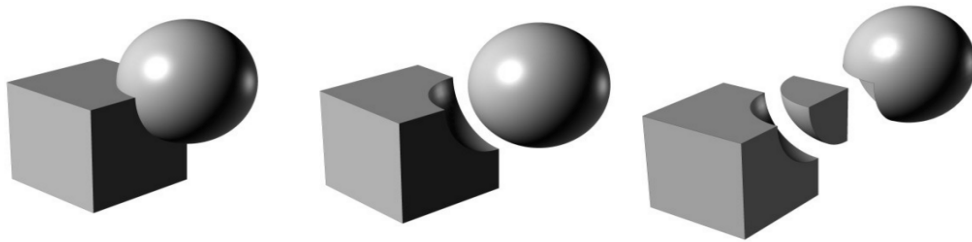


Figura 20.1. Operaciones Booleanas (unión, diferencia, intersección)

Fuente: <https://grafismodigital.wordpress.com/2016/02/27/modelado-con-operaciones-booleanas/#jp-carousel-1145>

1.8.1.3. Modelado Poligonal

Es el objeto que se crea a partir de una forma simple mediante cortes, extrusiones, movimiento de puntos entre otros. Un objeto 3D está conformado por polígonos, estos son figuras geométricas formadas por un número “n” de lados. Es decir, un modelo tridimensional es un conjunto de figuras geométricas ordenadas de tal manera que adoptan la apariencia de un objeto en especial.

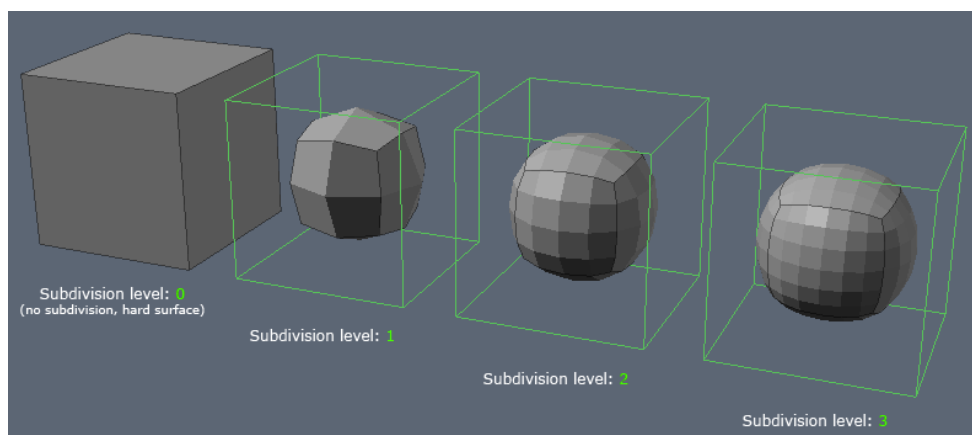


Figura 21.1. Modelado poligonal

Fuente: http://www.etereaestudios.com/training_img/subd_tips/introduccion.html

1.8.1.4. Extrude

Se basa en el principio de crear una figura bidimensional asignándole posteriormente la tridimensionalidad.

Entre los parámetros más importantes de la extrucción se encuentran:

- *Segmentos (Segments)*: Determina el número de segmentos a través de la extrucción.
- *Extruir caras (Face extrude)*: Extruye las caras seleccionadas, antes se tiene que aplicar un modificador de selección a nivel de caras, o aplicar un modificador que permita acceder a la selección de sub objetos de caras o polígonos.
- *Cantidad (Amount)*: Determina la distancia de la extrucción.

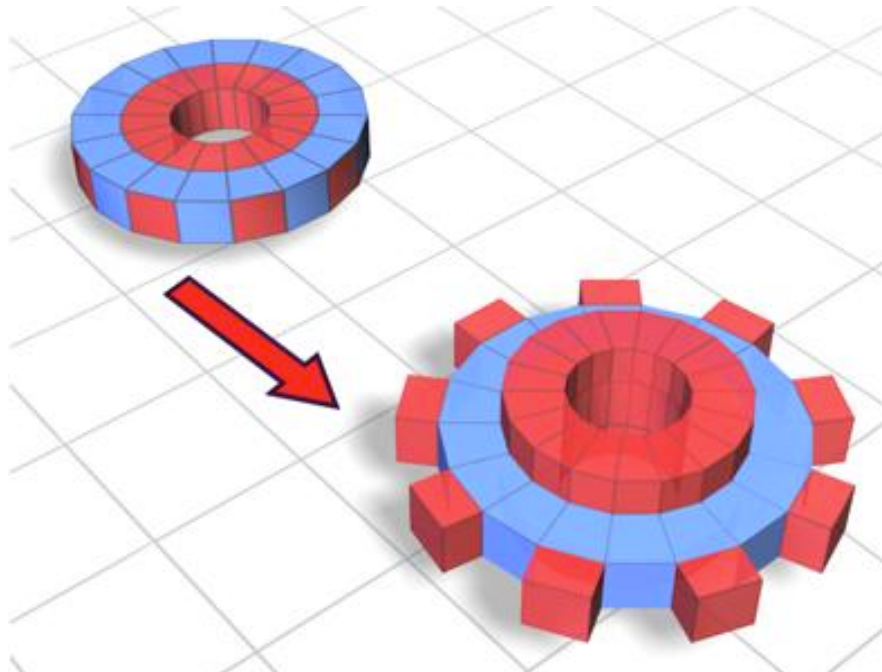


Figura 22.1. Modelado Extrude

Fuente: http://www.3dmax-tutorials.com/Face_Extrude_Modifier.html

1.8.1.5. Nurbs

Son un tipo de spline que es particularmente útil para el modelado de superficies lisas y 3D. Las mismas líneas, llamadas curvas NURBS, se utilizan para crear superficies u objetos. Las superficies tridimensionales NURBS pueden tener formas orgánicas complejas. Resulta especialmente apropiada para modelar superficies con curvas complicadas.

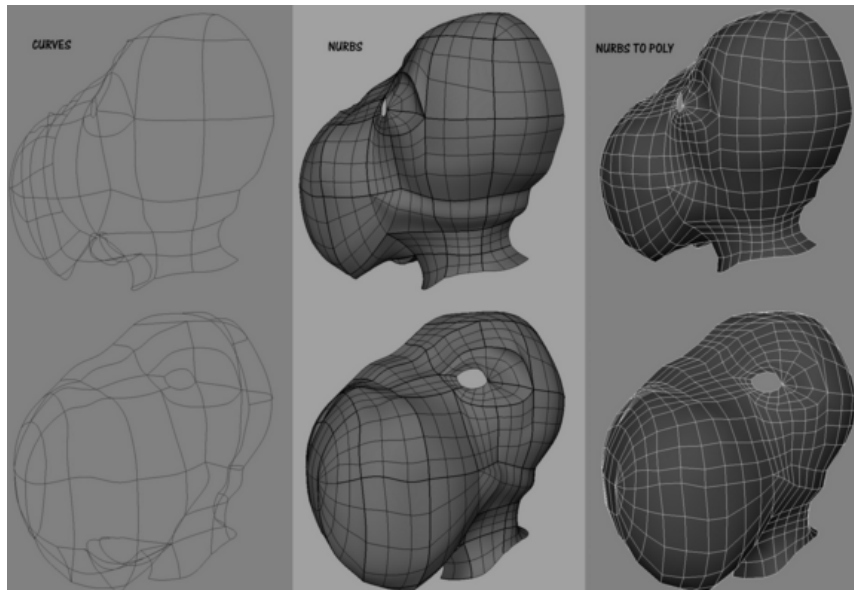


Ilustración 23.1. Nurbs

Fuente: <https://3dcreativeworld.wordpress.com/2015/01/20/nurbs-modelling/>

1.8.2. *Software para modelado y animación 3D*

“Un Software de gráficos 3D es el conjunto de aplicaciones que admiten la creación y manipulación de gráficos 3D. Estas aplicaciones son usadas tanto para la creación de imágenes como en la animación por computadora” (Arévalo y Urgiléz, 2014, pag. 58, ESPOCH).

Existen varias aplicaciones de modelado y animación 3D, entre las más utilizadas en el mercado tenemos:

- *3D Studio Max*: “Fue originalmente escrito por Kinetix (una división de Autodesk) como el sucesor de 3D Studio. Más tarde Kinetix se fusionaría con la última adquisición de Autodesk. Es el líder en el desarrollo 3D de la industria del videojuego y es muy utilizado a nivel amateur.” (Arévalo y Urgiléz, 2014, pag.58, ESPOCH)

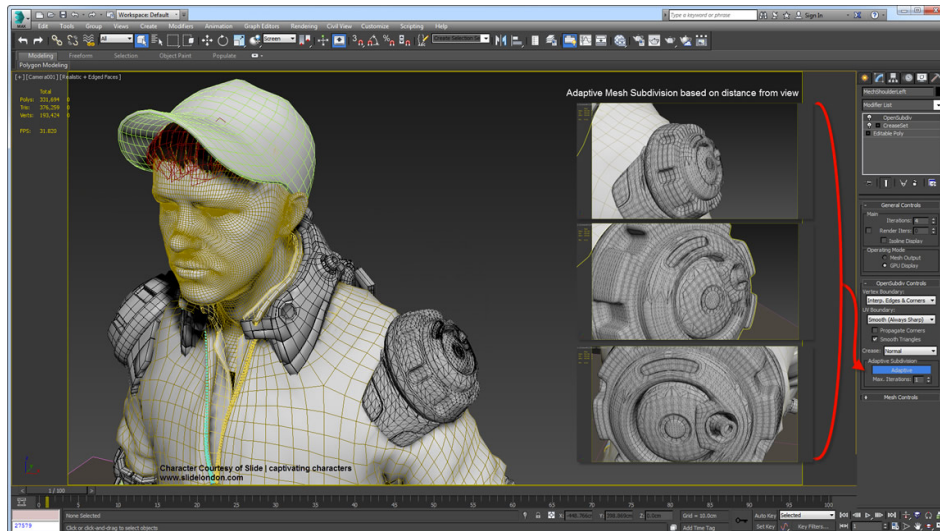


Figura 24.1. Captura de pantalla, interface 3D Studio Max

Fuente: <http://static-dc.autodesk.net/content/dam/autodesk/www/products/autodesk-3dsmax/images/overview/opensubdiv-support-large-1152x648.jpg>

- *Maya*: Es uno de los software más populares, utilizado por multitud de importantes estudios de efectos visuales en combinación con RenderMan, el motor de render fotorrealista de Pixar. Así como 3D Studio Max, Maya es una división de Autodesk.

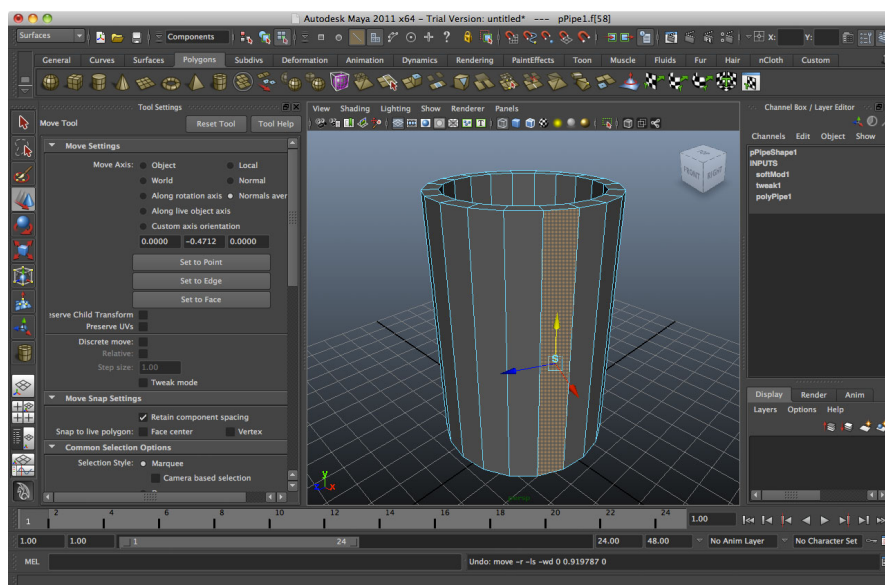


Figura 25.1. Captura de pantalla, interface Maya

Fuente: <http://www.lion-gv.com/blog/wp-content/uploads/2010/10/maya.jpg>

- *Lightwave 3D*: Fue originalmente desarrollado por Amiga Computers a principios de la década de los 90. Más tarde evolucionó en un avanzado paquete gráfico y animación 3D. Actualmente disponible para Windows, Mac OS y Mac OS X. El programa consiste en dos componentes: el modelador y el editor de escena. Es utilizado en multitud de productoras de efectos visuales como Digital Domain.

