



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO Y MANUFACTURA DE UN ENCAJE PROTÉSICO TRANSTIBIAL CON
MANUFACTURA ADITIVA Y FOTOGAMETRÍA

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:

BRENA CHAVEZ DAVID ALEJANDRO

Tutor o Tutores Principales
González González Leopoldo Adrián
Facultad de Ingeniería de la UNAM
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX.

noviembre 2020



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO

Presidente: **Dr. Espinosa Bautista Adrián**

Secretario: **Dr. Dorador González Jesús Manuel**

1er Vocal: **Dr. González González Leopoldo A.**

2da Vocal: **Dr. Borja Ramírez Vicente**

3er Vocal: **Dr. Ramírez Reivich Alejandro C.**

CIUDAD DE MÉXICO, MÉXICO

TUTOR DE TESIS
DR. GONZÁLEZ GONZÁLEZ LEOPOLDO A.

FIRMA

3.2 Deposición por aplicación directa de energía (DED).....	30
3.3 Fusión de lecho de polvo (PBF).....	31
3.3.1 Fusión de haz de electrones.	33
3.4 <i>Material Jetting</i>	34
4. Análisis Funcional.	35
4.1 Modelo de caja negra.	35
4.2 Análisis <i>Quality Function Development</i> (QFD).....	38
4.2.1 Casa de la calidad.....	38
4.2.2 Proceso.....	38
4.3 Resultado	39
4.4 Necesidades y especificaciones	39
5. Proceso de manufactura aditiva.....	40
5.1 Máquina <i>Ender 3 Pro</i> ®	41
6. Material	42
7. Ciclo de vida del prototipo	43
8. Conceptualización.....	45
9. Diseño comparativo de adaptadores de socket.....	45
9.1 Resultado	46
10. Soporte Giratorio Graduado (SGG).....	47
11. Software de fotogrametría <i>ReCap</i> ®	48
12. Fiabilidad de la fotogrametría.....	48
12.1 Fotografías	49
12.2 Experimento 1.	49
12.2.1 Fotografías tomadas.	50
12.2.2 Obtención del volumen de los modelos 3D	51
12.2.3 Método de desplazamiento de agua.....	52
12.2.4 Volúmenes resultantes.....	52
12.2.5. Análisis Bland-Altman [20]	53
12.2.6 Conclusión del experimento 1	56
12.3 Experimento 2	56
12.3.1 Fotografías tomadas	57
12.3.2 Obtención del volumen de los modelos 3D	58
12.3.3 Escaneo en tercera dimensión.....	59
12.3.4 Superposición de las mallas.....	60
12.3.5 Volúmenes resultantes.....	61

12.3.6 Análisis Bland-Altman	61
12.3.7 Conclusión del experimento 2	62
13. Proceso propuesto	63
14. Obtención de fotografías	64
14.1 Pantalónera	64
14.4 Dispositivo fotográfico.....	65
15. Desarrollo del proceso	65
15.1 Colocación de la extremidad amputada en el centro del SGG	65
15.2 Colocación de indicadores de posición en la superficie de la extremidad a fotografiar	66
15.3 Obtención de fotografías	66
15.3 Procesamiento de las fotografías en un software de fotogrametría.....	67
15.4 Realización del modelo 3D con fotogrametría.....	68
15.5 Exportación del modelo 3D del software de fotogrametría a un software de diseño	68
15. 6 Diseño del socket protésico	69
15. 7 Conversión del diseño en extensión STL.....	72
15. 8 Manejo del archivo STL en el software de la máquina a utilizar	72
15. 9 Generación del código de la máquina a utilizar para manufacturar	73
15. 10 Ingreso del código en la máquina de manufactura aditiva	73
15. 11 Manufacturar	74
16. Resultado.....	79
17. Conclusiones	82
18. Trabajo a futuro.....	83
19. Referencias.....	85
20. Anexo.....	87

Lista de figuras.

Fig. 1 Población total según condición de limitación en la actividad.	11
Fig. 2 Población con limitación en la actividad según tipo de limitación.....	12
Fig. 3 Porcentaje de la población con limitaciones para caminar por edades.....	12
Fig. 4 Porcentaje de causas de la población con limitación para caminar.	13
Fig. 5 Porcentaje de la población con limitación para moverse por sexo.....	13
Fig. 6 Escaneo y proceso de producción. [2].....	15
Fig. 7 Análisis de elemento finito del pie de la prótesis. [3].....	16
Fig. 8 Vista en sección transversal interna de diferentes proporciones de relleno en el socket fabricado. Ejemplo de un socket multimaterial con zonas suaves y firmes. [3].....	16
Fig. 9 La investigación de compresión del prototipo. [4].....	17
Fig. 10 Prototipo “Cyborg Beast.” [5].....	18
Fig. 11 Tres fotografías de miembros superiores.[5].....	19
Fig. 12 Comparación entre la fabricación tradicional y propuesta. [6].....	20
Fig. 13 Fases principales del método propuesto. [7].....	21
Fig. 14 Reconstrucción de uno de los cuatro sockets protésicos analizados después del alisado por Autodesk Memento®. [17].....	22
Fig. 15 Patente No: US 7.416,565 B1 (2008).	23
Fig. 16 Patente No.: US 7,883,547 B2 (2011).	24
Fig. 17 Patente No.: US 8,167,956 B2(2012).	25
Fig. 18 Prótesis Transtibial de Ortopedia Técnica Berlín.....	26
Fig. 19 Prótesis Transtibial de Ortopedia Jens Müller.	26
Fig. 20 Sistema de suspensión simple KISS® Lanyard.....	27
Fig. 21 Sistema de socket ProSeal.	28
Fig. 22 Esquema de un sistema basado en extrusión. [10].....	30
Fig. 23 Esquema del proceso DED.[21].....	31
Fig. 24 Esquema de proceso de sinterización selectiva por láser. [10].....	32
Fig. 25 Esquema de fusión de haz de electrones. [10].....	34
Fig. 26 Esquema de Material Jetting.....	35
Fig. 27 Prótesis transtibial convencional.....	36
Fig. 28 Modelo de caja negra de una prótesis de pie transtibial.	36
Fig. 29 Descomposición física de prótesis transtibial.	37
Fig. 30 Máquina Ender 3 Pro®.....	42
Fig. 31 AmazonBasics Filamento PLA para impresora 3D.....	43
Fig. 32 Ciclo de vida natural y del producto. [13].....	44
Fig. 33 Propuesta de ciclo vida cerrado para el prototipo.	44
Fig. 34 Esquemas de posibles diseños.	45
Fig. 35 Adaptador piramidal macho.....	46
Fig. 36 Adaptador piramidal.....	47
Fig. 37 Fotografía del Soporte Giratorio Graduado (SGG).....	47
Fig. 38 Logo Autodesk ReCap®.....	48
Fig. 39 A) Escáner ARTEC. B) Smartphone LG G5. C) Cámara Sony α5000.....	49
Fig. 40 Objetos de madera.....	49
Fig. 41 A) Fotografía del ovoide por LG G5 B) Fotografía del prisma por cámara Sony.....	50
Fig. 42 A) Fotografía del cilindro con cinta adhesiva por cámara Sony. B) Fotografía del cubo con cinta por LG G5.....	50

Fig. 43 Fotografía del ovoide con cinta adhesiva por cámara Sony. B) Fotografía del prisma con cinta por LG G5	51
Fig. 44 Modelo 3D del cubo	51
Fig. 45 A) Malla del ovoide. B) Malla del cilindro	51
Fig. 46 A) Figura solida del ovoide B) Figura solida del cilindro	52
Fig. 47 A) Cilindro graduado 100 ml. B) Desplazamiento de agua	52
Fig. 48 Gráfica resultados de la serie 1	55
Fig. 49 Gráfica resultados de la serie 2	55
Fig. 50 Gráfica resultados de la serie 3	56
Fig. 51 A) Modelo 1. B) Modelo 2. C) Modelo 3.....	57
Fig. 52 A) Modelo 1 por cámara Sony. B) Modelo 1 por smartphone LG.....	57
Fig. 53 A) Modelo 2 por cámara Sony. B) Modelo 2 por smartphone LG.....	58
Fig. 54 A) Modelo 3 por cámara Sony. B) Modelo 3 por smartphone LG.....	58
Fig. 55 Modelos 3D generados por ReCap	59
Fig. 56 A) Escaneando el modelo 3. B) Pantalla de la computadora	60
Fig. 57 Superposición de los modelos 1, 2 y 3	60
Fig. 58 Resultados del análisis Bland-Altman experimento 2	62
Fig. 59 Proceso propuesto para fabricar un socket protésico	63
Fig. 60 Pantalonera.....	64
Fig. 61 Samsung Galaxy S7®.....	65
Fig. 62 SGG con pantalonera.....	66
Fig. 63 Fotografías obtenidas.....	67
Fig. 64 Fotografías en Autodesk ReCap ®.....	67
Fig. 65 A) Modelo de 3D B) Referencia de escalamiento el modelo de 3D	68
Fig. 66 Características de la exportación de modelo	68
Fig. 67 Modelo en formato de malla en Fusion360®	69
Fig. 68 Creación de malla externa.....	70
Fig. 69 Uso de la herramienta FILL HOLE	70
Fig. 70 a) Malla cerrada. b) Malla de socket terminada.	71
Fig. 71 a) Adaptador del socket. b) Modelo del socket.	71
Fig. 72 Conversión del diseño en extensión STL	72
Fig. 73 Modelo del socket en el software Cura®	72
Fig. 74 Generación del código.	73
Fig. 75 Ingreso del código en la máquina de manufactura aditiva	74
Fig. 76 Manufactura del socket	75
Fig. 77 Manufactura del socket	76
Fig. 78 Manufactura del socket	77
Fig. 79 Manufactura del socket	78
Fig. 80 Socket protésico.....	79
Fig. 81 Interior del socket protésico.....	80
Fig. 82 Prueba del socket protésico	81
Fig. 83 Prueba del socket protésico	82
Fig. 84 Modelo de amputación siendo fotografiado	84

Lista de tablas.

Tabla 1 Características del usuario.....	14
Tabla 2 Diferencias entre EBM y MSL	33
Tabla 3 Tabla para definir importancia de los Qués	38
Tabla 4 Análisis de la casa de la calidad.....	39
Tabla 5 Requerimientos y especificaciones	40
Tabla 6 Tabla comparativa de adaptadores de socket	46
Tabla 7 Características de dispositivos fotográficos	49
Tabla 8 Resultados del experimento 1	53
Tabla 9 Análisis Bland-Altman del experimento 1	54
Tabla 10 Resultados análisis Bland-Altman del experimento 1	54
Tabla 11 Resultados del experimento 2	61
Tabla 12 Análisis Bland-Altman del experimento 2	61
Tabla 13 Resultados análisis Bland-Altman	62
Tabla 14 Costo y tiempo de manufactura [6].....	83

Resumen

En el presente escrito se describe el trabajo desarrollado con título "Diseño y manufactura de un encaje protésico transtibial con manufactura aditiva y fotogrametría", en el cual se propone manufacturar un encaje o socket protésico de bajo costo, con la finalidad de ser accesible a personas de bajos recursos. Así mismo, se propone un nuevo proceso por esta razón se hace uso de la fotogrametría para generar un modelo de tercera dimensión a partir de fotografías, como un método de escaneo en tercera dimensión para la obtención de dimensiones de la extremidad amputada del usuario y que este sea menos invasivo. Por otra parte, la fabricación de un primer prototipo fue elegido de los distintos procesos de manufactura aditiva, los cuales se investigaron a profundidad, para lograr asegurar el incremento de la velocidad y la calidad de sujeción al usuario. Por último, se hace mención de la propuesta de un ciclo de vida cerrado, de esta manera el material del socket podrá ser reutilizado cuando este ya no sea útil o sea fabricado de manera deficiente.

Introducción

El encaje o socket protésico es la interfaz principal entre el muñón del amputado y la prótesis. A diferencia de otros componentes, como las articulaciones de las rodillas y el pie, que son modulares, el socket se fabrica a medida del muñón. Solo se puede lograr un buen modelo personalizado si la medición, el vaciado del muñón y la fabricación son precisos. La precisión de las mediciones depende de herramientas como el calibre de longitud transtibial, calibre universal anteroposterior-medial-lateral, cinta estándar, cinta de resorte y cinta circunferencial. También depende de la habilidad del protesista [6]. Adicionalmente la mayoría de las prótesis de pie disponibles comercialmente son de materiales compuestos reforzados con carbono o fibra de vidrio. Estas prótesis son caras. [4] Por lo tanto, es posible encontrar muchas prótesis comerciales que se pueden comprar pagando una gran cantidad de dinero; sin embargo, el desarrollo de nuevas técnicas de fabricación como las máquinas de prototipado rápido permite reducir el precio y el tiempo de fabricación de productos finales específicos. [26]

Recientemente, se han utilizado nuevas tecnologías de escaneo tridimensional en el campo de las prótesis con resultados prometedores, escaneando miembros residuales [27]. Sin embargo, estas tecnologías tienen un costo elevado, por lo que aumentan el precio final de una prótesis. Por otro lado, la fotogrametría es una técnica de escaneo tridimensional más barata, dependiendo del dispositivo fotográfico. Actualmente existen casos de estudio en los que se ha aplicado fotogrametría, modelado 3D de un encaje [17] o modelado 3D del miembro restante de un amputado.

Este proyecto propone la integración de la manufactura aditiva y la fotogrametría en un nuevo proceso para diseñar y fabricar un socket protésico de bajo costo.

Objetivo general.

Diseñar y manufacturar un encaje protésico transtibial con manufactura aditiva y fotogrametría.

Objetivo específico.

Diseñar un encaje protésico transtibial con un nuevo procedimiento de obtención de dimensiones de la extremidad amputada del usuario apoyado con la fotogrametría con el cual se obtendrán un modelo en tercera dimensión de la sección amputada para manufacturar un prototipo con el proceso adecuado de manufactura aditiva para reducir el precio y tiempo de manufactura promedio del mercado.

1. Antecedentes

1.1 INEGI.

En este apartado se hace una búsqueda de información con el propósito de encontrar el sector de la población a la que podrá ser dirigido el diseño del socket protésico que se fabricará en este proyecto, toda la información es extraída de la página oficial del **INEGI**. [1]

POBLACIÓN TOTAL SEGÚN CONDICIÓN DE LIMITACIÓN EN LA ACTIVIDAD



Fig. 1 Población total según condición de limitación en la actividad.

En la figura 1 se muestra la población total de México en 2018 según la condición de limitación en la actividad, esto es para iniciar la delimitación de la población. El siguiente paso, es separar la población según el tipo de limitación.

POBLACIÓN CON LIMITACIÓN EN LA ACTIVIDAD SEGÚN TIPO DE LIMITACIÓN.

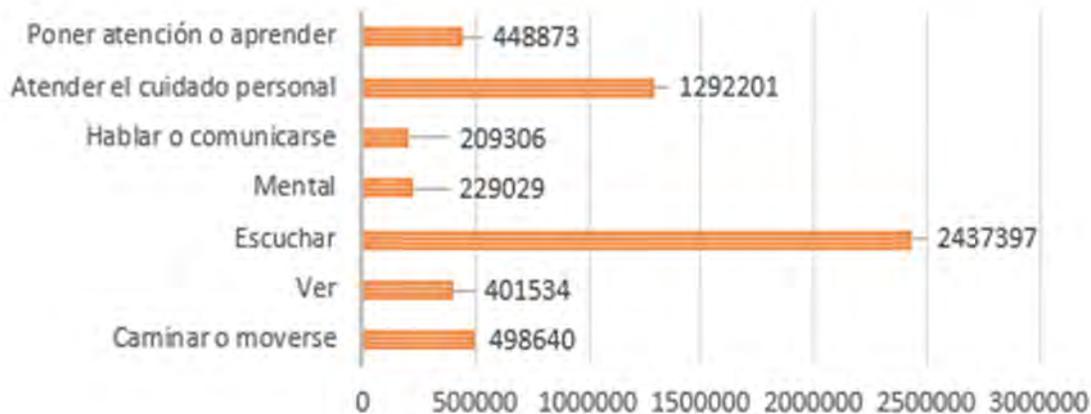


Fig. 2 Población con limitación en la actividad según tipo de limitación.

Las cifras mostradas en la figura 2 como discapacidad para ver, escuchar, mental, hablar, atender el cuidado personal y aprender, no son consideradas para la investigación. Por lo tanto, algunos datos fueron descartados y se realizaron nuevas gráficas únicamente con la información de la población con limitaciones para caminar.

En la figura 3 se muestran los porcentajes de la población con limitación para moverse por edades, siendo que el 44% está entre las edades de 60 a 84 años y el 35% está entre los 30 a 59 años. Así mismo, en la figura 4 se observan los porcentajes de las causas de la población con limitaciones para caminar, siendo la mayor por enfermedad y la tercera por accidente. Por último, en la figura 5 se observa el porcentaje por sexo de personas con limitación para moverse siendo porcentajes iguales.

PORCENTAJE DE LA POBLACIÓN CON LIMITACIONES PARA CAMINAR POR EDADES.

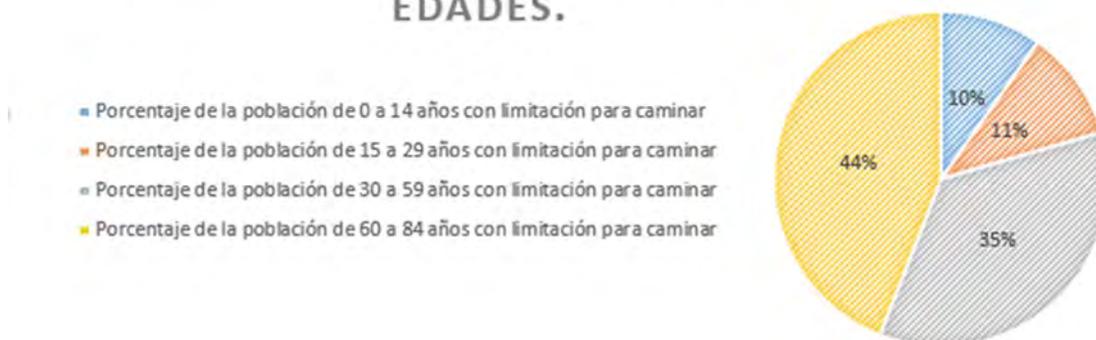


Fig. 3 Porcentaje de la población con limitaciones para caminar por edades.

PORCENTAJE DE CAUSAS DE LA POBLACIÓN CON LIMITACIÓN PARA CAMINAR



Fig. 4 Porcentaje de causas de la población con limitación para caminar.

PORCENTAJE DE LA POBLACIÓN CON LIMITACIÓN PARA MOVERSE POR SEXO



Fig. 5 Porcentaje de la población con limitación para moverse por sexo.

1.2 Amputación transtibial.

A continuación, se define en 7 puntos que es una amputación transtibial según el médico Douglas Murphy [11]:

1. Nivel de amputación: generalmente de 5 a 7 pulgadas por debajo de la línea de la articulación a través de la tibia y el peroné.
2. Huesos extirpados: tibia y peroné distal y los del pie y tobillo.
3. Huesos retenidos: tibia y peroné proximales, excepto en los miembros residuales muy cortos, cuando el peroné puede extirparse.
4. Características: Generalmente, el peroné se secciona 1 cm (3/8 pulgada) proximal a la tibia distal. La tibia se bisela en el tercio anterior.
5. Miodesis: los agujeros se perforan a través de la tibia aproximadamente 1 cm proximal al extremo distal. Las solapas posteriores y anteriores se suturan a la cavidad medular.

6. Mioplastia: los músculos flexores y extensores se suturan juntos y al periostio tibial para permitir que los músculos se contraigan contra la resistencia y preserven el retorno sanguíneo y linfático, así como la masa muscular y la acción.
7. Procedimiento Ertl: los colgajos periósticos de la tibia y el peroné se suturan juntos para formar un puente a través de la tibia distal y el peroné. Este puente ayuda a proporcionar una superficie de soporte de peso tolerante a la presión y evita la rotación del peroné.

1.3 Características del usuario

Al analizar los diferentes datos del apartado 1.1 y 1.2, se propone que las características del usuario del socket transtibial sean las que se presentan en la tabla 1.

Características del usuario	
Sexo	Hombre, Mujer
Edad	Entre 18 a 59 años
Estatura (m)	De 1.60 a 1.75
Amputación	Transtibial
Autorización médica de uso de prótesis	Sí
Problemas vasculares	No
Cicatrización	Buena
Causa de amputación	Enfermedad o accidente

Tabla 1 Características del usuario.

La edad propuesta que es considerada debido a que el usuario debe permanecer en pie solo con el apoyo de una prótesis. La estatura se considera en un rango de 5 cm a la estatura promedio de México que es de 1.65 [1]. Así como también se propone una autorización médica, ya que pueden existir ciertas complicaciones[11] con los usuarios si presentan problemas cardiovasculares o una mala cicatrización, entre otras circunstancias.

1.4 Artículos científicos

A continuación, se presenta un resumen de lo más significativo de los artículos científicos en los cuales está sustentando este proyecto.

1.4.1 3DPro—Development of Low-Cost Prosthetics Using 3D Printing Technologies.[2]

En este artículo se presenta un enfoque innovador para el desarrollo de prótesis de bajo costo mediante el uso de nuevas tecnologías como el escaneo 3D y la impresión 3D para producir prótesis individualizadas, por ejemplo, extremidades artificiales, utilizando plásticos reciclados. En la figura 6 se muestra el proceso propuesto para fabricar prótesis de bajo costo a partir del reciclado de botellas PET. Como base técnica, utilizando cámaras de profundidad de bajo costo como el control de juego *Microsoft Kinect*®. Los algoritmos desarrollados como parte de un escáner corporal basado en *Kinect*® diseñado previamente que hace posible generar una representación digital precisa de cuerpos humanos que sirven como base metodológica siendo transferido al caso de uso específico de reconstrucción de muñones 3D.



Fig. 6 Escaneo y proceso de producción. [2]

Conclusión.

De esta investigación se puede deducir que es viable utilizar la manufactura aditiva con materiales reciclados para fabricar prótesis de bajo costo, como PET. Así mismo, el uso de escáneres de bajo costo como el control de juego **Microsoft Kinect®** para la toma de dimensiones.

1.4.2 Additive Manufacturing to Advance Functional Design: An Application in the Medical Field. [3]

Se estudia el comportamiento y la estructura de acuerdo con las funciones deseadas para cada objeto, identificando tres variables principales; el tipo de relleno, la topología y forma externas, y la composición del material como se muestra en la figura 8. El objetivo final es aplicar las nuevas reglas de diseño proporcionadas por la manufactura aditiva (AM) en el campo protésico de miembros inferiores. Algunos prototipos de socket se han impreso con una máquina de modelado por deposición fundida (FDM) y los resultados empíricos preliminares se han evaluado positivamente. Las siguientes actividades se centran en la simulación numérica y la experimentación de variantes de estructuras para crear una base de datos de referencia y un conjunto de herramientas para diseñadores.

Conclusión.

La información aportada por esta investigación, es que la tecnología de modelado por deposición fundida (FDM) dentro de los procesos de manufactura de extrusión de material, que se describirán con detalle en el apartado 3.1, es una tecnología viable para fabricar un socket protésico con resultados positivos, además del aporte a la experimentación con diferentes tipos de rellenos.

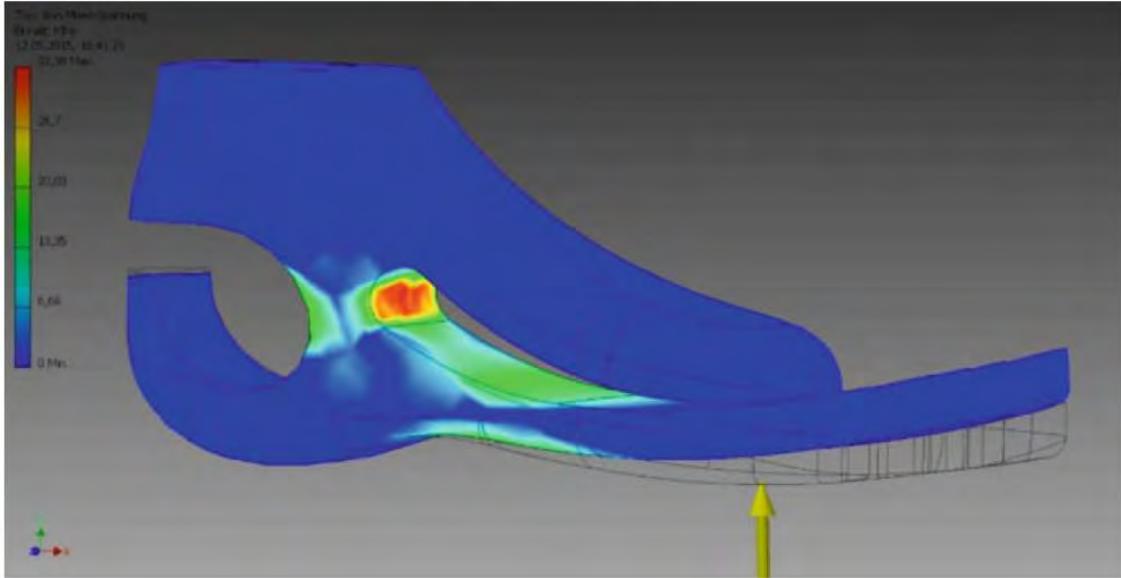


Fig. 7 Análisis de elemento finito del pie de la prótesis. [3]

En la figura 7 se muestra el análisis de elemento finito realizado al pie protésico en un simulador.