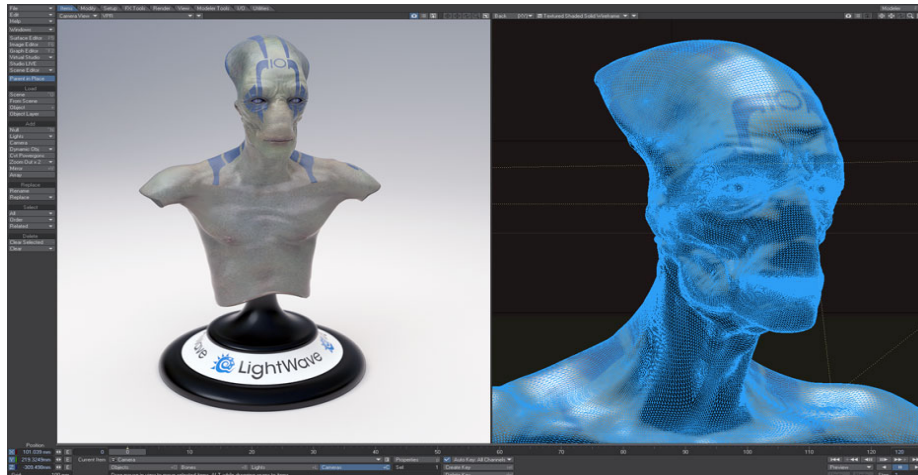


Figura 26.1. Captura de pantalla, interface *Lightwave 3D*

Fuente: https://www.lightwave3d.com/static/media/uploads/news/siggraph_2013/lightwave_11_6/LightWave_3dprinting.jpg

- *Blender*: Programa de creación de contenido 3D que abarca desde el modelado y animación hasta la composición y renderización de escenas en 3D. Es software libre, y cuenta con características como soporte para programación script, posee un engine robusto para la programación de juegos, un motor de render propio y una comunidad de usuarios totalmente abierta y dispuesta a colaborar en línea.

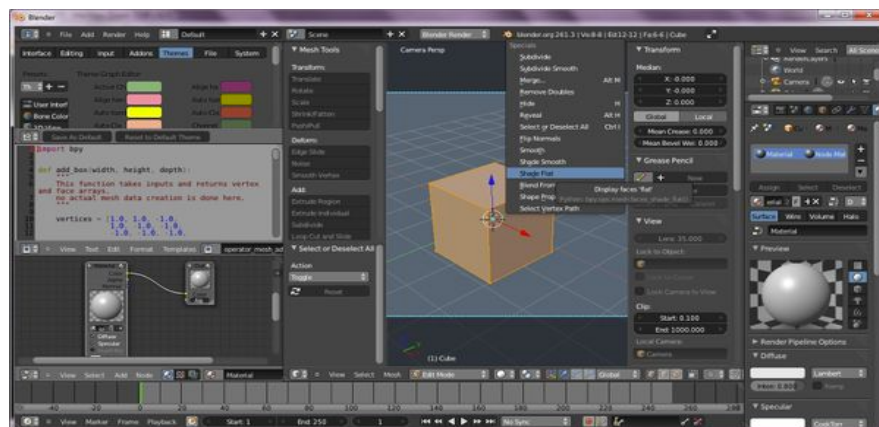


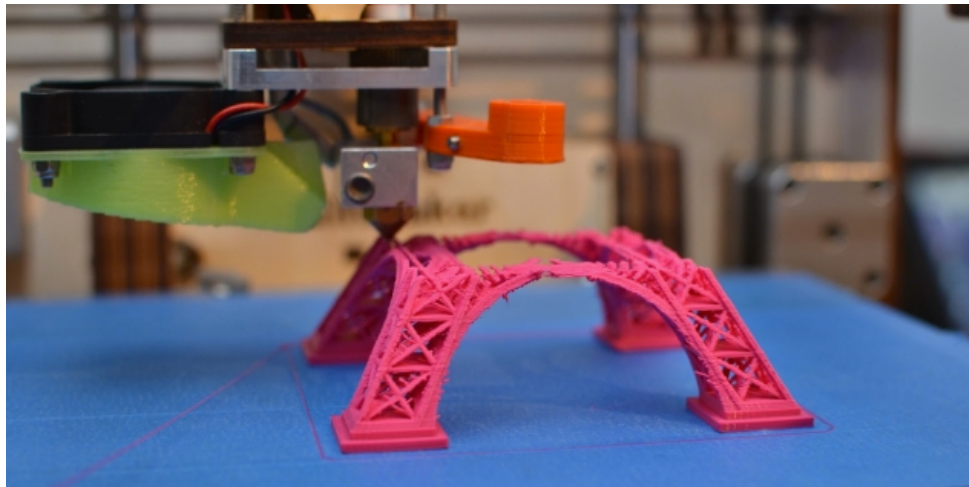
Figura 27.1. Captura de pantalla, interface Blender

Fuente: https://wiki.blender.org/uploads/thumb/4/48/Theme_maya.jpg/600px-Theme_maya.jpg

1.8.3. *Impresión 3D*

El método de impresión 3D permite, a partir de un modelo digital, crear objetos tridimensionales sólidos utilizando procesos técnicos en el cual la pieza a imprimirse va formándose mediante capas sucesivas de un material establecido.

Desde el año de 1993 empezó investigaciones sobre la impresión 3D, investigaciones realizadas un equipo de ingenieros Michael Cima, Emanuel Sachs y Daniel Fort Flowers. El uso de inyección de tinta para extrusión de una solución vinculante sobre un lecho de polvo, en lugar de tinta sobre el papel fueron los comienzos de este sistema de impresión.



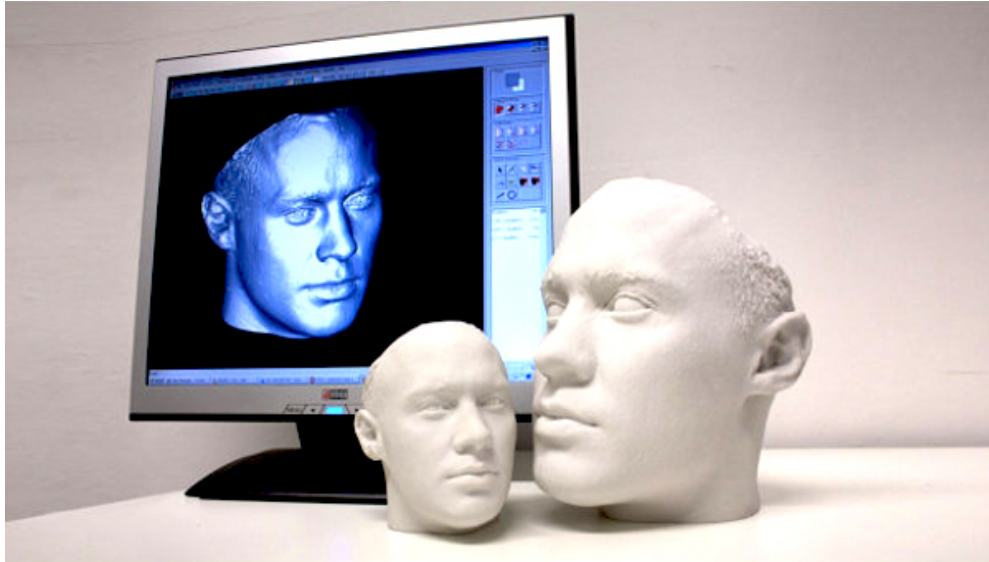
Fotografía 11.1. Ejemplo de objeto en proceso de impresión 3D

Fuente: <http://www.trian100.com/images/fotos3d/torreiefel.jpg>

En la actualidad la impresión 3D es más asequible debido a que los precios han bajado considerablemente, además de poder tener acceso libre a diferente software de modelado 3D; estas máquinas han aumentado el interés en numerosos campos de la ciencia y tecnología, cambiando el modo de obtener objetos tridimensionales a bajo costo y en un tiempo relativamente corto.

El material que se utiliza para la impresión 3D dependiendo de la máquina con la que se va a realizar dicha impresión. “El formato de archivo STL (provenientes del inglés "Stereo Lithography") es un formato de archivo informático de diseño asistido por computadora (CAD) que define geometría de objetos 3D, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas que sí incluyen otros formatos CAD.” (Jesus Maturana, 2014, <http://www.xataka.com/perifericos/>).

Un archivo STL se aproxima a la forma de una pieza o un ensamblaje utilizando facetas triangulares. Facetas más pequeñas producen una superficie de mayor calidad.



Fotografía 12.1. Ejemplo de objeto impreso 3D (digital y físico)

Fuente: http://3dproductive.com/imagenes/3dproductive_525bfedf171a6.jpg

1.8.4. Métodos de impresión 3D

En el mercado existen diferentes métodos de impresión 3D, cada uno de estos depende del material con el cual se va a obtener el objeto tridimensional, estos materiales son tan extensos que van desde el plástico, metales, células humanas, alimentos, entre otros.

1.8.4.1. Impresión por inyección

Este método de impresión 3D consiste en que la impresora crea el modelo de capa en capa esparciéndola en la sección de la pieza. El proceso es repetido hasta que todas las capas han sido impresas.

1.8.4.2. Modelado por deposición de fundente

Esta tecnología es desarrollada por Stratasys que es utilizada especialmente en prototipado rápido tradicional, usa una tobera para depositar polímero fundido sobre una estructura soporte,

capa a capa. En esta variación el medio no fundido sirve de soporte para los resaltes y paredes delgadas de la pieza a producir, reduciendo así la necesidad de soportes auxiliares temporales. Típicamente un láser es usado para sinterizar el medio y formar el sólido.

1.8.4.3. Fotopolimerización

La tecnología SLA “utiliza resinas líquidas fotopoliméricas que se solidifican cuando son expuestas a la luz emitida por un láser ultravioleta. De esta forma se van creando capas superpuestas de resina sólida que van creando el objeto.” (Easton, T. 2008, pag. 50-63)

1.8.5. Filamentos para impresión 3D

1.8.5.1. ABS

El acrilonitrilo butadieno estireno o ABS es un plástico utilizado en automoción y otros usos tanto industriales como domésticos. Es denominado también plástico de ingeniería, debido a que su elaboración y procesamiento es más complejo que los plásticos comunes, como son las polioleofinas entre los cuales tenemos al polipropileno o el polietileno.

Es un plástico resistente incluso a bajas temperaturas (-40°C) además de ser muy duro, rígido y de tener firmeza a la abrasión. Además al ser soluble en compuestos como la acetona, hay tratamientos para suavizar la superficie de las piezas impresas y disimular las capas, el vapor de acetona es posiblemente el más efectivo

1.8.5.2. PLA

La Polilactida o PLA es un termo-plástico biodegradable procedente de recursos renovables tales como el maíz, raíces de tapioca, féculas y almidones varios y de la caña de azúcar. Gracias a su consistencia más fluida a temperatura de extrusión (180-220°C), es ideal para imprimir piezas con paredes finas tales como cajas. Es un material más frágil.

CAPÍTULO II

2. Marco Metodológico

2.1. Metodología de la investigación

2.1.1. Tipo de investigación

El presente trabajo de titulación denominado “Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragenicular en humanos” se encuentra enmarcado dentro de diferentes tipos de investigación, entre los cuales tenemos: investigación descriptiva, investigación retrospectiva, investigación prospectiva y especialmente en la investigación experimental.