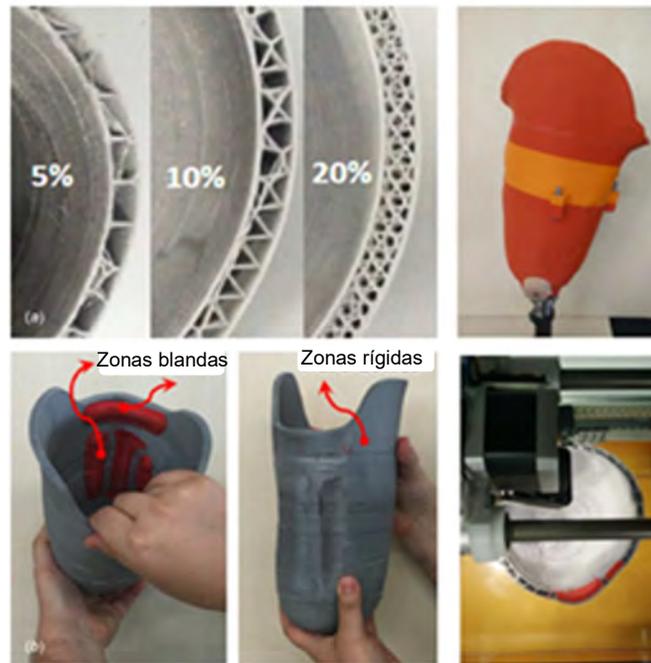


Fig. 8 Vista en sección transversal interna de diferentes proporciones de relleno en el socket fabricado. Ejemplo de un socket multimaterial con zonas suaves y firmes. [3]

1.4.3 Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis. [4]

El objetivo de este estudio es diseñar una prótesis de pie de almacenamiento y retorno de energía (ESAR) fabricable en 3D para amputados transtibiales con una geometría novedosa. Los criterios de la prótesis fueron manufacturados en 3D, de bajo costo, simplemente de geometría y con propiedades mecánicas satisfactorias para uso de baja actividad. El prototipo

se fabricó con tecnología de modelado por deposición fundido (FDM). El filamento es ABSplus-P430, de 31 [Mpa] de resistencia a la tracción y 2200 MPa de módulo de tracción en el eje XZ (orientación de 0°, probado por el método ASTM 638), 58 MPa de resistencia a la flexión y 2100 MPa de módulo de flexión en el eje XZ orientación de 0°, probado por el método ASTM D790, como se muestra en la figura 9 y es suficientemente resistente a temperaturas con un valor de desviación de calor de 96 ° C a 4.5 bar. El proyecto se nombró **Heelstrike** y se modeló con una restricción fija en la planta del talón y la carga vertical de 900 [N] en la superficie superior de la pirámide de montaje. La tensión máxima se calculó a 11,74 [Mpa] en la parte interna del tobillo y el desplazamiento máximo fue de 2.29 [mm]. En posición media. La carga de 900 [N] se aplicó en la parte superior de la pirámide de montaje, la tensión máxima resultó ser de 11.73 MPa y el desplazamiento máximo fue de 2.11 [mm].

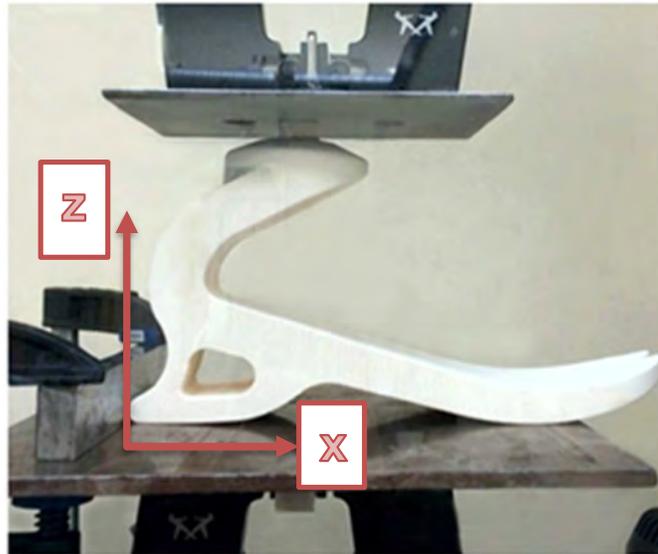


Fig. 9 La investigación de compresión del prototipo. [4]

Conclusión.

De este estudio se puede concluir que con la tecnología de modelado por deposición fundido (FDM) se logran las propiedades mecánicas deseadas para fabricar un pie protésico funcional.

1.4.3 **Cyborg Beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences.** [5]

El objetivo de esta investigación preliminar fue describir brevemente una mano protésica impresa tridimensional (3D) de bajo costo para niños con reducciones de miembros superiores.



Fig. 10 Prototipo "Cyborg Beast." [5]

La mano protésica impresa en 3D de bajo costo llamada **Cyborg Beast** (figura 10) se diseñó utilizando un programa de software de modelado (Blender 7.2, Blender Foundation, Ámsterdam, Países Bajos) y se fabricó en el laboratorio de investigación utilizando impresoras 3D de escritorio (Makerbot Replicator 2X, Makerbot Industries, Brooklyn, NY, y Ultimaker 2, Ultimaker BV, Geldermalsen, Países Bajos). Los materiales utilizados para la impresión de la mano protésica son plásticos de polilactida (PLA) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Otros componentes incluyen tornillos de varios tamaños, cordón de nylon de 1 mm, cordón elástico de 1.5 mm, velcro, espuma acolchonada firme de grado médico, calcetín protector de piel y sistema de tensor de dial (carrete de potencia media M3).

La mayoría de los materiales están disponibles, el costo en 2015 fue de alrededor de 50 USD, el tiempo promedio para ensamblar completamente el diseño de la mano protésica es de aproximadamente 2.5 horas. El peso de una mano ensamblada es de 184.2 [gr]. Un dispositivo similar cuesta aproximadamente \$ 4,000 en 2015 y pesa unos 400 [gr]. En la figura 11, se muestran tres fotografías de miembros superiores, de estudios hechos a niños para conocer la movilidad en las extremidades afectadas, esto para conocer los movimientos realizados por la extremidad amputada al momento de querer realizar un movimiento o actividad con la mano protésica. A. Extensión de la muñeca. A1: No afectado. A2: Afectado. B: Flexión de la muñeca. B1: No afectado. B2: Afectado. C: Vista superior. C1: Longitud de la mano no afectada. C2: Anchura de la mano no afectada. C3: Longitud del antebrazo no afectado. [5]

Conclusión.

Este proyecto sustenta que las prótesis fabricadas por manufactura aditiva reducen los costos, el tiempo de fabricación, el ensamble aproximadamente en 50%.

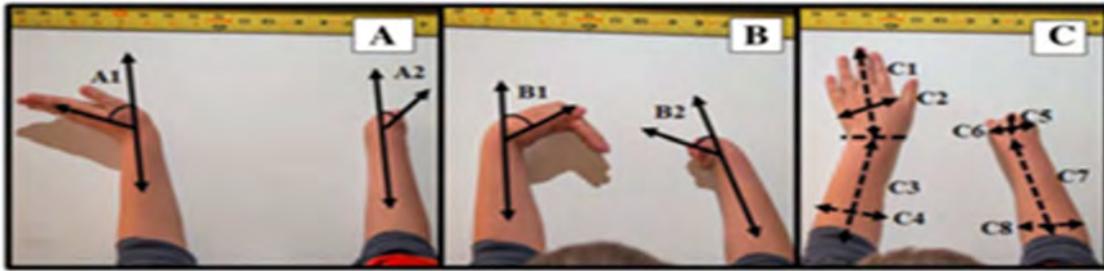


Fig. 11 Tres fotografías de miembros superiores.[5]

1.4.4 A Novel Approach For Customized Prosthetic Socket Design. [6]

El socket protésico es la interfaz principal entre la extremidad residual del amputado y la prótesis. Un modelo cómodo y personalizado sólo se puede lograr si la medición y el vaciado del muñón son precisos y la fabricación es precisa. La exactitud de las mediciones depende de las herramientas como el calibre de la longitud transtibial, el calibre universal anterior-posterior-medial-lateral, la cinta estándar, la cinta de muelles y la cinta circunferencial. También depende de la habilidad del profesional de la prótesis. El escaneo de la extremidad residual viva es una tarea desafiante. Puede ocasionar inconvenientes al paciente y tiene un impacto psicológico y fatiga física debido a que mantiene a los pacientes en la misma postura durante mucho tiempo y a menudo tienden a ser escépticos ante los rayos del escáner. Una imagen topográfica del muñón se adquiere mediante un digitalizador óptico / láser y crea un molde positivo. Se fabrica con una máquina de manufactura aditiva (AM). La máquina de fabricación rápida de socket (RSMM) y el modelado de deposición fundida (FDM) se compararon con los procesos tradicionales de fabricación de sockets y se estudiaron con respecto a la precisión, el trabajo intensivo, los datos de fabricación y la evaluación biológica del nuevo socket a lo largo de la marcha. En este estudio, se propone el desarrollo de una metodología semiautomática que integra el proceso tradicional y la ingeniería inversa para desarrollar un modelo CAD de prótesis de socket con el mínimo de operaciones manuales para duplicar los modelos de yeso de las extremidades residuales y acelerar el diseño y el proceso de fabricación del socket protésico con una mejor calidad de ajuste. En la figura 12 se muestra la comparación entre la metodología actual y la nueva metodología semiautomática propuesta.

Conclusión.

Esta investigación propone cambios en el proceso convencional de fabricación de un socket protésico, que son el proceso convencional de obtención de medidas de la extremidad amputada mediante el uso de un escáner 3D y el uso de la manufactura aditiva para fabricar el socket. Dichos cambios disminuyen el costo y el tiempo de fabricación, por lo tanto, este proyecto tomara en cuenta sus aportaciones, sin embargo, un área de oportunidad es el costo de un escáner 3D, que es elevado, por esto, en este proyecto se incursionara en investigar otra tecnología de escaneo en 3D de bajo costo, como lo es la fotogrametría.

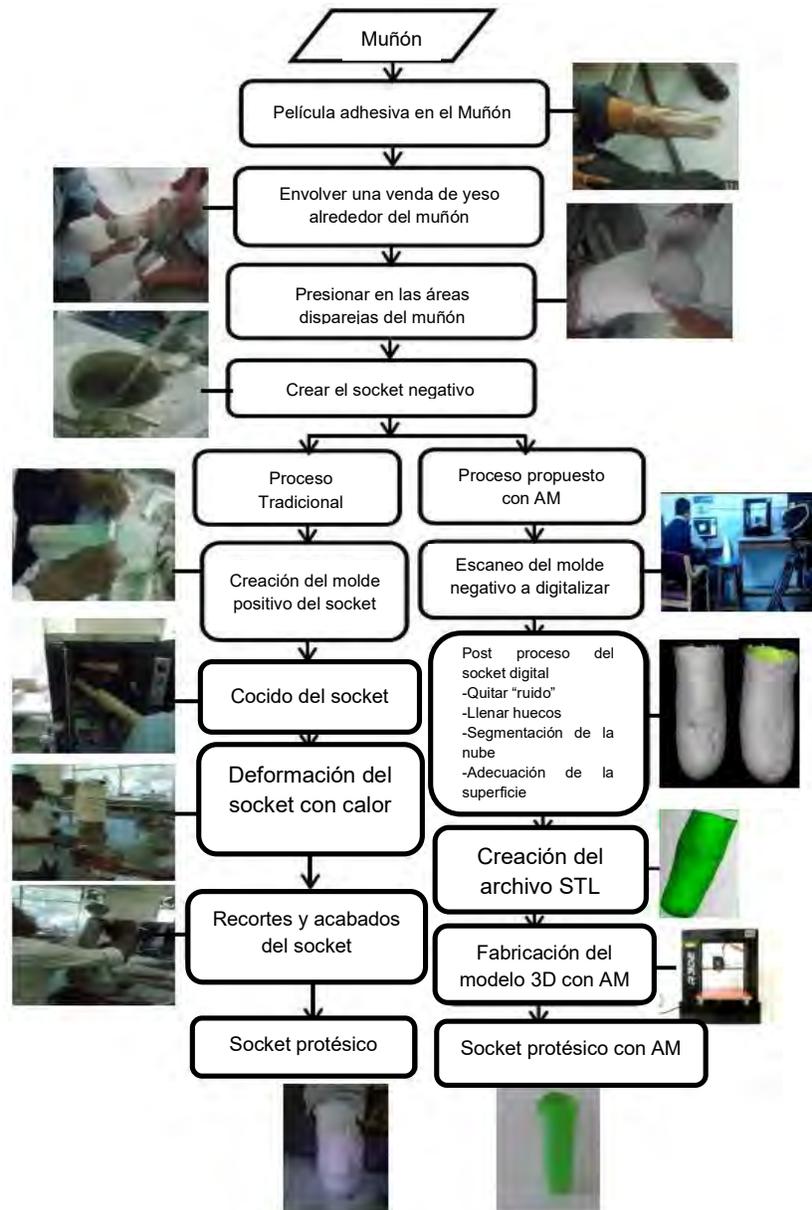


Fig. 12 Comparación entre la fabricación tradicional y propuesta. [6]

1.4.5 Multi-material design and 3D printing method of lower limb prosthetic sockets. [7]

El proceso propuesto debe ser automático y no debe requerir un experto en diseño y simulación, lo que implica la participación de médicos y técnicos ortopédicos en la integración de reglas y procedimientos. El proceso se divide en diseño, prueba y fabricación (figura 13). Para cada paso se muestran algunos detalles y al final se extraen algunas conclusiones sobre el desafío de la impresión 3D de múltiples materiales del socket. El socket es el componente más importante para las prótesis transfemorales y transtibiales. Se fabrica a partir de un molde de yeso de la extremidad residual. El socket se fabrica a mano y la forma final depende en gran medida de las habilidades y experiencia del protesista. Incluso si el socket se ha diseñado a partir de las características del paciente, no toma en cuenta la dureza del material que puede generar fatiga y enfermedades en las zonas de carga y descarga.



Fig. 13 Fases principales del método propuesto. [7]

El método propuesto se centra en la representación virtual de la extremidad residual del paciente. En la figura 13 se muestra este proceso a detalle, en primer lugar, el técnico utiliza un asistente de modelado de socket, por sus siglas en inglés SMA, para diseñar la forma inicial del socket, luego, se ejecuta un análisis de presión hasta lograr la mejor forma del socket, después, los archivos STL son exportados por SMA de acuerdo con los materiales elegidos tanto para las zonas de carga como para el resto del socket, finalmente, se utiliza una impresora 3D de múltiples materiales para construir el socket. El diseño del socket se realiza teniendo en cuenta las características de varios pacientes y, por lo tanto, el resultado obtenido se acerca al deseado. El resultado de la simulación resalta los picos de presión eventuales y otros problemas que se pueden pasar a SMA para su solución automática. La simulación numérica requiere la definición de una serie de parámetros que guían el proceso y de las reglas de simulación relacionadas con el modelo geométrico, malla, caracterización del material, pasos de análisis y condiciones de contorno.

Conclusión.

La investigación anterior hace uso de la manufactura aditiva con la diferencia de hacer uso de una máquina multimaterial, con la cual, se fabricó la parte interna y la parte externa del socket protésico de diferentes materiales, la parte interna con un material blando, el que hará contacto con el usuario.

1.4.6 A smartphone photogrammetry method for digitizing prosthetic socket interiors. [17]

El diseño protésico asistido por computadora, la fabricación asistida de computadora y las tecnologías de creación rápida de prototipos, requieren la digitalización tridimensional (3D) de la extremidad residual. Existen soluciones dedicadas para escanear el interior de los sockets, pero son caras y es posible que no estén disponibles en todas las clínicas de prótesis. Un método accesible y de bajo costo ayudaría a resolver estos problemas, como un método basado en imágenes de cámara de teléfonos inteligentes y la reconstrucción 3D. Esta nota técnica presenta un método de fotogrametría eficiente y de bajo costo para digitalizar el interior de una prótesis. La fotogrametría construye un modelo 3D combinando imágenes bidimensionales (2D) Esta técnica se puede utilizar para crear un modelo digital 3D del interior de un socket protésico para su uso en sistemas CAD / CAM. En este estudio, se presentó un método de digitalización 3D en el interior del socket que utiliza cámaras de teléfonos inteligentes y software de fotogrametría basado en la nube fácilmente disponibles para proporcionar un modelo viable para el uso en los sistemas de prótesis CAD / CAM. Como se muestra en la figura 14.



Fig. 14 Reconstrucción de uno de los cuatro sockets protésicos analizados después del alisado por Autodesk Memento®. [17]

Conclusión.

La información obtenida en este artículo, es el uso de la fotogrametría para hacer un modelo en tercera dimensión de la parte afectada del usuario amputado a partir de fotografías como se muestra en la figura 14 que se tomaron fotografías de un socket protésico, para después hacer un modelo en 3D.

1.5 Patentes

En este apartado se muestran 3 de las patentes más recientes que ilustran de manera gráfica avances tecnológicos protegidos en el campo de las prótesis y sockets protésicos transtibiales. El objetivo de este apartado es mostrar diferencias puntuales entre la investigación de este proyecto y de los desarrollos tecnológicos existentes.

1.5.1 Patente No: US 7.416,565 B1 (2008).

En la figura 15 se describe una prótesis transtibial de tendón rotuliano (PTB) para amputados debajo de la rodilla. La prótesis incluye un socket (1) y una prótesis de pie unida a un

componente de vástago modular utilizando un dispositivo rotador de pie (2). Usando el dispositivo rotador, el componente del pie de la prótesis puede girarse suave interna o externamente $\pm 150^\circ$ con respecto al componente del vástago alrededor del eje.

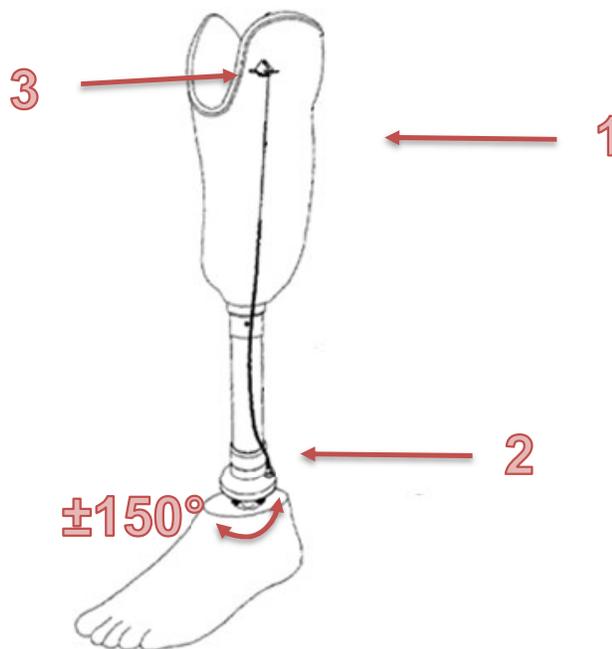


Fig. 15 Patente No: US 7.416,565 B1 (2008).

El amplio rango de rotación permite una distribución de carga más uniforme en toda la extremidad inferior de un amputado y permite asumir cómodamente una amplia gama de posiciones biomecánicas, como sentarse o arrodillarse. Un resorte de retroceso, que tiene una tensión seleccionable, se coloca dentro del componente giratorio y limita selectivamente y retiene la rotación relativa de la porción superior y las porciones inferiores. Un mecanismo de bloqueo (3) evita selectivamente la rotación cuando el componente del pie está enganchado.

1.5.2 Patente No.: US 7,883,547 B2 (2011).

En la figura 16 se describe un sistema de anclaje para una prótesis transtibial o transfemoral (arriba o debajo de la rodilla). El sistema de anclaje incluye un revestimiento para envolver un miembro amputado. El revestimiento tiene una primera correa unida hacia un extremo superior, y una correa correspondiente unida fijamente al extremo inferior distal del revestimiento. El sistema de anclaje también incluye un receptáculo de contención para asentar el revestimiento. El socket de contención tiene un par de ranuras en las posiciones correspondientes a las dos correas (1,2) del revestimiento, respectivamente. Para aplicar el sistema de anclaje, el paciente primero aplica el revestimiento a su extremidad. Luego se inserta el revestimiento en el socket con las dos correas (1,2) de sujeción que sobresale a través de las ranuras respectivas. El paciente tira hacia abajo de la correa inferior, arrastrando así el forro hacia abajo en el receptáculo hasta que quede firmemente asentado en el receptáculo. Cuando están completamente sentados, las dos correas (1,2) de sujeción se

superponen y se aseguran mediante velcro. Lo anterior forma una suspensión que sujeta la prótesis. Además, las correas de sujeción a través de las ranuras evitan absolutamente el desplazamiento lateral y la rotación.

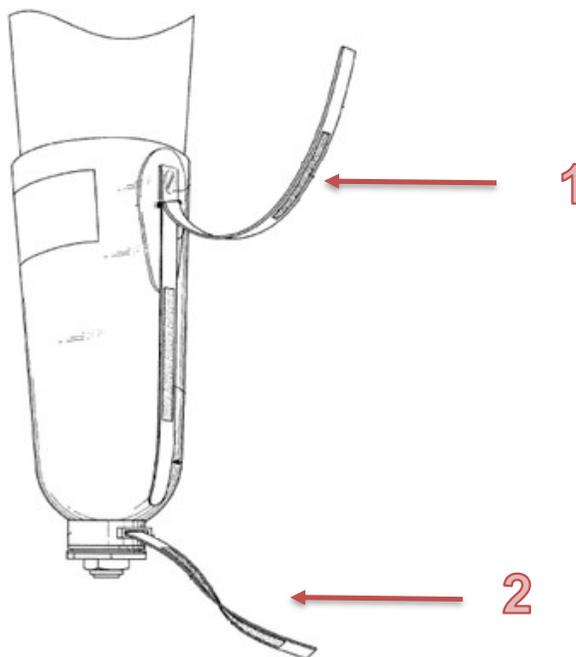


Fig. 16 Patente No.: US 7,883,547 B2 (2011).

1.5.3 Patente No.: US 8,167,956 B2(2012).

El pie protésico es una lámina de material compuesto con una forma de J (1) característica, que se puede fijar mediante un soporte TT (2) directamente a un socket protésico que contiene el muñón, es decir, la parte residual de la extremidad inferior amputada, en el caso de usuarios con amputaciones transtibiales (TT), o un soporte TF (2) para una amputación transfemoral (TF) que se puede fijar a una rodilla mecánica que se puede fijar a una cavidad, en el caso de usuarios con amputaciones transfemorales. Dicho casquillo tiene un eje principal definido por la línea recta de carga por la cual el usuario, después de aplicar la prótesis, descarga el peso corporal en la posición estática y pasa a través de un punto de la protuberancia ósea (epicóndilo femoral).

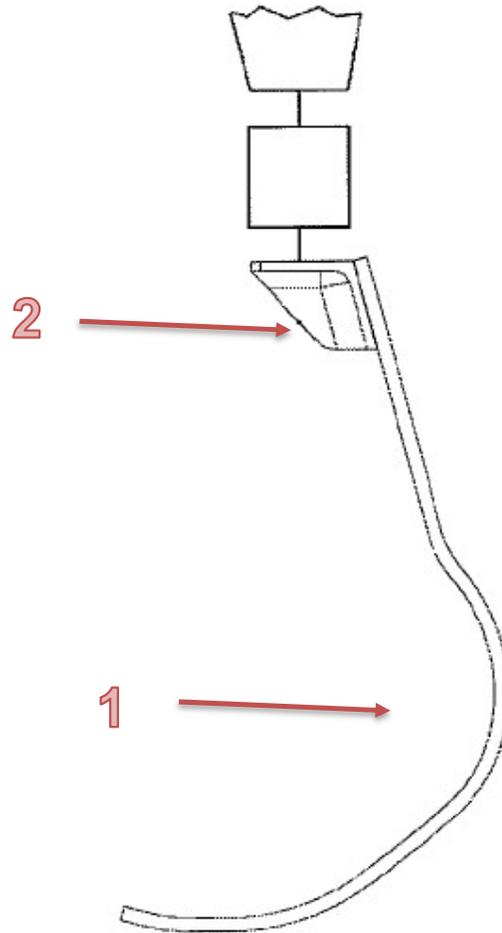


Fig. 17 Patente No.: US 8,167,956 B2(2012).

1.6 Información comercial.

En este apartado se muestran 3 opciones comerciales (Ortopedia Otto Bock, Ortopedia Jens Müller y Protésica), que son las opciones más representativas y comunes en el mercado actual, además de características del diseño y desarrollo tecnológico más reciente actualmente.

1.6.1 Ortopedia Otto Bock

En la figura 18 se puede observar el producto de Ortopedia Otto Bock, la prótesis transtibial, la cual, sus características principales son que es una prótesis abajo de rodilla, como se indica anteriormente, posee un socket en resina (1), la cual se fabrica con las dimensiones de la extremidad afectada del usuario con una funda acolchada en el interior del mismo. Así mismo en la parte inferior hay un pie sach flexible (2). Para unir el socket y el pie protésico se utiliza una pieza en acero inoxidable (3) con sus adaptadores correspondientes (4).



Fig. 18 Prótesis Transtibial de Ortopedia Técnica Berlín.

1.6.2 Ortopedia Jens Müller.



Fig. 19 Prótesis Transtibial de Ortopedia Jens Müller.