La investigación descriptiva, es fundamental debido a que el objetivo del trabajo de titulación requiere la “descripción” del estado, las características, factores y procedimientos presentes en cada una de las partes que se involucran en la elaboración del mismo, comenzando con una indagación profunda en las estadísticas y censos que reflejan la realidad de la cantidad de personas que sufren de discapacidad físico-motriz, hasta la búsqueda de los pasos precisos para la realización del prototipo deseado, el mismo debido a la complejidad que presenta una prótesis aplicada en un ser humano, este prototipo no será sometido a resultados inmediatos, a más de un control de calidad básico realizado por un médico traumatólogo.

La investigación retrospectiva y prospectiva se aplicaran respectivamente en el proceso de realización del trabajo de titulación para analizar los hechos pasados y la utilidad, funcionalidad y estética de las prótesis que se han venido utilizando con el paso del tiempo; y el alcance al que se desea poder alcanzar gracias a la utilización de nuevas herramientas tecnológicas como es la impresión 3D, para lograr el nivel de utilidad física y psicológica que se requiere.

Como hecho principal del presente trabajo de investigación es marcar claramente que se trata de un prototipo y que en sus objetivos del anteproyecto se recalque claramente el control de calidad lo lleva a convertirse en una investigación experimental, en el cual se aspira a que en un futuro, de una pauta para la continuación del proyecto logrando convertirlo en una realidad.

2.1.2. Métodos y técnicas

2.1.2.1. Métodos

Por medio del Método Inductivo-Deductivo se analizará la pieza que se someterá al proceso de prototipaje con la finalidad de obtener lo más realista posible.

El Método Analítico - Sintético utiliza todas las fuentes de información disponibles, analizando los sucesos y descomponiendo en partes para conocer cada una de las mismas. Para trabajar con este método es necesario realizar una observación, descripción, examen crítico, descomposición del fenómeno, enumeración de las partes, ordenación y clasificación.

El Método Científico sirve para orientar la investigación, brindar confiabilidad y validez al estudio. Permite ahorrar esfuerzos inútiles, evitar la acumulación inoportuna de datos, proporcionando reglas y procedimientos para el desarrollo de la investigación.

El Método Histórico ayuda en el estudio de las diferentes etapas de los objetos que se está analizando según un orden cronológico, para tener una idea de su evolución y desarrollo.

2.1.2.1. Técnicas

Entre las técnicas que se aplicaran en presente trabajo de investigación se encuentran:

Observación: Consiste en la observación directa de los objetos que se está estudiando, ayudando a obtener datos actuales, ya que el observador mira los hechos tal y como ocurren en la realidad, sin la necesidad de terceras personas.

Entrevista: Permite un contacto directo con la persona que se desea entrevistar. Esta técnica se la realiza cuando se considera que es necesario la interacción entre investigador y entrevistado. El tipo de entrevista que se realizará es abierta, dejando a libertad al entrevistado dar su testimonio.

2.2. Metodología del diseño

La metodología de diseño escogida para la elaboración del producto es basada en la metodología de Bruno Munari (Método Proyectual), debido a que la pieza entra dentro del diseño industrial y gráfico. La composición jerárquica de la metodología de Bruno Munari

según la Diseñadora Mónica Sandoval en su libro “Proyecto Integrador 1, Text Básico” (2011), está establecida en los siguientes pasos:

Problema, definición del problema, definición y reconocimiento de sub-problemas, recopilación de datos, análisis de datos, creatividad (idea), materiales-tecnologías, experimentación, modelos, verificación, dibujos constructivos y solución. De los cuales se ocuparan aquellos que el Trabajo de Titulación considere necesarios en su metodología y se ajuste a las necesidades de la investigación.

2.2.1. *Problema.*

No existe en nuestro país una producción de prótesis infrageniculares o transtibiales para implantes en humanos que permita reducir costos de producción y sean estéticos, ayudando de esta forma a la recuperación tanto física como psicológica de pacientes con amputaciones.

2.2.2. *Elementos del problema (reconocimiento de sub-problemas)*

Dentro del problema mencionado anteriormente se encuentran principalmente los siguientes elementos a tratar.

Tabla 1-2. Elementos del problema

PROBLEMA	SUB-PROBLEMAS	ELEMENTOS DEL PROBLEMA
Diseñar un prototipo tridimensional de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragenicular en humanos	Prótesis endoesquelética.	Se elaborará el prototipo tanto la parte mecánica como el armazón de la prótesis, utilizando el sistema de impresión 3D a base de filamentos ABS. Prótesis elaborada en base a las necesidades del paciente (sus dimensiones corporales).
	Nivel del muñón.	El diseño tanto del encaje como del pílón debe adaptarse a la longitud de un muñón establecido, ya sea proximal, medio o distal.
	Estética en parte exoesquelética.	Debe tener un diseño de la estructura

		basado en los gustos y requerimientos del paciente para que este pueda lucir la prótesis como un elemento decorativo.
	El rango de la edad de pacientes se sitúa entre los 20 a 35 años de edad.	Atendiendo a las necesidades del grupo específico, la construcción de la pieza debe ser económica, basándose en los gustos del paciente.

Elaborado por: Autora

2.2.3. *Recopilación de datos*

Partiendo de los elementos del problema antes mencionados se prosigue a la adecuada recopilación de datos que ayuden a tener una base sólida en cual sostenerse para la elaboración adecuada del prototipo. Como se ha mencionada, esta investigación tiene como objetivo fabricar un prototipo de prótesis, el cual será elaborado con datos simulados de un paciente X, el cual dará la pauta para la creación de piezas finales para la utilización cotidiana en un futuro.

Tabla 2-2. Información a recolectar.

ELEMENTOS DEL PROBLEMA	INFORMACIÓN A RECOLECTAR
- Se elaborará el prototipo tanto la parte mecánica como el armazón de la prótesis, utilizando el sistema de impresión 3D a base de filamentos ABS.	- Lugares en donde se puede proceder a la impresión 3D.
- Prótesis elaborada en base a las necesidades del paciente, sus dimensiones corporales y gustos estéticos.	- Dimensiones antropométricas del paciente X a prueba de la pierna sana para una correcta y simétrica réplica de la prótesis.
- El diseño tanto del encaje como del pílón debe adaptarse a la longitud de un muñón establecido, ya sea proximal, medio o distal.	- Medidas del muñón para que el encaje se adapte a la forma específica del mismo, tomando en cuenta su forma.
- Debe tener un diseño de la estructura basado en los gustos y requerimientos del paciente para que este pueda lucir la prótesis como un elemento decorativo.	- Obtener una descripción de los gustos del paciente, para la elaboración de una malla que se adapte a la prótesis en base a su personalidad. Análisis psicológico del paciente.
- Según las necesidades del grupo específico, la	- Costo de impresión

construcción de la pieza debe ser económica, atendiendo a los gustos del paciente	- Costo de filamento.
---	-----------------------

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

2.2.4. Análisis de datos

2.2.4.1. Lugares en donde se puede proceder a la impresión 3D.

La Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, posee Impresoras 3D en tres de sus facultades: en la Facultad de Mecánica, Facultad de Ciencias de la Salud y Facultad de Informática y Electrónica.

En la Facultad de Mecánica a más de la impresora cuentan con un escáner 3D para uso de las diferentes necesidades de los estudiantes. Mediante una previa solicitud verbal se obtuvo una respuesta negativa por parte de las autoridades de dicha facultad debido a problemas administrativos en el cual la impresora aún no estaba aprobada para su debido uso.

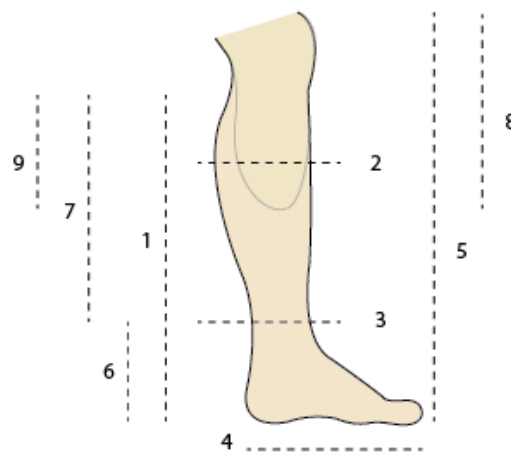
La Facultad de Informática y Electrónica posee una impresora MakerBot Replicator 2X en la Escuela de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales, a partir de la aprobación verbal por parte del decano de la facultad, Dr. Miguel Tasambay; se procedió a la solicitud formal para el permiso de impresión con oficio codificado Of.028-RPS-2016, dirigido al director de la escuela antes mencionada, Ing. Alberto Arellano. Solicitud aprobada. (Véase Anexo 1).

Debido a problemas en cuanto al tiempo disponible para la utilización de la impresora no se pudo realizar en la impresión correspondiente en dicho lugar. Estos inconvenientes condujeron a realizar la impresión en una empresa privada destinada a la impresión 3D y venta de suministros.

2.2.4.2. Dimensiones antropométricas - Medidas del muñón.

Los estudios antropométricos realizados han dado como resultado la media de las proporciones de las partes del cuerpo analizando diferentes factores que determinan una semejanza, en el estudio para sacar medidas de una extremidad inferior se toma en cuenta la proporción de las personas con tallas pequeña, media y grande. Las medidas que a continuación se presentan son de la pierna sana de un paciente anónimo, la cual servirá de referencia para la elaboración simétrica de la prótesis a realizar.

En los primeros 4 datos que proporciona el Gráfico 1.2., se evidencia que el paciente anónimo tiene medidas que se acoplan a Gráfico 7.1. (Medidas antropométricas estándar de la pierna (Gráfico ubicado en el Capítulo I)), siendo parte del grupo de talla pequeña; las últimas 5 medidas corresponden a los datos que se recogen para la elaboración específica de la prótesis tanto endo como exoesquelética, como por ejemplo la medida del muñón, el cual en el paciente X desde la poplítea es 13cm siendo una medida adecuada, lo óptimo en una amputación transtibial es dejar un muñón de aproximadamente 15cm, pese a eso se puede dejar un muñón de hasta 7cm, como se ha mencionado anteriormente.



	Partes de la pierna	Medidas
1	Altura hasta la poplítea	36 cm
2	Diámetro Pantorrilla	34 cm
3	Diámetro Tobillo	20,5 cm
4	Planta del pie	21 cm
5	Altura hasta la rodilla	46 cm
6	Altura hasta el tobillo	12 cm
7	Altura desde el tobillo hasta la poplítea	24 cm
8	Muñón desde la rodilla	23 cm
9	Muñón desde la poplítea	13 cm

Gráfico 1.2. Medidas antropométricas del paciente.

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. **Elaborado por:** Investigadora

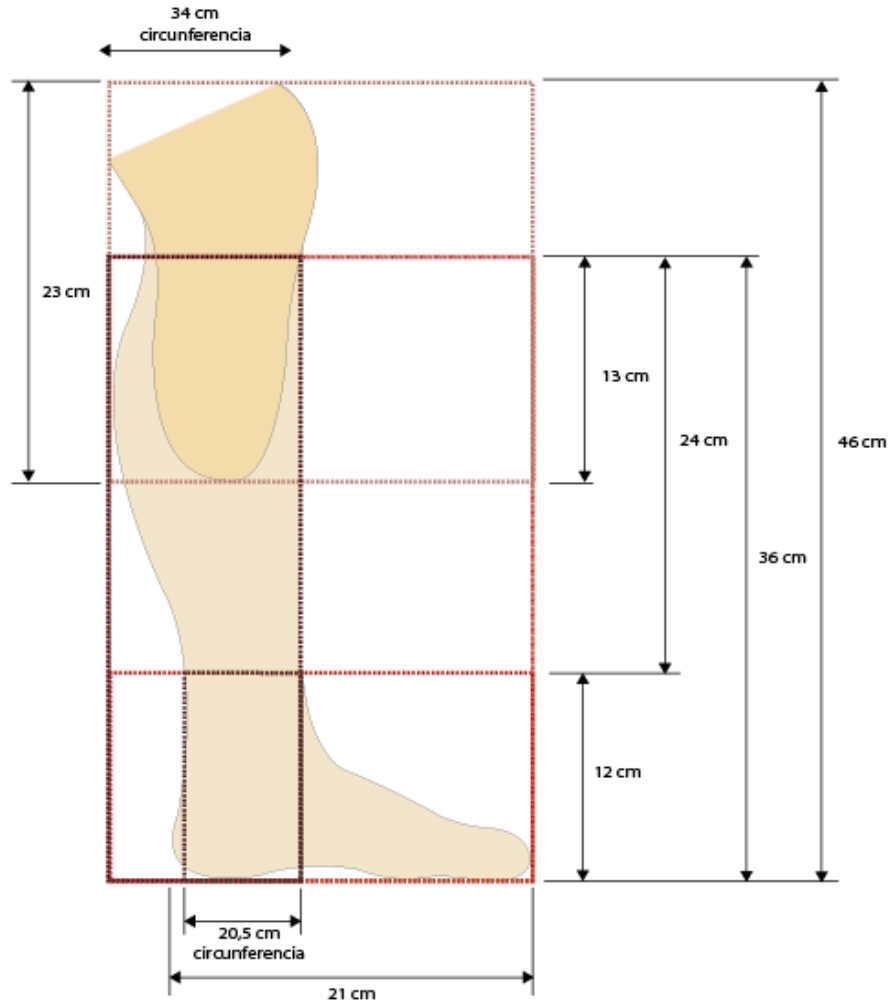


Figura 1.2. Dimensiones de la pierna y muñón. Escala 1.1

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. **Elaborado por:** Investigadora

2.2.4.3. Análisis psicológico.

Una breve observación al paciente, su manera de vestir, sus implementos, o un recorrido virtual por las redes sociales que frecuenta ayuda a identificar gustos y personalidad de la persona, los cuales se pueden adaptar a las formas que se incluirán en la parte exoesquelética de la prótesis o también llamada armazón, una descripción detallada de los gustos como colores, formas, culturas, creencias, ideologías, gusto musical, actividades deportivas, hobbies entre otros, ayuda a obtener un modelo básico de dicho armazón.

Tabla 3.2. Tabla de gustos del paciente

GUSTOS DEL PACIENTE	
¿Qué colores le gustan más?	Plateado Blanco Negro Café
¿Qué formas (geométricas u orgánicas) llaman su atención?	Ambas
¿Qué culturas ancestrales le agradan?	Hindú
¿Qué estilos musicales escucha a menudo?	Rock Indí Blues
Realiza actividades deportivas, ¿Cuáles?	Natación Atletismo
¿Tiene algún pasatiempo? Nómbralos	Lectura Pintura
¿Le gusta algún animal?	Búhos
¿Prefiere el campo o la ciudad?	Campo
¿Tiene preferencia por algún estilo artístico?	Minimalismo

Realizado por: Balvina Romero, 2016

Con los datos obtenidos de la personalidad del paciente se logrará captar la esencia del mismo y poder elaborar un armazón que cumpla con los gustos de la persona. Organizando los datos para obtener piezas separadas.

2.2.4.4. Costo de impresión y filamento

El portal Web de la Empresa MakerGroup-3D, en su aplicación para ayuda al consumidor informa que la impresión 3D tiene un costo de 8 dólares por hora. El filamento que utilizan es ABS o PLA cuyo rollo de 1KG tiene un costo individual de 74 dólares con 10 centavos incluido IVA. En nuestro país son los precios más asequibles y uno de los locales con mejor calidad de impresión, según dicho portal web.

2.2.5. *Creatividad*

Esta etapa está constituida por la propuesta de ideas, en este paso se presentan los diferentes bocetos gráficos de las partes de la prótesis.

La elaboración del modelo 3D de la prótesis se realizará previo boceto inicial en el programa de modelado y animación 3D Studio Max, de la corporación AUTODESK de la cual se tiene la licencia estudiantil requerida.

2.2.5.1. *Modelo endoesquelético*

La Figura 2.2., muestra el primer boceto que realizó para la elaboración de la prótesis, previo a la toma de medidas antropométricas.



Figura 2.2. Boceto de prótesis endoesquelética.

Elaborado por: Balvina Romero

La Figura 3.2., muestra el boceto de la prótesis con las medidas adecuadas, por lo tanto presenta variantes del boceto inicial, este modelo se adecua a las necesidades del paciente.

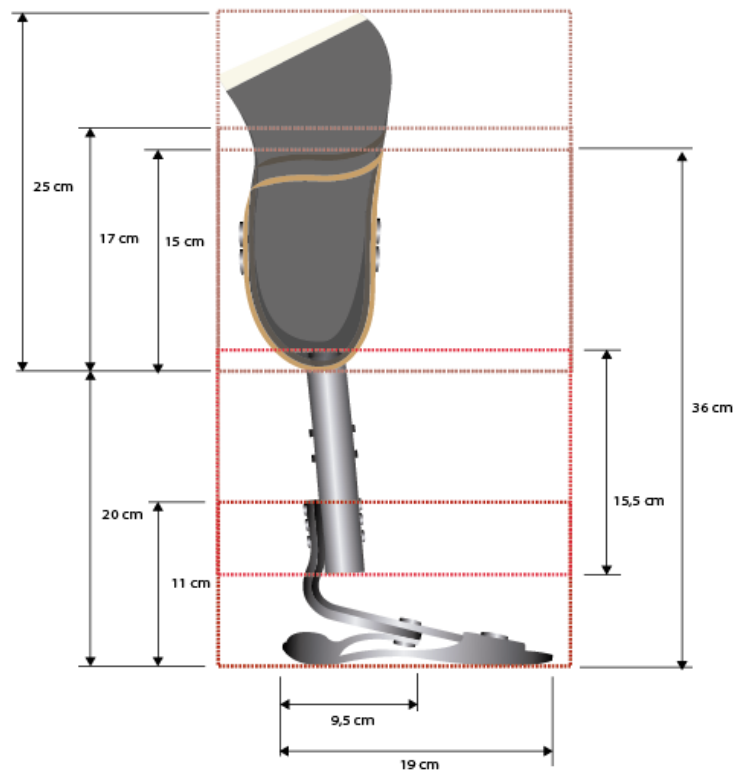


Figura 3-2. Dimensiones del boceto de prótesis. Escala 1.1

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. **Elaborado.** Balvina Romero 2016

- Encaje

El encaje está formado por dos capas que protegen a la media protésica la cual tiene en su parte superior un sistema de sujeción adhesiva a la piel. Esta parte de la prótesis puede elaborarse ya sea manualmente o con impresión 3D luego de realizar un escaneo previo de la forma exacta del muñón, puesto que la forma de este es el que determina la estabilidad y el ajuste a presión.

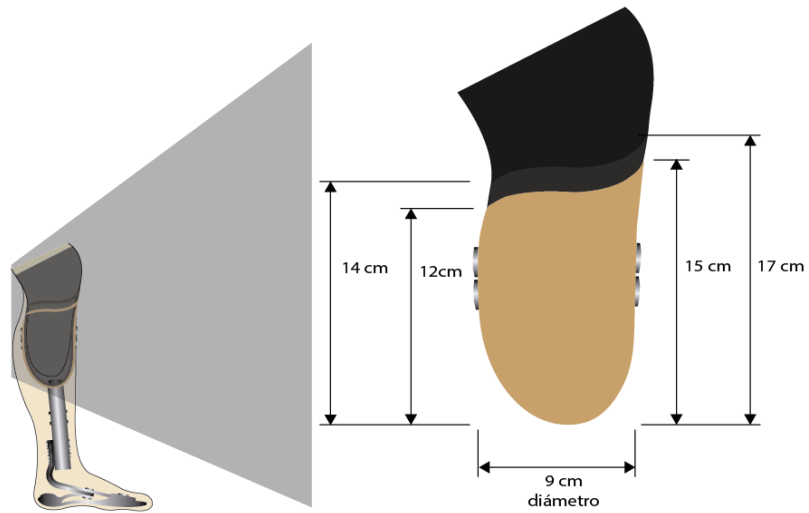


Figura 4-2. Dimensiones del boceto: “Encaje”. Escala 1.1

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. **Elaborado por:** Balvina Romero, 2016

- *Pilón*

El pilón consiste en un cilindro que sustituye a los huesos tibia y peroné, cuenta con modelo dinámico que le ayuda a sujetar a la parte exoesquelética y adaptarse fácilmente tanto al encaje como al tobillo y pie.

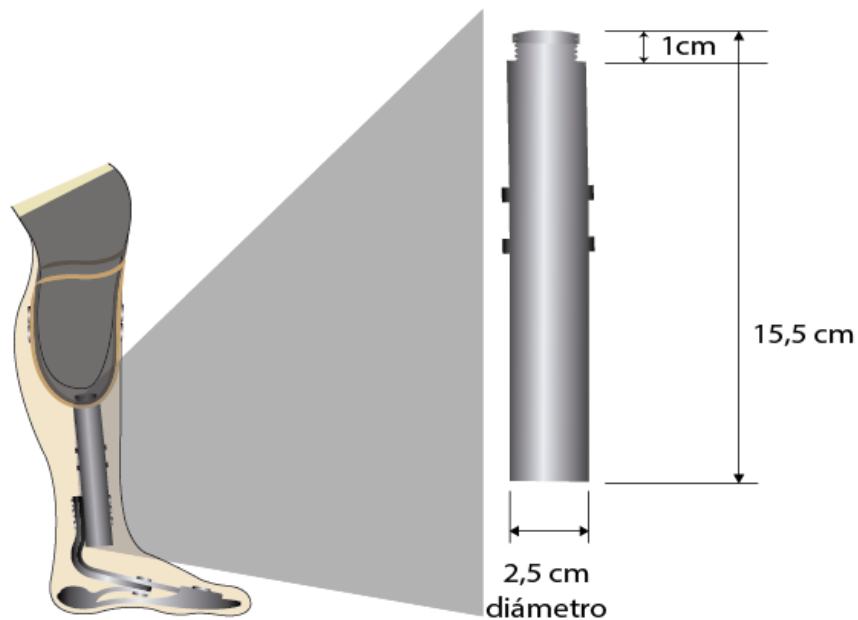


Figura 5.2. Dimensiones del boceto: “Pilón”. Escala 1.1

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. **Autor.** Balvina Romero, 2016

- *Tobillo y Pie*

La pieza para pie y tobillo está basado en el modelo triton harmony, (Véase ilustración 6.2.) el cual es una combinación del pie de carbono y de una bomba harmony integrada que tiene la función de crear un vacío, este vacío alinea el sistema de encaje y ofrece amortiguación y ligera torsión.



Figura 6.2. Modelo Triton Harmony

Fuente: GUZHÑAY, Andres y CALLE, Luis (Tesis de Grado, 2015, pag.11)

El sistema de resorte que se encuentra en el talón y planta del pie ayuda a realizar actividades cotidianas gracias a su diseño compacto.

La Tabla 4.2., muestra las especificaciones que tiene el Modelo Triton Harmony, en el cual GM3 y GM4 hacen referencia a la movilización que puede realizar la persona amputada.

Tabla 4.2. Especificaciones técnicas del Modelo IC62 Triton Harmony

DATOS TÉCNICOS	
Peso máximo del paciente	150 kg (GM 3), 125 kg (GM 4)
Tamaño	21 cm a 30 cm
Amortiguación vertical	Máximo 15mm
Rotación	Máximo 9mm
Grados de movilidad	GM3 y GM4

Fuente: GUZHÑAY, Andres y CALLE, Luis (Tesis) 2015, pag.12

Comparándolas con el sistema de Kendall visto anteriormente son los niveles K2 y K3 en el cual los pacientes pueden movilizarse sin limitaciones en espacios exteriores y para personas amputadas que requieren de exigencias especialmente altas como correr, saltar y soportar un peso liviano.

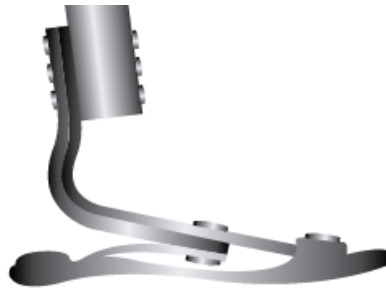


Figura 7.2. Boceto de pie y tobillo

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

Teniendo el análisis biomecánico del pie y tobillo, así como revisado la parte anatómica y las medidas antropométricas, se puede plantear un diseño que incluya la función de la bóveda plantar que permita la absorción de impactos provocados por el ciclo de la marcha, de esa manera se evita la necesidad primaria de colocar un sistema de rotación, ya que la fuerza de impulso que presenta la pieza, ayuda a la flexión en eje Y y fácil movilización de la persona, sin embargo limita la rotación en eje X.