La ortopedia Jens Müller utiliza técnicas de toma de molde tradicional, así como los más novedoso como el **Total Surface Weight Bearing**®, en la que se utiliza una cámara de presión de aire uniforme sobre toda la superficie del muñón y posterior la fabricación de los sockets con diferentes sistemas y materiales, para conseguir la mayor confortabilidad posible.

En cuanto a los sistemas de anclaje, trabajan desde los de tipo “pin”, los de succión o los sockets blandos que nacen con los objetivos de conseguir un mayor confort del muñón en relación al contacto con el socket rígido y constituir un sistema de suspensión por sí mismo evitando el “pistoneo”, erigiéndose unos u otros tras el estudio individual de cada caso.

1.6.3 Protésica.

1.6.3.1 Sistema de suspensión *simple KISS® Lanyard*.

El sistema *Kiss® (Keep It Suspension Simple)* es un concepto de socket que logra una suspensión protésica sencilla y cómoda. El *Kiss® Lanyard* es un sistema de suspensión por *Liner* que es una guía hecha por una serie de correas (1) para facilitar al usuario el ajuste y desajuste de su prótesis ortopédica de forma cómoda, rápida y sin la necesidad de emplear esfuerzo físico en demasía, lo que vuelve este sistema una opción para lograr una excelente suspensión protésica en los pacientes de la tercera edad amputados a nivel transfemoral (arriba de la rodilla).

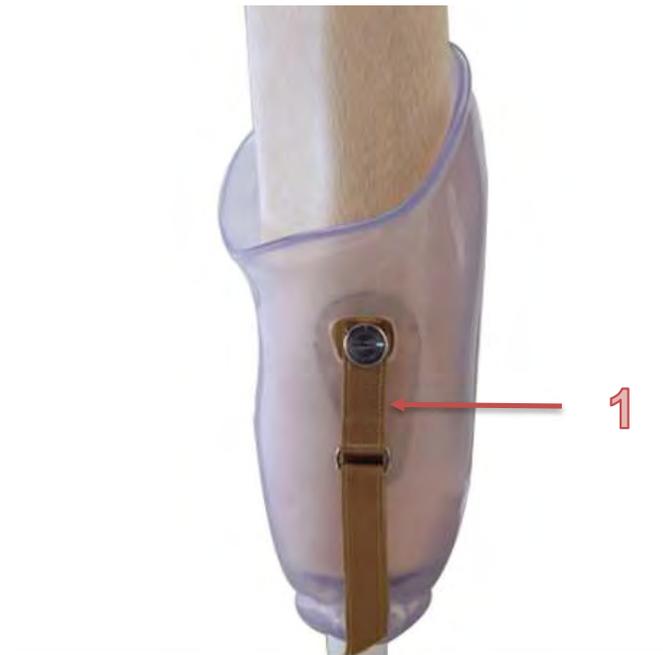


Fig. 20 Sistema de suspensión simple KISS® Lanyard.

1.6.3.2 Sistema de socket *ProSeal*.

Un ajuste mucho más sencillo. El sistema para el ajuste por sellado proximal *ProSeal* es un sistema de suspensión protésico de vacío recomendado para los pacientes amputados arriba de la rodilla con miembros amputados largos. El sistema *ProSeal* consta de 2 componentes principales: El anillo *ProSeal* (1) y el *Liner6Y81* (2). Ambos componentes trabajan de forma conjunta y permiten ofrecer al usuario un ajuste cómodo que destaca por lo fácil que resulta ajustarlo y retirarlo, en especial a los usuarios de la tercera edad que suelen encontrar dificultad al colocarse una prótesis a este nivel de amputación.



Fig. 21 Sistema de socket ProSeal.

Conclusión.

De las patentes presentadas en este apartado, se puede concluir que aun no se ha desarrollado alguna que sea con manufactura aditiva o que la toma de dimensiones sea con alguna técnica de escaneó en 3D. Por lo tanto, el desarrollo de este proyecto lograría concebir una innovación en el campo.

2. Fotogrametría.

La palabra fotogrametría es una combinación de tres palabras griegas: "foto", "grama" y "métrica", que significan respectivamente "luz", "algo dibujado" y "medida". Colectivamente, estos términos se traducen a "medir gráficamente por medios de luz". La Sociedad Americana de Fotogrametría y Teledetección (ASPRS) define ampliamente la fotogrametría como la ciencia de obtener información precisa sobre la estructura de la superficie de un objeto o un entorno particular mediante un dispositivo de grabación que no está en contacto directo con el objeto que está se estudió. [19]

La fotogrametría digital es un método de medición sin contacto que utiliza una serie de imágenes grabadas con sensores para identificar coordenadas de puntos, patrones y características en las imágenes o para detectar los límites de los objetos. En términos generales, el método de fotogrametría puede clasificarse según el tipo de objetivos utilizados en el seguimiento de puntos, la correlación de imágenes digitales o los enfoques sin objetivos. El método de correlación de imágenes funciona creando subconjuntos superpuestos en el área total de interés. Debido a que el patrón estocástico se crea aleatoriamente, cada subconjunto posee un valor de intensidad de luz único y el software puede reconocer el movimiento de cada patrón del subconjunto único en diferentes etapas. El desplazamiento y la tensión, características únicas de la superficie, en toda el área de interés para generar un modelo en 3D, se calculan correlacionando cada subconjunto con su faceta correspondiente en la etapa de referencia. [14]

La fotogrametría se utilizó por primera vez en medicina por el médico estadounidense Holmes en 1863 para estudiar la marcha de los amputados de la guerra civil en un esfuerzo por diseñar prótesis para ayudar a la rehabilitación. [19]

Las cámaras digitales pueden capturar el nivel de detalle apropiado requerido para generar modelos a través de la fotogrametría, y además es más rentable que el escaneo láser o la toma de imágenes por tomografía computarizada, como su metodología semiautomática significa que es amigable para el usuario del socket. [15]

3. Manufactura aditiva.

Manufactura aditiva es el término formalizado para lo que solía llamarse prototipado rápido y lo que popularmente se llama Impresión 3D. Se traducen datos de modelos sólidos virtuales en modelos físicos de forma rápida y fácil. Se dividen en una serie de secciones transversales 2D, juntos en una secuencia capa por capa para formar la geometría de la pieza 3D. Esta se reproduce claramente sin tener que ajustar los procesos de fabricación, como la atención a las herramientas, cortes, ángulos de tiro, u otras características. [10]

A continuación, se describen 4 de los principales procesos de manufactura aditiva.

3.1. Extrusión de material.

El material contenido en un depósito es expulsado a través de una boquilla cuando se aplica presión. El material que se está extruyendo debe estar en un estado semisólido cuando sale de la boquilla, y debe solidificarse completamente mientras se mantiene en esa forma. Ambos deben unirse para formar una estructura sólida. Algunos materiales ocupados en este proceso son: filamentos termoplásticos, polímeros y pellets. Algunas tecnologías desarrolladas con este proceso son: Fabricación por filamento fundido (FFF) y modelado por deposición fundida (FDM). En la figura 22 se ilustra los sistemas basados en extrusión. El método de extrusión funciona según el principio de que lo que se mantiene en la cámara se convertirá en un líquido que eventualmente se puede empujar a través del troquel o la boquilla. La boquilla de extrusión determina la forma y el tamaño del filamento extruido. Un diámetro de boquilla más grande permitirá que el material fluya más rápidamente, pero resultará en una pieza con menor precisión en comparación con el dibujo CAD original. Una vez que se extruye el material, lo ideal es que permanezca con la misma forma y tamaño. La gravedad y la tensión superficial, sin embargo, pueden hacer que el material cambie de forma, mientras que el tamaño puede variar de acuerdo con los efectos de energía de enfriamiento y secado. Para los sistemas basados en calor, debe haber suficiente energía de calor residual para activar las superficies de las regiones adyacentes, lo que provoca la unión. Las ventajas son que el proceso es generalizado y barato, la libertad de forma y que se puede usar plástico ABS, que tiene buenas propiedades estructurales y es accesible [2].

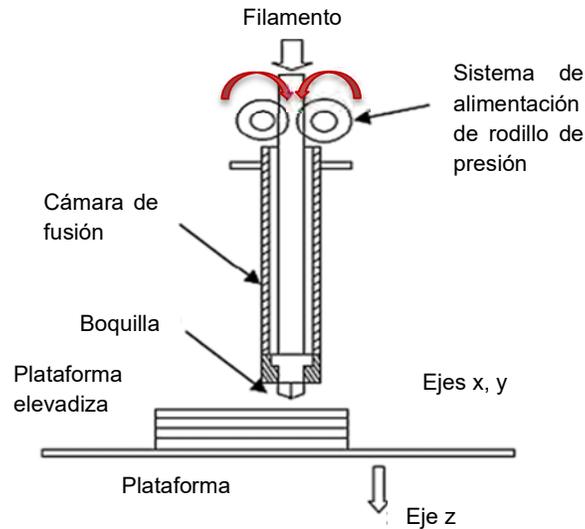


Fig. 22 Esquema de un sistema basado en extrusión. [10]

Las principales desventajas son que todas las boquillas son circulares y, por lo tanto, es imposible dibujar esquinas externas afiladas. Se puede tener un espesor de capa de 0.078 [mm], pero esto solo está disponible con la máquina de mayor costo. La precisión y la velocidad son bajas en comparación con otros procesos y la precisión del modelo final se limita al grosor de la boquilla del material, y que el material que se ocupa es limitado.

3.2 Deposición por aplicación directa de energía (DED).

El DED procesa la energía directa en una región estrecha y enfocada para calentar un sustrato, derritiendo el sustrato y simultáneamente fundiendo el material que se deposita en el fondo de fusión del sustrato. Los procesos DED utilizan una fuente de calor enfocada (generalmente un rayo láser o de electrones) para fundir el material de alimentación y construir objetos de tres dimensiones de una manera similar a la de la extrusión. Los procesos de deposición de energía dirigida (DED) permiten la creación de piezas fundiendo material a medida que se deposita. Aunque este enfoque básico puede funcionar para polímeros, cerámicas y compuestos de matriz metálica, se usa predominantemente para polvos metálicos. Por lo tanto, esta tecnología a menudo se conoce como tecnología de "deposición de metal". [10]

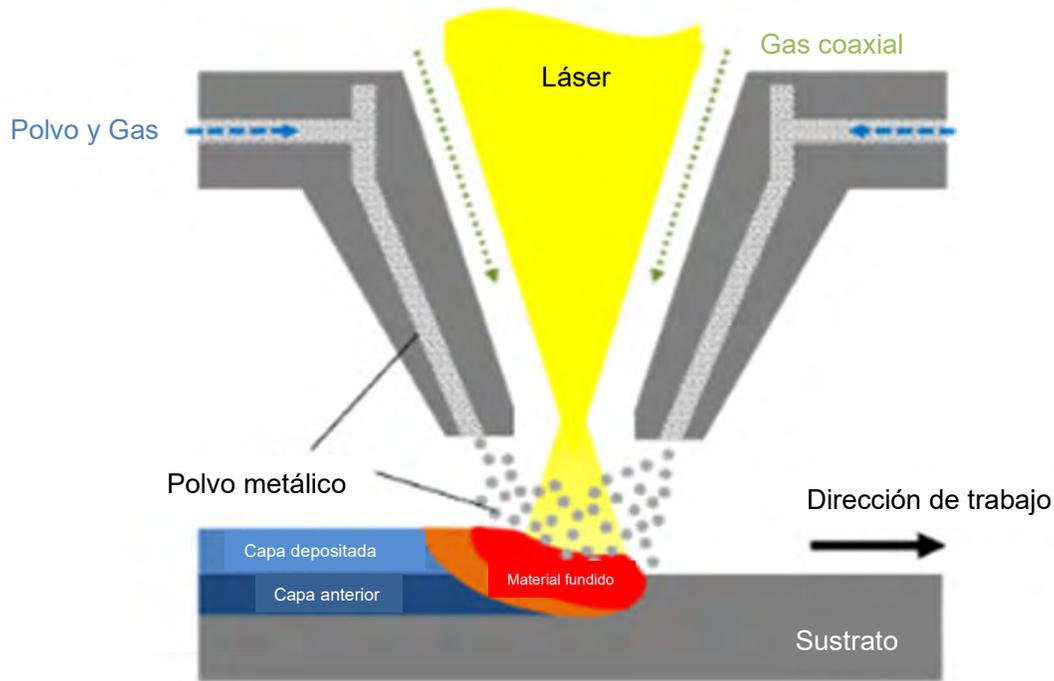


Fig. 23 Esquema del proceso DED.[21]

En la figura 23 se describe de manera gráfica con un esquema el proceso DED.

Las principales ventajas son la capacidad para controlar la estructura del grano en un alto grado, lo que presta el proceso para reparar el trabajo de piezas funcionales de alta calidad, la gran movilidad de 5 grados y se ocupa en la reparación de piezas. Las principales desventajas son la mala resolución y acabado superficial, no hay manejo de la rugosidad, se requiere de microatmósferas controladas en todo momento, el control radiación, y que en el uso de material limitado a metales y cerámicos, el costo de las máquinas es muy elevado y la velocidad de producción es baja.