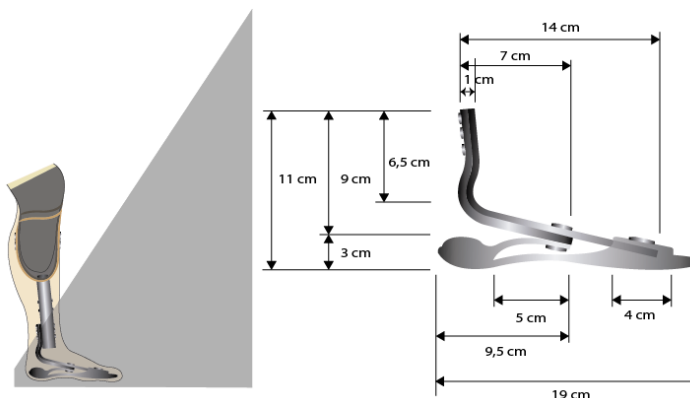


Figura 8.2. Dimensiones del boceto: “Pie y tobillo”. Escala 1.1

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. Elaborado por: Balvina Romero, 2016

2.2.5.2. Modelo exoesquelético

Basándose en los datos obtenidos del análisis psicológico de la persona se obtiene diferentes patrones con los cuales se da forma a la estructura del armazón.



Figura 9-2. Boceto inicial de prótesis exoesquelética.

Elaborado por: Balvina Romero

Una vez teniendo las dimensiones adecuadas del paciente se puede elaborar un boceto específico de la prótesis exoesquelética, la cual es simétrica a su homogénea pierna sana.

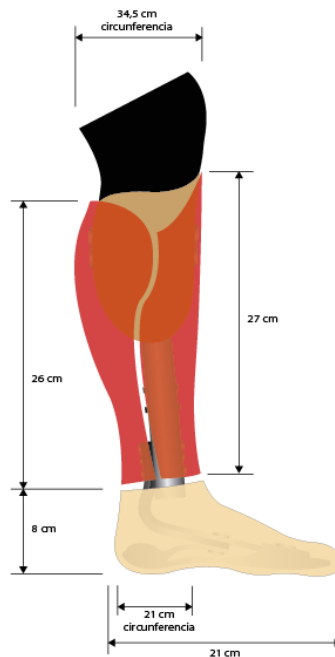


Figura 10.2. Dimensiones del boceto: “Exoesqueleto”. Escala 1.1

Fuente. Medidas tomadas a un paciente X. **Elaborado por:** Balvina Romero, 2016

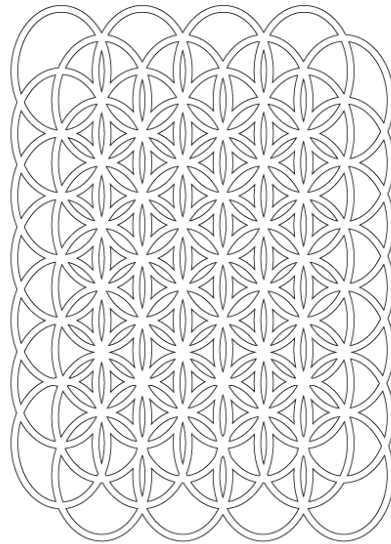


Figura 11-2. Bocetos para malla exoesqueleto.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016



Figura 12-2. Bocetos para malla exoesqueleto. Modelo 2

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

2.2.6. *Materiales – Tecnologías*

Para la elaboración del prototipo que se ejecutará en este trabajo de investigación se tiene planteado realizarlo en filamento ABS de impresión para 3D por motivos económicos y de

factibilidad de las impresoras en el país. Se detalla a continuación materiales con los que debe elaborar una pieza final de prótesis.

2.2.6.1. Encaje

Existe una gran variedad de materiales que se utilizan para elaborar el encaje, depende del paciente y los requerimientos que este necesite para escoger el adecuado, hay que tener en cuenta que esta pieza es la única que tiene contacto con el cuerpo de la persona y su resistencia y comodidad debe ser esencial. Los materiales más utilizados van desde el silicón, polímeros, polipropileno, resina, textiles de refuerzo como la fibra de carbón, fibra de vidrio, nylon, entre otras. Todos estos elementos tienen la cualidad de ser flexibles y ligeramente suaves al contacto, unos más que otros.

2.2.6.2. Pílon

En tanto al pílón, el cual es la pieza más sencilla pero a la vez indispensable pues forma la unión ente el encaje y el tobillo y pie; puede ser elaborado igualmente en diferentes materiales resistentes, la impresión con polvo de metales es una realidad hoy en día, entre los más utilizados son el acero inoxidable, titanio y aluminio.

Acero

Este metal relativamente pesado es resistente y fuerte, debido a su peso no es el más indicado para la elaboración de una prótesis, pese a eso es uno de los materiales más utilizados. “El acero es una aleación de hierro y carbono en donde el porcentaje de carbono es de 0.2 y 0.3 % (...) Una aleación muy utilizada en prótesis es el acero inoxidable, esta aleación contiene por lo menos 10.5% de cromo, otros aceros contienen además níquel y molibdeno” (De LEONARDO, Luis, Tesis de Grado, UDLAP, 2008). Tiene una densidad de 7.8 g/cm^3 .

Titanio

Este material es considerado la mejor opción al momento de la construcción de una prótesis debido a su resistencia y a ser un metal liviano, como desventaja es su elevado precio.

Comparte muchas características con el acero pues logra formar aleaciones con otros metales tales como el aluminio, vanadio, molibdeno, entre otro. Posee una densidad de 4.5 g/cm^3 .

2.2.6.3. Tobillo y pie

En la parte del pie y tobillo hay que tomar en cuenta que el pie debe tener como principales requerimientos la rigidez y flexibilidad que permita la absorción de impactos en la caminata al simular la función de la bóveda plantar, es por ello que al modelo final que se vaya a realizar basándose en este prototipo se aconseja imprimirlo con polvo de titanio o en su defecto aluminio y recubierto con fibra de carbono.

Fibra de carbón

Este material forma parte de la familia de los polímeros. Este material es ligero, costoso y presenta propiedades mecánicas. Tiene una densidad de 1.75 g/cm^3 , posee gran capacidad de aislamiento térmico, resistencia a cambios de temperatura.

2.2.6.4. Exoesqueleto

En tanto a la impresión de la parte exoesquelética de la prótesis los materiales con los que se pueden imprimir únicamente dependen de la creatividad de la persona, puede constar de diferentes elementos que en conjunto formen una pieza estética. Ya sea de madera, plástico, polipropileno, aluminio, entre otros.

2.2.7. Experimentación

Ya se ha mencionado en anteriores ocasiones que el prototipo a realizarse se elaborara en filamento ABS para impresión 3D, la técnica la para elaboración tridimensional de la pieza es en base a la utilización de los diferentes métodos de modelado 3D, como son el boleano, extrude, edición poligonal.

Las medidas que se han obtenido el paciente X se reflejaran en el prototipo elaborado manualmente debido a que no se logró obtener el uso del escáner 3D de la ESPOCH como se señaló en una anterior ocasión.

En base a los conocimientos de software para modelado 3D, se ha determinado la utilización de 3DS Max 2015, para posteriormente exportarlos en formato STL, el cual es el más generalizado para impresión 3D.

2.2.8. Modelos y verificación

La experimentación del modelado en el software indicado permite mostrar muestras de modelos demostrativos, una visión digital de cómo quedaría el prototipo.

El modelo base del boceto de la prótesis fue verificado por el médico traumatólogo Dr. Héctor Danilo Moyano, miembro de tribunal del presente Trabajo de Titulación, el cual emitió el siguiente comentario: “Luego de revisado y analizado el boceto inicial se observa que éste presenta parámetros acordes a la anatomía, fisiología y biomecánica humana, motivo por el cual se puede proceder al modelado del prototipo.”

En cuanto a la presentación exoesquelética de la pieza, los bocetos del diseño a plasmarse en forma de malla han sido aceptados por el paciente anónimo.

2.2.9. Dibujos constructivos

En el presente ítem se muestran renders de las piezas por separado que conforman al prototipo.



Figura 13.2. Render modelado 3D. Pieza endoesquelética

Elaborado por: Balvina Romero

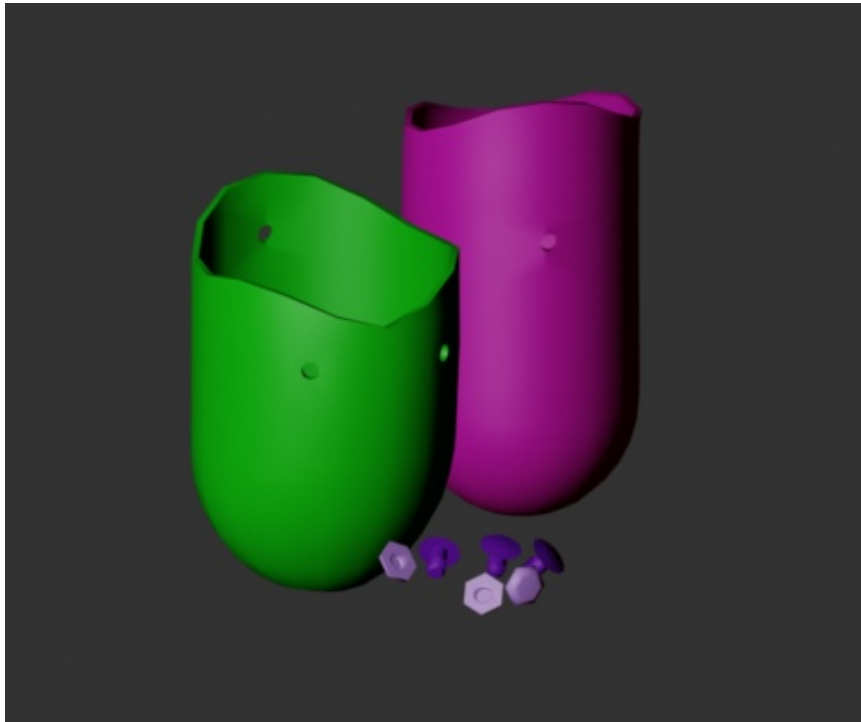


Figura 14.2. Render modelado 3D. Encaje

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

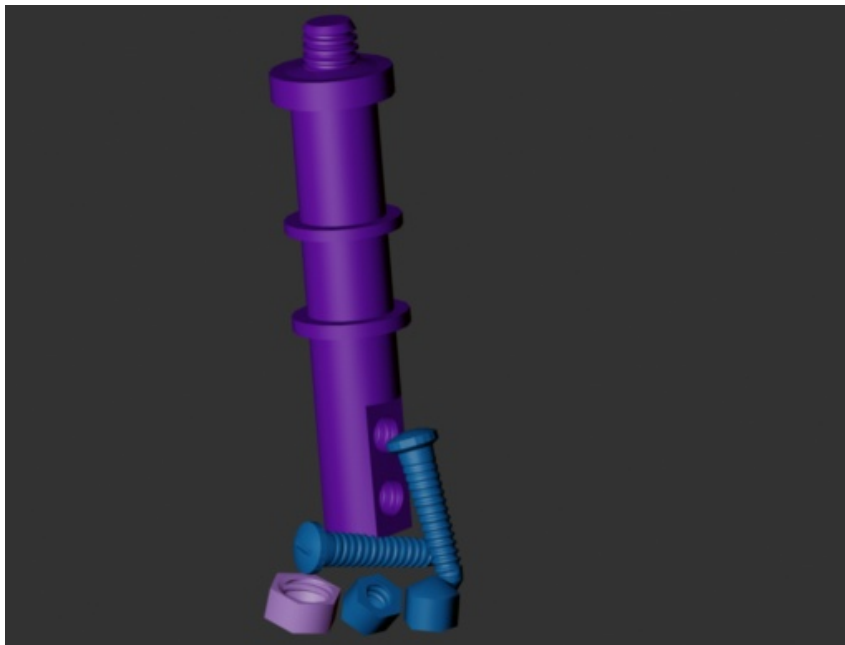


Figura 15.2. Render modelado 3D. Pilón

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

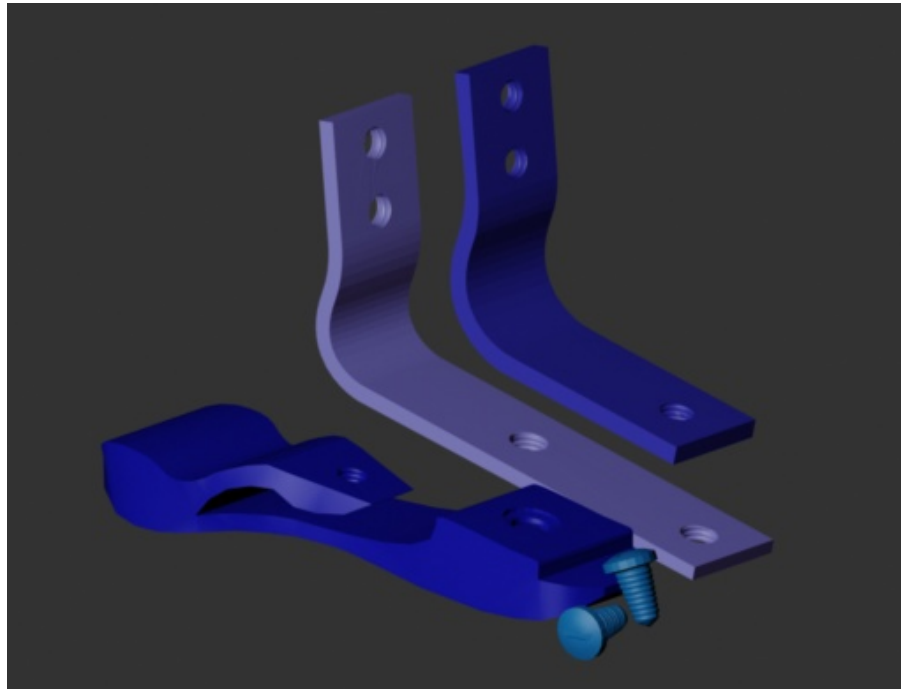


Figura 16.2. Render modelado 3D. Pie y tobillo.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016



Figura 17.2. Render modelado 3D. Exoesqueleto.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016.

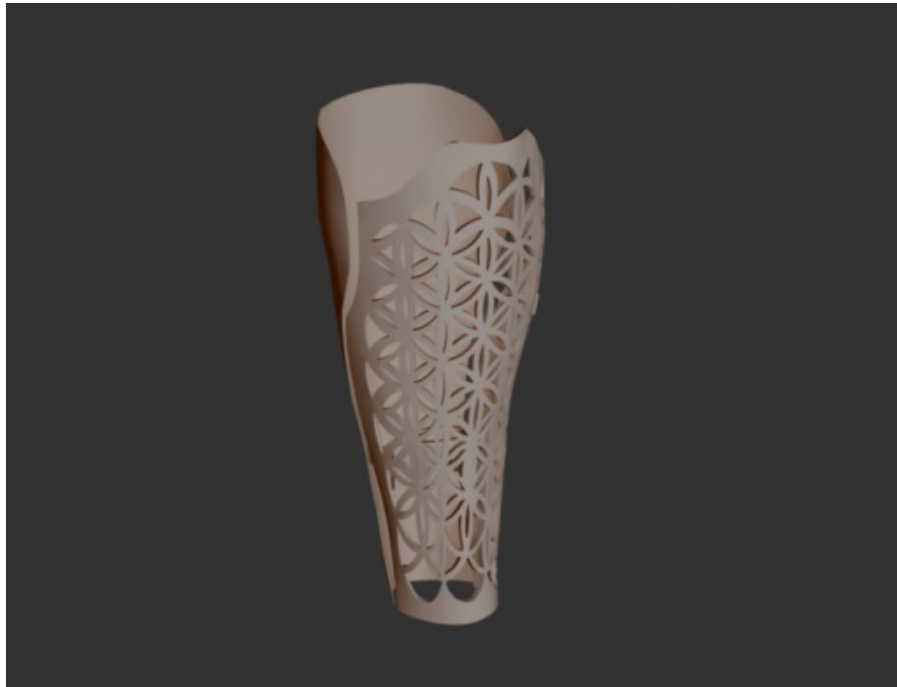


Figura 18.2. Render modelado 3D. Pierna.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016



Figura 19.2. Render modelado 3D. Pie.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

2.2.9. Solución

El modelo final del prototipo responde a las necesidades físicas y psicológicas del paciente anónimo, en la cual se evidencia la funcionalidad de un movimiento adecuado de la parte endoesquelética y la estética del exoesqueleto adecuada a los gustos de dicho paciente.

CAPÍTULO III

3. Marco de Resultados

Después de un proceso metodológico, se obtuvo una pieza final del prototipo la cual cumple con los requerimientos del paciente anónimo.

3.1. Prototipo de prótesis 1



Figura 1-3. Prototipo 3D de prótesis vista lateral.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

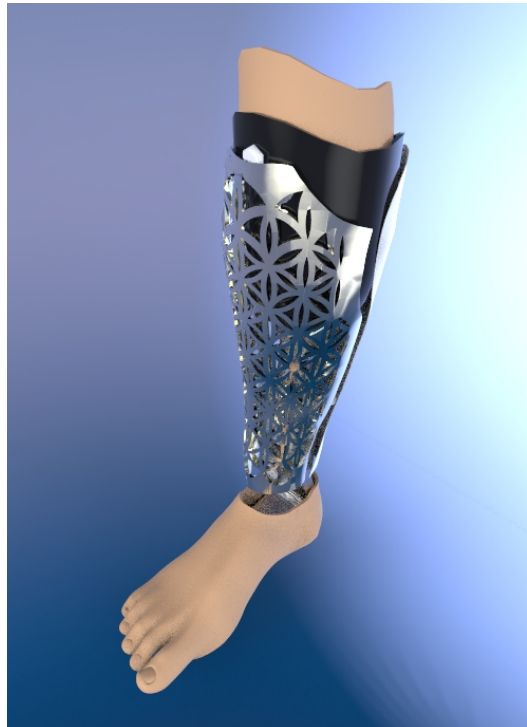


Figura 2-3. Prototipo 3D de prótesis vista ortogonal.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

3.2. Prototipo de prótesis Modelo 2



Figura 3-3. Prototipo 3D de la prótesis Modelo 2 vista frontal.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016



Figura 4-3. Prototipo 3D de la prótesis Modelo 2 vista ortogonal.

Elaborado por: Balvina Romero, 2016

3.3. Control de calidad

En cuanto a un control de calidad de la funcionalidad que proporciona la pieza endoesquelética, la cual es la parte mecánica de la prótesis; el prototipo obtuvo una calificación acertada basada en una tabla de control de calidad con parámetros establecidos por parte del Dr. Traumatólogo Héctor Danilo Moyano, docente de traumatología de la Escuela de Medicina de la ESPOCH y miembro de tribunal del presente Trabajo. (Ver anexo B y C.)

CONCLUSIONES

- Mediante un análisis de la historia de las prótesis, de la biomecánica y de procesos técnicos y prácticos de modelado 3D para el desarrollo de piezas ortopédicas se elaboró un prototipo básico de prótesis externa para pacientes con amputaciones infragéniculares o transtibiales.
- El proceso de creación, modelado e impresión se basó en la metodológica de Bruno Munari, con la cual se logró obtener un prototipo basado en normas y medidas antropométricas específicas.
- La impresión 3D globalmente ha tenido una gran evolución en los últimos años (2013-2015), pese a aquello en el Ecuador aún se mantiene dando sus primeros pasos, especialmente en pro de la salud y bienestar humano.
- Debido a que el Trabajo de Titulación específica que se elaborará un prototipo tridimensional de prótesis, pese a contar con el control de calidad de un médico traumatólogo, este todavía puede exponerse a modificaciones posteriores que puedan realizar estudiantes entendidos en las materias de mecánica, electrónica y medicina.

RECOMENDACIONES

- Se debe poner más atención al grupo vulnerable de personas con amputaciones en el país, proporcionar información verídica y actualizada de la cantidad de pacientes que sufren de esta dolencia para poder desarrollar de mejor manera proyectos de esta índole.
- Utilizar una metodología adecuada en la que esté presente la obtención de datos como normas y medidas antropométricas específicas de pacientes con amputaciones.
- Planificar un proyecto que impulse la impresión 3D en pro de la ayuda social y el bienestar humano; no conformándonos con impresiones banales que sirvan de decoración, sino utilizando los conocimientos y recursos para lograr el bien común.
- La Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, en lo posible debería abordar el tema de las prótesis, emprender un proyecto integrador entre las escuelas de Medicina, Mecánica, Electrónica y Diseño Gráfico para la elaboración de prótesis de calidad para pacientes de la región.
- Las autoridades de la ESPOCH deberían realizar un control a fin de que las herramientas tecnológicas (Impresora y escáner 3D) sean de utilidad oportuna para los estudiantes, evitando trámites y negativas o esperas prolongadas por quienes están al manejo de las mismas como sucedió con el presente Trabajo de Titulación.

GLOSARIO:

PRÓTESIS: colocación o sustitución de un órgano, una pieza o un miembro del cuerpo por otro o por un aparato especial que reproduce más o menos exactamente la parte que falta.

PROTOTIPAJE: se llama al uso de un proceso tecnológico para producir objetos 3D en un corto periodo de tiempo.

INFRAGENICULAR: región de vascularización de la rodilla.

TRANSTIBIAL: calcificación de amputación que atraviesa tibia y peroné.

ENDOESQUELETO: tipo de prótesis mecánica.

EXOESQUELETO: tipo de prótesis que comprende el armazón.

BIOMECÁNICA: ciencia que estudia las fuerzas y las aceleraciones que actúan sobre los organismos vivos.

ORTOPRÓTESIS: aparato externo utilizado para modificar las condiciones estructurales y funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto.

TRAUMATOLOGÍA: rama de la medicina que se dedica al estudio de las lesiones del aparato locomotor.

DESARTICULACIÓN: desencajamiento o separación de los miembros o piezas que están articulados entre sí.

MUÑÓN: extremo de un miembro del cuerpo después de haber sido cortado o amputado dicho miembro.

VASCULARIZACIÓN: presencia y disposición de los vasos sanguíneos y linfáticos en un tejido, órgano o región del organismo.

ENCAJE: pieza de una prótesis endoesquelética que se acopla al muñón.

PILÓN: pieza de una prótesis endoesquelética que reemplaza a la tibia y peroné.

LORDOSIS: curvatura de la columna vertebral con la convexidad, generalmente exagerada, hacia la parte anterior.

POPLÍTEA: el músculo poplíteo, también llamado musculus popliteus, es un músculo de la pierna que se encuentra en la parte posterior de la rodilla.

KINTSUGI: arte japonés que se centra en la belleza de lo destruido.

RESILIENCIA: en psicología, capacidad que tiene una persona para superar circunstancias traumáticas como la muerte de un ser querido, un accidente, etc.

ANTROPOMETRÍA: estudio de las proporciones y las medidas del cuerpo humano.

RENDER: término usado en jerga informática para referirse al proceso de generar una imagen o vídeo mediante el cálculo de iluminación GI partiendo de un modelo en 3D.

FILAMENTO: cuerpo en forma de hilo muy fino.

ABS: filamento utilizado para impresión 3D.

PLA: filamento utilizado para impresión 3D.