3.3 Fusión de lecho de polvo (PBF).

El sinterizado por láser selectivo (SLS) fue el primer proceso de PBF comercializado. Los procesos de PBF que utilizan láseres se conocen como máquinas de sinterización por láser (LS). Los tamaños de partículas más finas producen piezas más suaves y precisas, pero son difíciles de extender y manipular. Los tamaños de partículas más grandes facilitan el procesamiento y la entrega del polvo, pero dañan el acabado de la superficie, el tamaño mínimo de la característica y el espesor mínimo de la capa. Los materiales con baja conductividad térmica dan como resultado una mayor precisión, ya que la mezcla de fusión y la solidificación son más controlables y el crecimiento de las partes se minimiza con la conducción de calor [10] Se fusionan capas delgadas de polvo (de 0.075 a 0.1 mm de espesor) que se han extendido por el área de construcción utilizando un rodillo de nivelación de polvo.

El proceso se lleva a cabo dentro de una cámara cerrada llena de gas nitrógeno para minimizar la oxidación. El polvo en la plataforma de construcción (que se calienta utilizando calentadores resistivos) se mantiene a una temperatura elevada justo por debajo del punto de fusión. Una vez que se ha formado y precalentado la capa de polvo, el rayo láser de CO₂

se dirige al lecho de polvo y se mueve utilizando galvanómetros de manera que fusiona térmicamente el material para formar la sección transversal de la capa. Después de completar una capa, la plataforma de construcción baja al grosor de una capa y se coloca y mueve de una nueva capa de polvo utilizando el rodillo de giro contrario. El rayo escanea la sección transversal de la siguiente capa, el proceso se repite hasta que se construye la parte completa (figura 24). Al finalizar la fabricación se requiere un período de enfriamiento para manipularse. Los materiales termoplásticos son muy adecuados para el procesamiento de lecho de polvo debido a sus temperaturas de fusión relativamente bajas, baja conductividad térmica y baja tendencia a la formación de bolas. Y en general, cualquier metal que pueda soldarse se considera un buen candidato para el procesamiento de PBF. Los materiales cerámicos se describen generalmente como compuestos que consisten en metal-óxidos, carburos y nitruros y sus combinaciones.

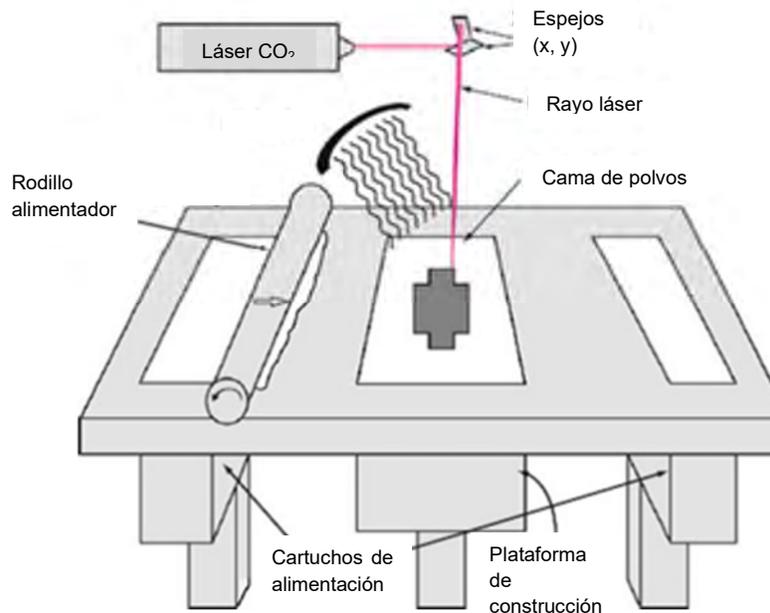


Fig. 24 Esquema de proceso de sinterización selectiva por láser. [10]

Algunas ventajas son que se puede procesar una gran variedad de materiales, es más fácil controlar el procesamiento de polímeros semicristalinos, el polvo suelto es un material de soporte suficiente para el polímero, los canales de enfriamiento interno y otras características complejas que serían imposibles de mecanizar son posibles en el polímero por este proceso, se pueden producir varias piezas en una sola compilación, se mejora drásticamente la productividad de estos procesos en comparación con los procesos que requieren soporte. Y algunas de sus desventajas son el pos-procesamiento de piezas metálicas después de la manufactura que puede ser costosa y llevar mucho tiempo, las características pequeñas que se pueden configurar sin soportes suele estar restringida a un sustrato en la parte inferior de la plataforma de construcción para evitar que se deforme, la precisión y el acabado superficial de los procesos de PBF son típicamente inferiores a los procesos basados en líquidos, el tiempo total de construcción de la pieza puede tomar más tiempo que otros procesos de MA debido a los ciclos de precalentamiento y enfriamiento, el proceso de construcción de piezas se lleva a cabo dentro de una cámara cerrada llena de gas nitrógeno para minimizar la oxidación [10].

3.3.1 Fusión de haz de electrones.

Esta tecnología utiliza un haz de electrones de alta energía para inducir la fusión entre partículas de polvo metálico. Este proceso se desarrolló en la Universidad de Tecnología de Chalmers, Suecia, el haz de electrones enfocado escanea a través de una capa delgada de polvo pre-depositado, causando la fusión localizada y la re-solidificación por la sección transversal de corte. Hay varias diferencias entre fusión de haz de electrones (EBM) y sinterizado láser metálico (SLM), estas se muestran en la Tabla 2, muchas de estas diferencias se deben a que el EBM tiene una fuente de energía de electrones, pero otras diferencias se deben a las concesiones de ingeniería que se practican en EBM y SLM y no son necesariamente inherentes al procesamiento [10].

El rayo láser calienta el polvo cuando los fotones son absorbidos por partículas de polvo. Sin embargo, los haces de electrones calientan el polvo mediante la transferencia de energía cinética de los electrones entrantes a las partículas de polvo. A medida que las partículas de polvo absorben electrones, ganan una carga cada vez más negativa. En la figura 25 se muestra un esquema de las partes de una máquina de la tecnología de fusión de haz de electrones, que ilustra los principales componentes para este proceso.

	Fusión de haz de electrones	Sinterizado por láser de metal
Fuente térmica	Haz de electrones	Laser
Atmósfera	Vacío	Gas inerte
Escaneo	Bobinas de deflexión	Galvanómetros
Absorción de energía	Conductividad limitada	Absorción limitada
Pre calentado de Polvo	Uso de haz de electrones	Uso de infrarrojo o resistencias
Velocidad de escaneo	Muy veloz, accionados magnéticamente	Limitado por la inercia del galvanómetro.
Costo de energía	Moderado	Alto
Acabado de superficie	Moderado a pobre	Excelente a moderado
Resolución de características	Moderado	Excelente
Materiales	Metales (conductores)	Polímeros, metales y cerámicos
Tamaño de partícula de polvo	Mediano	Bueno

Tabla 2 Diferencias entre EBM y MSL

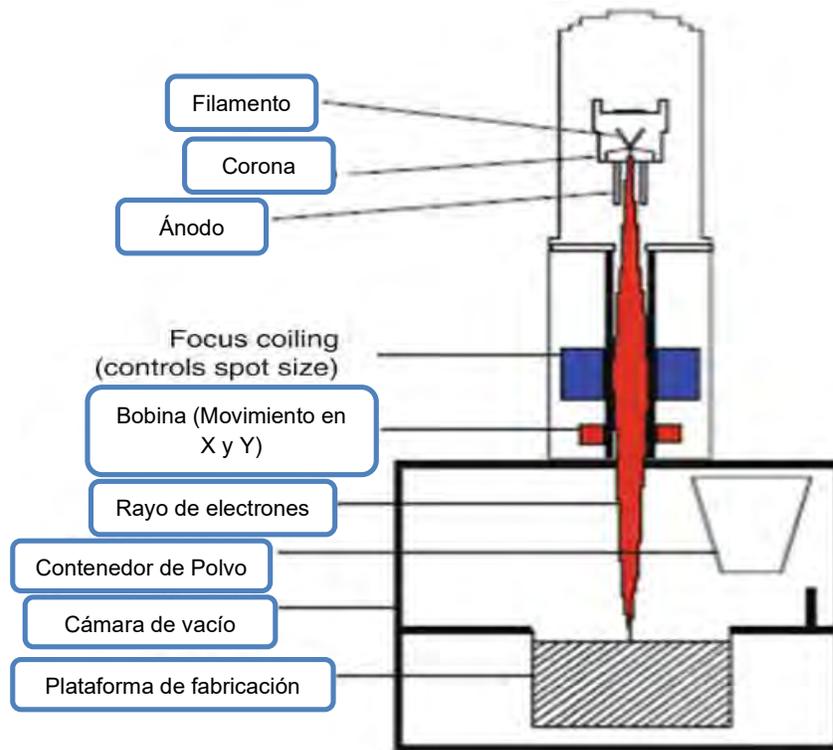


Fig. 25 Esquema de fusión de haz de electrones. [10]

3.4 Material Jetting.

Este tipo de máquinas emplea dos alimentadores, uno para depositar un material termoplástico y otro para depositar un material de soporte, cada capa de fotorolímico se cura con luz ultravioleta inmediatamente a medida que se fabrica, produciendo modelos completamente curados sin la necesidad de un post curado. Las estructuras de soporte están construidas en un material similar al gel, que se elimina a mano y con chorro de agua, de esta forma se manufactura. También corta las capas después de la deposición para garantizar que la capa sea plana para la capa posterior. Debido al estilo de construcción lento y preciso, así como a los materiales cerosos, estas máquinas a menudo se utilizan para fabricar piezas de fundición por inversión para las industrias de la joyería y la odontología. La figura 26 muestra un esquema del proceso *material jetting*.

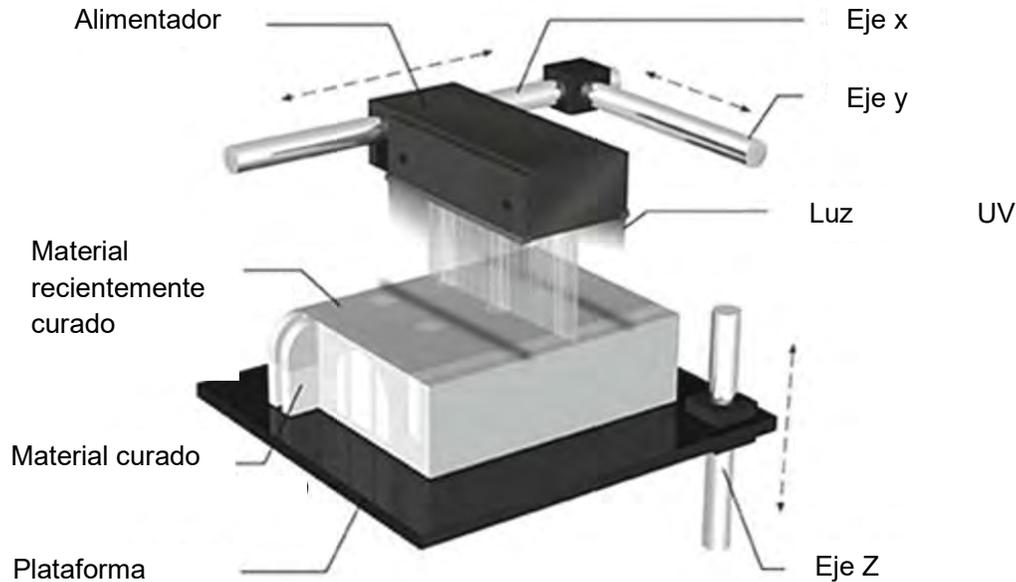


Fig. 26 Esquema de Material Jetting

La máquina puede imprimir hasta 25 materiales efectivos diferentes variando la composición relativa de los dos fotopolímeros. Las principales ventajas, como un proceso manufactura aditiva incluyen bajo costo, alta velocidad, escalabilidad, facilidad de construcción de piezas en múltiples materiales y la capacidad de imprimir colores. Sus desventajas pueden ser los materiales hasta la fecha es limitada. Solo ceras y fotopolímeros están disponibles comercialmente. Además, la precisión de las piezas, particularmente para piezas grandes, generalmente no es tan buena como con algunos otros procesos, en particular la fotopolimerización y la extrusión de materiales. [10]

Después de haber investigado los principales procesos de manufactura aditiva, en el siguiente apartado se procederá a tomar una decisión para determinar qué proceso de manufactura es el más adecuado.

4. Análisis Funcional.

Análisis funcional implica la disección mental o incluso física de productos. Puede considerarse una forma de análisis de estructura dirigida al descubrimiento de características de diseño lógicas, físicas y de realización relacionadas. Debido a que los únicos sistemas a analizar son aquellos que tienen alguna relación con el nuevo problema en su conjunto o con partes del mismo, podemos llamar a esta forma de recopilar información la explotación sistemática de ideas comprobadas o de experiencia. Será particularmente útil para encontrar un primer concepto de solución como punto de partida para futuras variaciones [8].