BIBLIOGRAFÍA

- **ARÉVALO, Leonardo. URGILÉZ, Miguel.** *Análisis de usabilidad e interactividad en interfaces apticas para sistemas 3d, aplicación a maqueta interactiva de transporte ESPOCH.* (Tesis) (Ingeniería) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Facultad de Informática y Electrónica. Escuela de Diseño Gráfico. (Riobamba-Ecuador) (2014). Pp. 55-60.
- **ANDRADE, Ángela.** *Injertos óseos – hidroxiapatita sintética* [en línea] JHS Biomateriais. 4ª ed. 2011 (Citado el 04-03-2015). Disponible en Internet:
<<http://www.jhs.med.br/es/productos/injertos-oseos-hidroxiapatita-sintetica/>>
- **Atlas of Limb Prothesis: Surgical, Prothesis, and rehabilitation princípios.** [en línea] Chapter 3, (citado el 15/03/2015) Disponible en internet:
<<http://www.oandplibrary.org/alp/chap03-01.asp>>
- **BALDASSERONI, Alessandro, et. al.** *3D Total Publishing.* 2010. Pp 260-265.
- **BENITES, Jaime.** *Amputaciones de extremidades inferiores no traumáticas por la Diabétes.* [en línea] OMNI Hospital. (Citado el 04/03/2105) Disponible en internet:
<<http://omnihospital.ec/amputaciones-de-extremidades-inferiores-no-traumaticas-por-la-diabetes/>>
- **Berger, N., Edelstein, J.** *Protésica del miembro inferior.* [en línea] Facultad, Protésica y Ortésica. Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York. 2011. Disponible en internet:
<<http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protésica/LLP-02.pdf>>
- **Bowker HK, Michael JW.** *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and rehabilitation Principles.* Capítulo 1. [en línea] Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos. Rosemont-EEUU. ed.2. 1992, reimpresso 2002. (Citado el 05/03/2016) Disponible en internet: <<http://www.oandplibrary.org/alp/chap01-01.asp>>
- **CEVALLOS, Jorge.** “Manual del pruebas funcionales de terreno”. Cuba, Instituto Nacional de Cultura Física “Manuel Fajardo”. 2000. Pp. 50-60

- **CEVALLOS, Stefanie., HIDROBO, Virginia.,** “*Diseño de un programa fisioterapéutico para pacientes con miembros Amputados que acuden a la ‘fundación prótesis para la vida’ de la ciudad de Ibarra en el periodo julio 2012- enero 2013.*” (Tesis) (Ingeniería) Universidad Técnica del Norte. Ibarra-Ecuador. 2012-2013. Pp.53-56 [Citado el 01 de diciembre de 2015] Disponible en internet:
- **Censo 2010, Sistema Nacional de Información.** [en línea] (Ecuador, Quito) (2010) [Citado el 08-09-2015]. Disponible en Internet:
<<http://indestadistica.sni.gob.ec/QvAJAXZfc/opendoc.htm?document=SNI.qvw&host=QVS@kukuri&anonymous=truehttp://indestadistica.sni.gob.ec/QvAJAXZfc/opendoc.htm?document=SNI.qvw&host=QVS@kukuri&anonymous=true&bookmark=Document/BM38>>
- **CIFUENTES, Luis.** *Ortesis y Prótesis.* 2012. Primera Edición. Pp. 112-135.
- **DÁVILA, Gabriela.** “*Eficacia y adaptabilidad de la prótesis ptb (patellar tendon bearing) con suspensión en liners para amputaciones transtibiales en pacientes que acuden a la fundación prótesis para la vida de la ciudad de Ibarra durante el periodo enero a junio del 2012*”. (Tesis) (Licenciatura) Universidad Técnica del Norte. (Ibarra-Ecuador) (2013) pp. 07-32
- **SMITH Douglas,** “*The Transfemoral Amputation Level*”. (en línea) disponible en internet <http://www.amputee-coalition.org/inmotion/sep_oct_04/transfemoral4.html>
- **GIRAD, Luis.** *Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla.* [En línea] (Tesis) (Licenciatura) Universidad de las Américas Puebla. Puebla-México. 2008 (Citado el 07/03/2016) Disponible en internet:
<http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_l_lm/portada.html>
- **GONZÁLEZ, Pedro.** *Manual de Antropometría.* Cuba. Instituto Nacional de Cultura Física “Manuel Fajardo”. 2003. Pp. 10-12
- **GORDÓN, Andrea.** “Los mejores proyectos tecnológicos fueron expuestos en Innopolis”. *El Comercio* [En línea], Ecuador. Grupo El Comercio.17-06-2015 (Citado el 07-09-2015) Disponible en internet:
<<http://www.elcomercio.com.ec/tendencias/mejores-proyectos-tecnologicos-innopolis-yachay.html>>

- **GORDÓN, Andrea.** “La impresión 3D conquista rápidamente nuevas áreas.” *El Comercio*. [En línea] Ecuador, Grupo El Comercio (s.f.) (Citado el 07-03-2015) Disponible en internet: <<http://www.elcomercio.com.ec/actualidad/impresion-3d-conquista-rapidamente-nuevas.html>>
- **HERNANDEZ, Juan.** *El nuevo uso del titanio en la impresión 3D*. [En línea] (s.l.) (s.n.) 2014 (Citado el 06-03-2015) Disponible en internet: <<http://en3d.org/el-nuevo-uso-del-titanio-en-la-impresion-3d/>>
- **HICKS, Jennifer.** “Peking University Implants First 3D Printed Vertebra.” *REVISTA Forbes* [En línea] (s.l.) (s.n.) 2014 (Citado el 08-04-2015) Disponible en internet: <http://www.forbes.com/sites/jenniferhicks/2014/08/19/peking-university-implants-first-3d-printed-vertebra/?utm_campaign=techtwitterf&utm_source=twitter&utm_medium=social>
- **Implantes de Titanio.** [En línea] Implantes. 1ª ed. (s.l.) (s.n) (s.f.) (Citado el 05-03-2015) Disponible en internet: <<http://implante.org.es/implantes-de-titanio>>
- **“Impresora 3D hace prótesis para una niña sin dedos en su mano.”** *El Universo*. [En línea] Ecuador 2015 (Citado el 08-03-2015). Disponible en internet: <<http://www.eluniverso.com/vida-estilo/2014/05/05/nota/2920681/impresora-3d-hace-protesis>>
- **Kintsugi: el arte de hacer bello y fuerte lo frágil** [en línea] (Citado el 21/02/2016) Disponible en internet: <<http://mundoconsciente.es/kintsugi-el-arte-de-hacer-bello-y-fuerte-lo-fragil/>>
- **“La impresora 3D y el metal. 3Dilla”.** [En línea] España (s.n.) (2014) (Citado el 06-03-2015) Disponible en internet: <<http://es.3dilla.com/materiales/metal/>>
- **LARA, Ivonne.** *3 innovadoras aplicaciones de la impresión 3D en la medicina* [en línea] Hipertextual. México. 2014 (s.l.) (Citado el 21/02/2016). Disponible en internet: <<http://hipertextual.com/2014/07/impresion-3d-medicina>>
- **Nueve aplicaciones médicas de la impresión 3D.** [En línea] Impresión 3D. 1ª ed. (s.l) (s.n.) (04-09-2013) (Citado el 05-03-2015) Disponible en internet:

<<http://impresiontresde.com/blog/9-aplicaciones-medicas-de-la-impresion-3d/>>

- **Resolución 582.CP.2012. ESPOCH.** *Líneas y Programas de investigación - ESPOCH* (20-12-2012) Disponible en Internet:
<http://epoch.edu.ec/Descargas/facultadpub/RESOLUCION_582_5a97d_3b492.pdf>
- **MARÍN, Diego.** *Prótesis personalizadas a través de 3D.* [En línea] La Rioja - España (s.n.) (29/11/2014), (Citado el 08-03-2015). Disponible en internet:
<<http://www.larioja.com/la-rioja/201411/23/manzanos-hospital-pionero-espana-20141123013625-v.html>>
- **PITKIN, Mark R. PHD.** *Mechanical Outcomes of a Rolling-Joint Prosthetic Foot and Its Performance in the Dorsiflexion Phase of transtibial Amputee Gait.* [en línea] American Academy of Orthotists & Prothetists. Washington DC. EEUU. 2005 (Citado el 01/05/2016) Disponible en internet: <http://www.oandp.org/jpo/library/1995_04_114.asp>
- **MATURANA, Jesús.** “Éstas son las tecnologías de impresión 3D que hay sobre la mesa y lo que puedes esperar de ellas”. *Xataka, apasionados por la tecnología.* [En línea] (s.l.) (s.n.) (20-02-2014) (Citado el 07-03-2015) Disponible en Internet:
<<http://www.xataka.com/perifericos/estas-son-las-tecnologias-de-impresion-3d-que-hay-sobre-la-mesa-y-lo-que-puedes-esperar-de-ellas>>
- **Modelado 3D. Conceptos fundamentales de la modelación 3D** [en línea] (Citado el 21/02/2016). Disponible en internet:
<<http://abc.mitreum.net/wp-content/uploads/clase2-parte1-teoria.pdf>>
- **Módulo de biofísica** [en línea] Biomecánica de la pierna, (s.l.) (s.n.) (17-11-2011) (Citado el 30-11-2015) Disponible en internet:
<<https://biofisicauniboy.wordpress.com/2011/11/17/tema-5-biomecanica-de-la-pierna/>>
- **MORENO, Pedro.** *METODOLOGÍA DE OPTIMIZACIÓN (ESCÁNER 3D); Reproducción digital 3D de piezas arqueológicas - cantón Guano, creación del personaje y catálogo virtual.* (Tesis) (Ingeniería) ESPOCH. Facultad de Informática y Electrónica. Escuela de Diseño Gráfico. Riobamba-Ecuador. 2012. (Citado el 21/02/2016).

- **MORSHERED, Alam et al.** *Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot*. [en línea] Hindawi Publishing Corporation. Malasia, 2014. (Citado el 28/03/2016) Disponible en internet: [<http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/867869/>](http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/867869/)
- **Norton, Kim.,** *A Brief History of Prosthetics* [en línea] InMotion, (Volume 17, Issue 7) Knoxville – EEUU. 2007 (Citado el 08/01/2015) Disponible en Internet: [<https://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf>](https://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf)
- **“Nuevas aleaciones de titanio para prótesis óseas, que reducen el coste manteniendo prestaciones”.** *Biocat*. [En línea] (s.l.) (s.n.) (28-06-2010) (Citado el 04-03-2015) Disponible en internet: [<http://www.biocat.cat/es/noticias/nuevas-aleaciones-de-titanio-para-protesis-oseas-que-reducen-el-coste-manteniendo-prestaciones>](http://www.biocat.cat/es/noticias/nuevas-aleaciones-de-titanio-para-protesis-oseas-que-reducen-el-coste-manteniendo-prestaciones)
- **OLIVARES MIYARES, Andy L. et al.** *Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales*. *Rev Cubana Ortop Traumatol* [en línea]. 2011, vol.25, n.2 (citado 2016-06-12), pp. 102-116. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2011000200001&lng=es&nrm=iso. ISSN 0864-215X.
- **“Órtesis y prótesis”.** *Secretaría Técnica para la Gestión Inclusiva en Discapacidades*. [En línea] (Ecuador, Quito) (s.n.) (s.f.) (Citado el 05-09-2015) Disponible en internet: <http://www.setedis.gob.ec/?cat=7&scat=6&sscat=3>
- **PINO, Fernando.** *Características del titanio*. [En línea] Ojo Curioso. 1ª ed. (s.l.) (s.n.) (29-06-2013) (Citado el 04-03-2015) Disponible en internet: <http://curiosidades.batanga.com/4488/caracteristicas-del-titanio>
- **“Programa Misión Solidaria Manuela Espejo”.** *Secretaría Técnica para la Gestión Inclusiva en Discapacidades*. [En línea] Ecuador, Quito. (s.n.) (s.f.) (Citado el 05-09-2015) Disponible en internet: <http://www.setedis.gob.ec/?cat=7&scat=6>
- **RAYON, Agustín.** *Diseño de prótesis de pie*. (Tesis) (Licenciatura), Universidad de las Américas, Puebla, México, 2007. Pp 30-32 (Citado el 23/03/2016)
- **RIVERA, Jairo et al.** *Injertos óseos - Nueva alternativa. Fase III. Obtención, caracterización y evaluación de Hidroxiapatita Sintética y el compuesto de Hidroxiapatita*


Sintética porosa – Proteínas Morfogenéticas Óseas en un modelo experimental Lapino. 3ª ed.” Medellín, Colombia. (2003). Pp. 28-31