4.1 Modelo de caja negra.

Este modelo es uno de los análisis más utilizados por los diseñadores. Para resolver un problema técnico, necesitamos un sistema con una relación clara y fácil de reproducir entre entradas y salidas. Dichas relaciones siempre deben ser planificadas, es decir, diseñadas para cumplir con una especificación. Con el propósito de describir y resolver problemas de

diseño, es útil aplicar el término función a la relación general de entrada y/o salida de un sistema cuyo propósito es realizar una tarea. En esta etapa no hay necesidad de estipular qué solución satisfará este tipo de función. La función se convierte así en una formulación abstracta de la tarea, independiente de cualquier solución particular. Una función general a menudo se puede dividir directamente en subfunciones o subsistemas identificables correspondientes a subtareas [8]. En la Figura 28 se muestra el “modelo de caja negra”, ilustrando los sistemas y subsistemas de una prótesis transtibial convencional como se muestra en la figura 27.

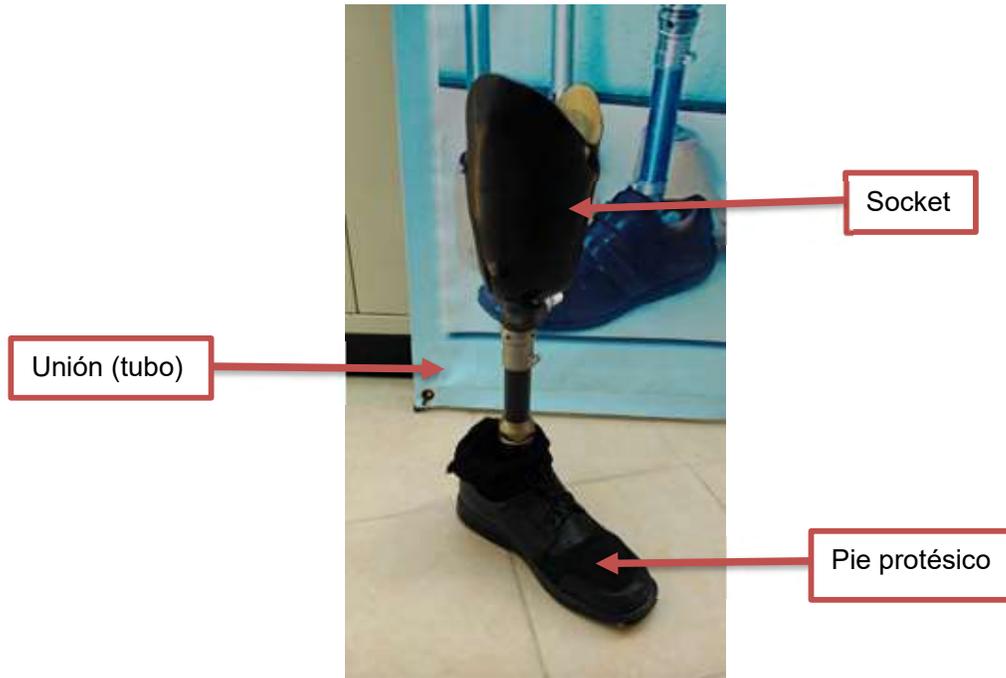


Fig. 27 Prótesis transtibial convencional

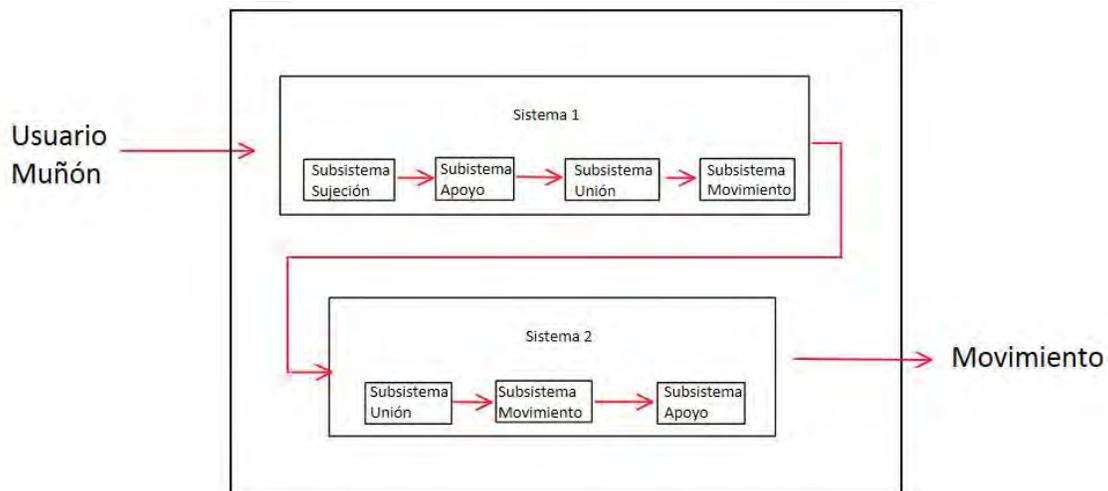


Fig. 28 Modelo de caja negra de una prótesis de pie transtibial.

En este modelo de caja negra, la caja más grande es una prótesis transtibial, la entrada sería el usuario (extremidad amputada) y la salida es el movimiento. El sistema 1, sería el socket el cual cuenta con 4 subsistemas, uno de sujeción, uno de apoyo, uno de unión y movimiento. El sistema 2 sería el pie protésico, el cual cuenta con 3 subsistemas, uno de unión, uno de

movimiento y uno de apoyo. Para este proyecto se enfoca en dar solución al Subsistema de Apoyo, que es el socket de una prótesis.

La descomposición física es el segundo tipo de estrategia de representación común en las primeras etapas de la generación de conceptos. Para entender un dispositivo, la mayoría de los ingenieros comienzan instintivamente con la descomposición física. Dibujar las partes de un sistema, un sub-ensamblaje o una parte física es una forma de representar el producto y comenzar a acceder a todo el conocimiento relevante sobre el producto. [9]

En la figura 29 se ilustra la descomposición física que se realizó para este proyecto. Se comienza en el centro, con la prótesis, de este se desprende las 4 partes del sistema para después enlistar sus segmentos y partes del mismo. Por ejemplo, en el caso del socket se dice que tiene un sistema de acogimiento, el cual hace contacto con el miembro del usuario y un sistema de unión que conecta al segmento superior que suple la función de la pantorrilla.

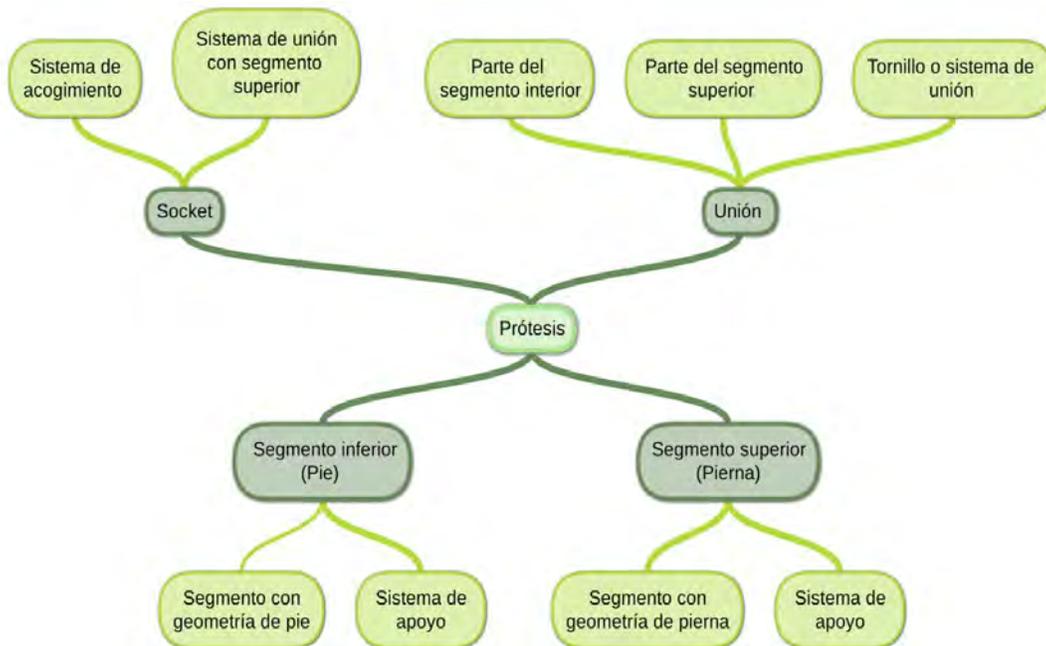


Fig. 29 Descomposición física de prótesis transtibial.

Añadiendo a las herramientas anteriores, se proponen las siguientes 4 preguntas para obtener la función más clara del producto terminados basándonos en el apartado 1.5 “Información comercial” para responderlas.

1. ¿Para qué sirve este producto?
La función de una prótesis de pie es reemplazar o proveer la parte del cuerpo que falta por diversas razones. El socket protésico es la interfaz principal entre la extremidad residual del amputado y la prótesis [6].
2. ¿Cómo funciona?
Proporciona un apoyo para que el usuario tenga movilidad.
3. ¿Qué requiere para operar?
Usuario con amputación transtibial.
4. ¿Cuál es su consumo (entrada de energía)?

Es el usuario, gracias a la movilidad del usuario es que la prótesis tiene movilidad.

4.2 Análisis *Quality Function Development* (QFD)

El despliegue de la función de calidad (QFD) es un proceso visual y conectivo que ayuda a los equipos a centrarse en las necesidades de los clientes a lo largo del desarrollo total, es un proceso sistemático para ayudar a identificar los deseos de los clientes y desplegarlos a lo largo de todas las funciones de la corporación, permaneciendo fieles a la voz del cliente. Para iniciar este proceso, en el proyecto se utiliza la “Casa de la Calidad” para planificar el nuevo producto. [12]

4.2.1 Casa de la calidad

La Casa de la Calidad es un gran formato visual que el equipo multifuncional utiliza para planificar el nuevo producto. Al eliminar modificaciones que tradicionalmente se han hecho más adelante en el proceso de desarrollo. [12]

4.2.2 Proceso

Se enlistan los Que’s, que son los requerimientos del nuevo producto a crear, se tomó la libertad de proponer los requerimientos en función al objetivo del proyecto, los cuales son:

1. Cómoda: que sea agradable al contacto de la extremidad amputada.
2. Movimiento: que permita fácilmente el movimiento de la prótesis.
3. Peso: que sea de un material liviano.
4. Sujeción: que sea de una sujeción fácil.
5. Forma de pie: que tenga forma de pie.
6. Tiempo de manufactura: que el tiempo de manufactura sea corto.

Estos se comparan entre ellos mismos y se les da la calificación que se defina por el equipo de trabajo, en este proyecto se definió los puntajes 1 y 2. En la tabla 3 se muestra cómo se define la importancia de los Que’s:

	Cómoda	Movimiento	Peso	Sujeción	Forma de Pie	Bajo Costo	Tiempo de Manufactura	Total	Importancia
Cómoda		2	2	1	2	1	2	10	3
Movimiento	1		2	1	2	1	2	9	4
Peso	1	1		1	2	1	1	7	6
Sujeción	2	2	2		2	1	1	10	2
Forma de Pie	1	1	1	1		1	1	6	7
Bajo Costo	2	2	2	2	2		2	12	1
Tiempo de Manufactura	1	1	2	2	2	1		9	5

Tabla 3 Tabla para definir importancia de los Qués

En el siguiente paso se ordenan los Que's conforme al resultado de la tabla 3 del lado izquierdo de la "Casa de Calidad", y se comparan con los Como's, que son las alternativas de solución con las que se plantea solucionar los Que's (necesidades), en este proyecto los Como's son los procesos de manufactura investigados en el capítulo 5 "Procesos de manufactura aditiva", los cuales son; modelado por deposición fundida (FDM), deposición por aplicación directa de energía (DED), sinterizado por láser selectivo (SLS), fusión de haz de electrones (EBM), sinterizado láser metálico (SLM) y Material Jetting (MJ). El resultado de la suma de puntajes se escribe en la parte inferior. En la parte superior se considera cada par de especificaciones para interferencia o refuerzo (sinergia). Esta identificación temprana de las interacciones entre las especificaciones permite una planificación temprana para superar los conflictos inherentes, mucho mejor que volver a trabajar [12]. En la tabla 4 se muestra el análisis de "Casa de la Calidad".

El proceso óptimo que arroja la tabla 4, es un empate ente FDM y MJ, por lo tanto, siendo que el principal Que es el bajo costo, se elige como proceso el de extrusión de material.