- **ROSAS, Mari.** “Implantan la primera vértebra impresa en 3D a niño de 12 años”. *Conéctica*. [en línea] 1ª ed. (s.l.) (s.n.) (25-10-2014) (Citado el 06-03-2015) Disponible en internet: <<http://conectica.com.mx/2014/08/25/implantan-una-vertebra-impresa-en-3d-nino-de-12-anos/>>
- **SANDOVAL, Mónica.** *Proyecto Integrador 1* (Texto Básico) (ESPOCH) (Riobamba-Ecuador) (2011) (Citado el 23/04/2016) pág. 7-11.
- **Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo. Buen vivir, Plan Nacional 2013-2017.** *Gobierno del Ecuador*. [En línea]. Quito - Ecuador. Semplades, 2013.(Citado el 03-03-2015) Disponible en Internet: <<http://www.buenvivir.gob.ec/objetivo-12.-garantizar-la-soberania-y-la-paz-profundizar-la-insercion-estrategica-en-el-mundo-y-la-integracion-latinoamericana>> ISBN-978-9942-07-448-5
- **SILLERO, Manuel.** *La evolución de la antropometría a lo largo de la historia*. [Proyecto] Universidad Politécnica de Madrid. Madrid-España (2006) (Citado el 23/03/2016)
- **Stokes_Photo** [Red Social] *Instagram*. Citado el 22/04/2016. Disponible en internet: <https://www.instagram.com/stokes_photo/>
- **STURM, Cony.** *Revolución de las prótesis: Piernas personalizadas impresas en 3D*. [en línea] 2012 (Citado el 12/09/2015) Disponible en internet: <<https://www.fayerwayer.com/2012/05/revolucion-de-las-protesis-piernas-personalizadas-impresas-en-3d/>>
- **“Titanio” Metalysis.** [en línea] South Yorkshire - Reino Unido. (s.n.) (2015) (Citado el 06-03-2015) Disponible en internet: <<http://metalysis.com/titanium>>
- **“Titanio poroso para integrar las prótesis óseas.”** *Sinc La ciencia es noticia* [en línea] Andalucía, España. (s.n) (29-10-2014) (Citado el 04-03-2015) Disponible en internet: <<http://www.agenciasinc.es/Noticias/Titanio-poroso-para-integrar-las-protesis-oseas>>

- **Vicepresidencia de la República de Ecuador.** *Ecuador producirá alrededor de 300 prótesis mensuales y cubrirá la demanda interna hasta diciembre de 2013.* [En línea] Quito-Ecuador. (10-08-2012) (Citado el 07-03-2015) Disponible en internet: <http://www.vicepresidencia.gob.ec/ecuador-producira-alrededor-de-300-protesis-mensuales-y-cubrira-la-demanda-interna-hasta-diciembre-de-2013-2/>
- **Viktoría Modesta.** *Video Prototype* [en línea] Página oficial. (Citado el 15 -02-2016) Disponible en internet: <http://www.viktoriamodesta.com/about/>
- **Vita Sana** [en línea] Bienestar en movimiento. (México) (2016) (Citado el 08-03-2016) Disponible en internet: <http://vitasana.com.mx/shop/category.asp?catid=168>

ANEXOS

ANEXO A. Solicitud de Impresora 3D a director de Escuela de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales



ESPOCH
ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

PROYECTO DE TITULACIÓN

OE. 028-RSP-2016
Riobamba, 06 de junio del 2016

Ingeniero
Alberto Arellano Aucancela
DIRECTOR ESCUELA INGENIERIA ELECTRÓNICA CONTROL Y REDES INDUSTRIALES
Presente.

*Autenticado
Ing. Alberto Arellano*

*Recibido el
6-06-2016*

De nuestras consideraciones:

Reciba un atento y cordial saludo. Al tener conocimiento que la Escuela de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales, que Ud. acertadamente dirige, posee una Impresora 3D Makerbot Replicator 2x, solicitamos de la manera más comedida se autorice a quien corresponda, su utilización bajo supervisión del Técnico de la mencionada escuela, para imprimir componentes del Trabajo de Titulación denominado: **DISEÑO DE PROTOTIPOS TRIDIMENSIONALES DE PRÓTESIS EXTERNA PARA REEMPLAZO DE PIERNA Y PIE POR AMPUTACIÓN INFRAGENICULAR EN HUMANOS**, presentado por la Señorita : BALVINA MERCEDES ROMERO ERAZO, con código 1787, estudiante de la ESCUELA DE DISEÑO GRÁFICO, carrera de INGENIERÍA DE DISEÑO GRÁFICO.

Se adquirió el material tipo ABS azul de 1.75 mm de espesor, bajo especificaciones exclusivas de la impresora para su utilización correcta.

En espera de su favorable atención, anticipamos nuestros sinceros agradecimientos.

Cordialmente,

*Recibido
06/06/2016
Balvina ER*

[Signature]
Lcdo. Ramiro Santos Poveda
DIRECTOR PROYECTO TITULACIÓN

[Signature]
Srta. Balvina Mercedes Romero Erazo
PROPONENTE PROYECTO

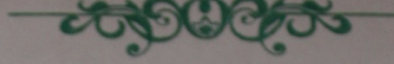
c.c. Srta. Estefanía
Archivo

Dirección: Puzosiricano Sur km 1. 1/2. Teléfono: 0992 (04) 2 9982100 ext 212
www.esPOCH.edu.ec Email: ramiro@esPOCH.edu.ec Código Postal: 01010107

ANEXO B. Certificado de médico traumatólogo Dr. Héctor Danilo Moyano.



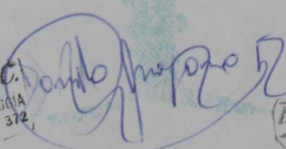

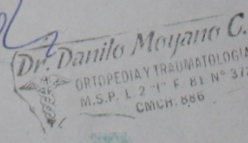
DR. DANILO MOYANO C.
Fracturas, Prótesis, Artroscopia, Ortopedia Infantil
Lesiones de Columna y Deportivas, Osteoporosis



Riobamba, 14 de junio del 2016

Yo, Dr. Héctor Danilo Moyano Collaguazo con cédula de identidad número 0603005984, certifico que el prototipo de la prótesis endo y exoesquelética del Trabajo de Titulación "DISEÑO DE PROTOTIPOS TRIDIMENSIONALES DE PRÓTESIS EXTERNA PARA REEMPLAZO DE PIERNA Y PIE POR AMPUTACIÓN INFRAGENICULAR EN HUMANOS" perteneciente a la señorita Balvina Mercedes Romero Erazo, estudiante de la Escuela de Diseño Gráfico, carrera de Ingeniería en Diseño Gráfico, cumple con los siguientes estándares de calidad:

- Resistencia de materiales del prototipo.
- Medidas antropométricas.
- Biomecánica y funcionalidad.
- Estético.

DR. HÉCTOR DANILO MOYANO COLLAGUAZO

Miembro de Trabajo de Titulación

DIRECCIÓN: Edificio CENDIAMED
1ra. Constituyente 38-40 y Carlos Zambrano (2do. Piso Oficina #4)
Celular: 0992 535 367 / 0980 264 209 / e-mail: chino_nga@hotmail.com
Riobamba - Ecuador

ANEXO C. Formato de control de calidad del prototipo de prótesis infragenicular.

PRÓTESIS 3D		Prototipo de Prótesis personalizadas impresa en 3D		
CONTROL DE CALIDAD				
PARÁMETROS	CALIFICACIÓN			
Resistencia de material	Frágil <input type="radio"/>	Medio <input type="radio"/>	Resistente <input checked="" type="radio"/>	
Medidas antropométricas	Ásimétrico <input type="radio"/>	Medio <input type="radio"/>	Simétrico <input checked="" type="radio"/>	
Biomecánica y funcionalidad	No se puede evaluar el producto debido a que es un prototipo elaborado en filamento ABS.			
Estética	No favorable <input type="radio"/>	Medio <input type="radio"/>	Favorable <input checked="" type="radio"/>	

Elaborado por: Balvina Romero, 2016.



P **PRÓTESIS 3D** Prótesis personalizadas impresa en 3D

MANUAL DE USUARIO

ADVERTENCIA

No exponer al agua por tiempo prolongado.

No exponer el exoesqueleto a acetona o similares.

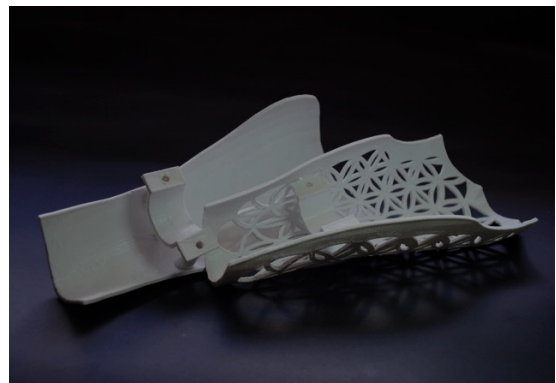
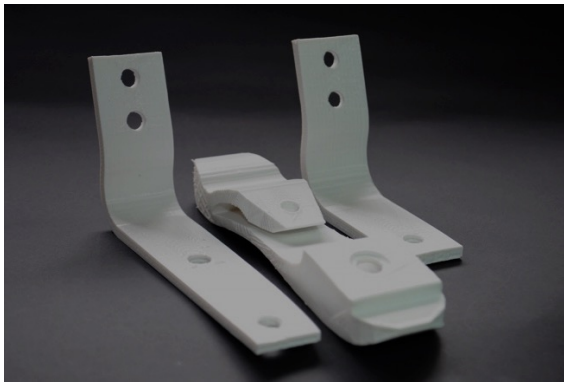
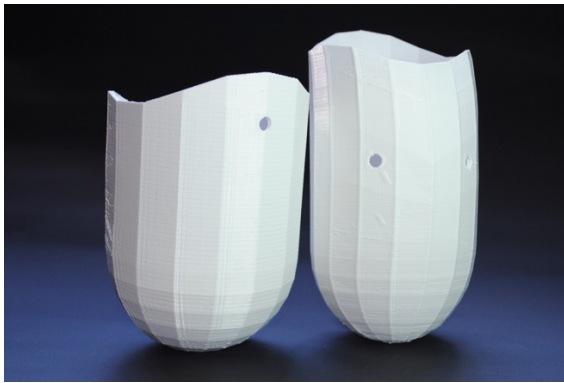
Una vez que la cantidad de uso de medias protésicas llegue a un número de 10, cambie el encaje interior.

Evite en lo posible realizar movimientos bruscos .

No forzar los tornillos.

Aleje del fuego.

ANEXO E. Fotografías (piezas prótesis impresa en 3D).



ANEXO F. Fotografías prótesis impresa en 3D).



ANEXO G. Fotomontaje modelos con prótesis

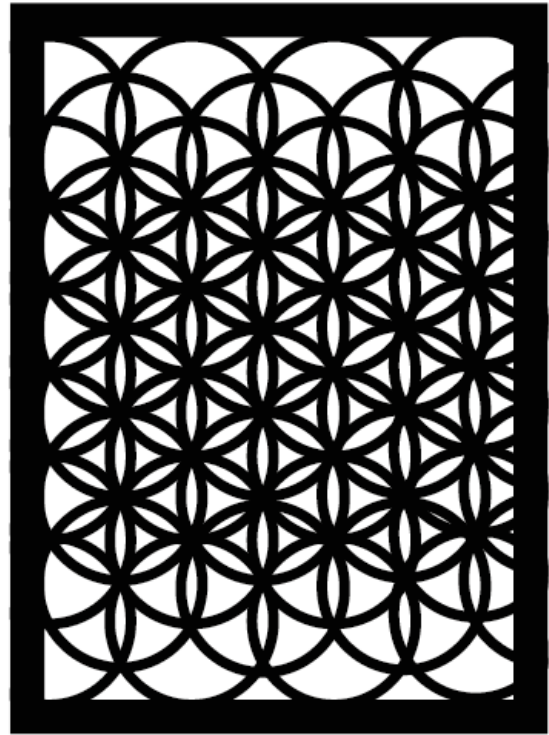


Elaborado por: Balvina Romero, 2016.



Elaborado por: Balvina Romero, 2016.

ANEXO H. Estructuras geométricas del exoesqueleto



Elaborado por: Balvina Romero, 2016.



Elaborado por: Balvina Romero, 2016.