Qués \ Cómo's	Importancia	FDM	DED	SLM	EBM	MJ	SLS	Total
Bajo Costo	1	9	3	5	4	6	6	23
Sujeción	2	5	6	6	6	8	5	22
Cómoda	3	6	5	5	6	8	6	22
Movimiento	4	10	10	10	10	10	10	40
Tiempo de Manufactura	5	8	4	7	7	8	7	26
Peso	6	10	7	6	7	8	7	30
Forma de Pie	7	9	9	9	9	9	9	36
Importancia Técnica		57	44	48	49	57	50	

Tabla 4 Análisis de la casa de la calidad

4.3 Resultado

En este apartado y por el apoyo de las estrategias seleccionadas y de la búsqueda de información del capítulo 3 se dedujo que la función de un prótesis transtibial es sustituir la pantorrilla el pie y el tobillo que el usuario perdió por diferentes motivos para lograr el desplazamiento sin ningún otro tipo de apoyo, que el prototipo a diseñar debe contener al menos 2 sistemas con 4 y 3 subsistemas respectivamente, que la principal necesidad de este proyecto es lograr un socket de bajo costo y que el mejor proceso de manufactura para lograrlo es por FDM.

4.4 Necesidades y especificaciones

Las necesidades del cliente se expresan generalmente en el "lenguaje del cliente", sin embargo, sirven de muy poco respecto a cómo diseñar y construir el producto. Las especificaciones del producto no indican al grupo cómo manejar las necesidades del cliente,

pero representan una base sobre lo que el grupo deberá hacer para satisfacer las necesidades del cliente. Para mayor claridad, una especificación (singular) consiste en una métrica y un valor. Los valores siempre se marcan con las unidades apropiadas (por ejemplo, segundos, kilogramos, joules) [13]. Este apartado se muestra en la tabla 5, las necesidades del prototipo y su traducción como especificaciones propuestas para este proyecto, apoyadas por las conclusiones del apartado 4.3.

	Necesidades	Especificaciones
1	Que sea un socket transtibial.	1 piezas.
2	Que el usuario se pueda poner de pie sin ayuda de otro apoyo.	Carga soportada < 90 kg.
3	Que el usuario pueda moverse sin ayuda de otro apoyo.	2 puntos de apoyo (pierna y prótesis)
4	Que el socket tenga un costo menor al del mercado actual.	Precio < \$8000.00 MXN
5	Que el socket tenga una vida útil de 1 año sin requerir mantenimiento o cambiar alguna de sus partes.	Caminar > 380 km ó Completar 380000 ciclos (pasos dados)
6	Que el socket sea personalizable al usuario.	Escaneo del muñón del usuario
7	Selección de proceso o procesos de manufactura aditiva.	Extrusión de material (FDM)
8	Selección de material o materiales.	PLA
9	Realizar el diseño de la geometría del socket.	$H \leq 25$ cm. $L \leq 5$ cm. $A \leq 15$ cm.
10	Tiempo de manufactura.	$t \leq 7$ días.
11	Tiempo Ensamblar socket	$t \leq 5$ hrs.

Tabla 5 Requerimientos y especificaciones

5. Proceso de manufactura aditiva

Como se mencionó como resultado del apartado 4.2 “Análisis de la Función de la Calidad (QFD)” se determinó como mejor proceso el de extrusión de material, a este resultado se añaden las siguientes razones para apoyar esta decisión:

- A. El prototipo se puede manufacturar en la máquina **Creator Pro®** de la empresa **FlashForge®** que se encuentra en la Facultad de Ingeniería.
- B. Como se muestra en el apartado 1.3 “Artículos científicos” se ha manufacturado y probado de manera exitosa partes de una prótesis transtibial, así como sockets y pies.

- C. El costo de los materiales es bajo y en caso del PLA, es un poliéster termoplástico biodegradable derivado de recursos renovables [7].

5.1 Máquina *Ender 3 Pro*®

La máquina elegida para manufacturar el socket protésico fue la *Ender 3 Pro*®. En palabras de la empresa *SAINSMART*®, “El diseño compacto permite que el *Ender 3*® quepa en la cajuela de su automóvil o incluso en el asiento trasero, al tiempo que proporciona 6 veces más volumen de construcción que otras impresoras de nivel de entrada.” [18]

La máquina consta de las siguientes características:

- A. Cámara de construcción abierta.
- B. Extrusor directo.
- C. Velocidad de la boquilla 180 [mm/s]
- D. Ventilador de enfriamiento.
- E. Volumen de fabricación 220 x 220 x 250 [mm].
- F. Temperatura de plataforma de construcción 110 [°C].
- G. Espesor de capa 0.1 a 0.4 [mm]
- H. Software de libre acceso (Windows, Linux, MacOS).

Este tipo de máquina tiene la particularidad de que puede ser modificada con gran facilidad, gracias a esto, las dimensiones de construcción fueron modificadas, así mismo, el extrusor y el sistema de ventilación, para lograr construir el socket protésico en una sola pieza.

En la figura 30 se ilustra la máquina antes mencionada.



Fig. 30 Máquina Ender 3 Pro®

6. Material

Para este proyecto se eligió como material un de extrusión PLA, el nombre comercial de este es "Filamento PLA AmazonBasics para impresora 3D, 1.75 mm, color negro, carrete de 1 kg" debido a su bajo costo, alta calidad, su capacidad de ser utilizado en la mayoría de las máquinas del mercado y su rápida entrega. En la Figura 31 se muestra el filamento.



Fig. 31 AmazonBasics Filamento PLA para impresora 3D.

7. Ciclo de vida del prototipo

Todo producto tiene repercusiones en el ambiente. El diseño para el ambiente (DPA) representa para las empresas un método práctico de reducir tales secuelas en un esfuerzo por crear una sociedad más sustentable. Entre las secuelas ambientales de un producto pueden encontrarse consumo de energía, agotamiento de recursos naturales, descargas líquidas, emisiones de gases y generación de desechos sólidos. La idea del ciclo de vida es la base del DPA. Esto ayuda a expandir la preocupación tradicional del fabricante con la producción y distribución de sus productos para abarcar un sistema de ciclo cerrado que enlace el ciclo de vida del producto con el ciclo de vida natural, los cuales se ilustran en la figura 32. Al final de la vida útil de un producto hay varias opciones de recuperación: una nueva fabricación o un nuevo uso de los componentes, reciclado de materiales o desecho mediante incineración o depósito en un tiradero a cielo abierto. El ciclo de vida natural representa el auge y deterioro de los materiales orgánicos en un ciclo continuo [13].

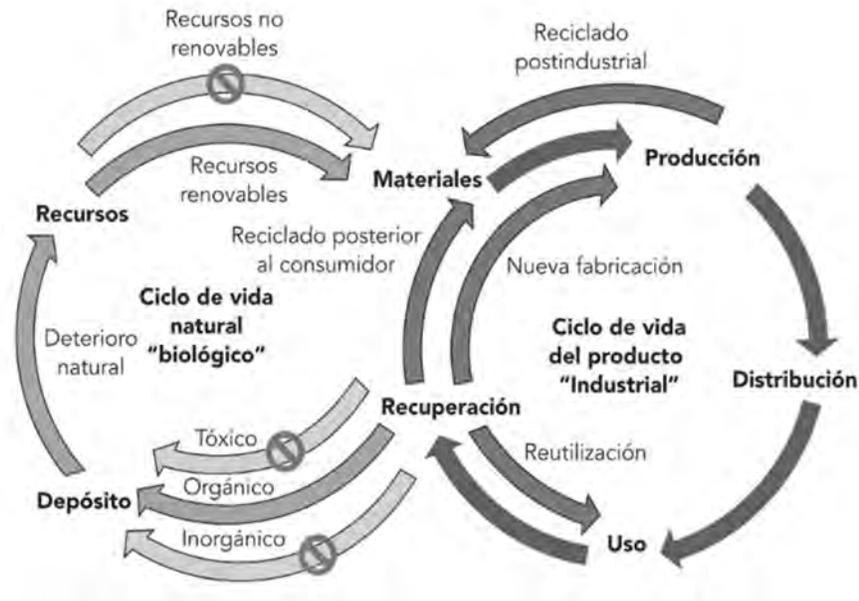


Fig. 32 Ciclo de vida natural y del producto. [13]



Fig. 33 Propuesta de ciclo vida cerrado para el prototipo.

Para evitar contribuir a la problemática antes mencionada, con base en el apartado 1.3 “Artículos científicos”, específicamente en el artículo realizado por Zagel, Huber, Obermeier y Bodendorf [2] acerca de la los residuos provocados por las botellas PET, se propone el ciclo vida cerrado mostrado en la figura 33. En este ciclo de vida se propone incentivar al usuario a regresar el producto, después de completar su vida útil, a la posesión del fabricante para que de este modo hacer un correcto reciclaje y/o del material.

8. Conceptualización

Una vez entendidas las necesidades (apartado 4.4) y las limitantes (apartado 1.2) del usuario, los diseñadores industriales ayudan al equipo a conceptualizar el producto. Durante la etapa de generación de un concepto, los ingenieros naturalmente enfocan su atención en hallar soluciones a las subfunciones técnicas del producto. Los diseñadores industriales se concentran en crear la forma del producto y las interfaces del usuario. Los diseñadores industriales hacen dibujos sencillos, conocidos como bosquejos, de cada concepto. Estos bosquejos son un medio rápido y de bajo costo para expresar ideas y evaluar posibilidades. [13] Las siguientes imágenes mostradas en la figura 34 son bosquejos de los conceptos a los sistemas y subsistemas identificados en el capítulo 5 “Análisis Funcional”.

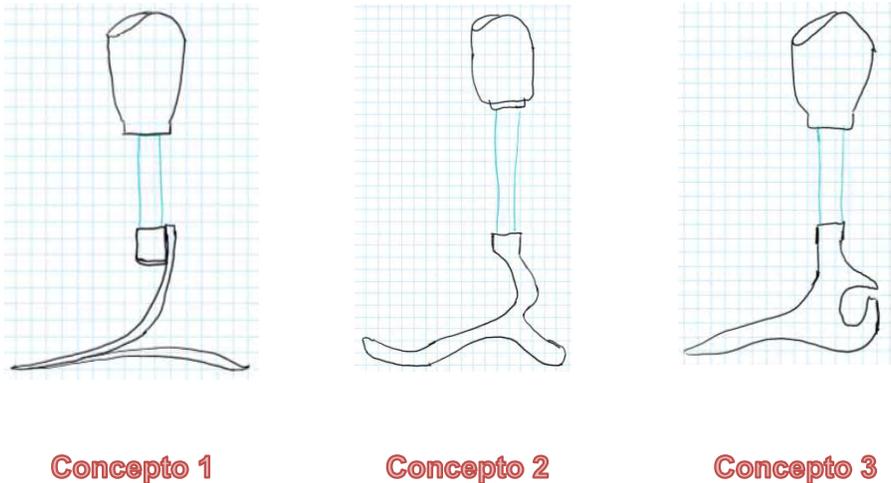


Fig. 34 Esquemas de posibles diseños.

9. Diseño comparativo de adaptadores de socket

Para determinar que adaptador de socket es el mejor para el proyecto, se determinó hacer un diseño comparativo que se muestra en la tabla 7. En esta matriz se comparan entre ellas 3 alternativas existentes en el mercado contra 8 criterios de comparación para lograr crear un diseño que contenga las mejores características de cada uno o que tenga las características que sean las mejores para este proyecto.

Alternativas	1	2	3
	Sin Preparación Final	Terminación en Rosca Interna para Tubo	Terminación en Rosca Interna para Adaptador Rotativo
Criterios de comparación			
Geometría	Esférica	Prismática Circular	Prismática Circular
Requiere Soporte al Manufacturar	Sí, Bastante y Muy compleja	Sí, Poca al Interior de la Rosca	Sí, Poca al Interior de la Rosca
# Piezas después de Manufacturar	6	0	1
Masa	260 gr	0 gr	260 gr
Tipo de Ensamble	Con Pegamento, Rosca y Tornillos	Con Rosca	Con Rosca y Tornillos
# Operaciones de ensamble	9	1	6
Material	Pegamento, Acero Inoxidable	PLA	PLA, Acero Inoxidable
Incrementa el volumen del encaje	No	8 cm	8 cm

Tabla 6 Tabla comparativa de adaptadores de socket

9.1 Resultado

Como resultado, diseñar el socket con una terminación piramidal, en la tercera columna, es la propuesta para este proyecto (figura 34), debido a que incrementa la altura solo en 3 [cm] y no requiere material de soporte para el proceso de manufactura aditiva, el número de piezas después de manufacturar disminuiría a 5, las cuales son un adaptador y 4 tornillos, como se muestra en la tabla 6 como un criterio de comparación, añadiendo que se omitiría la compra de un accesorio más, gracias a esto el peso total del socket es de 130 [gr], ya que el material con el que se fabricará (PLA) es de menor masa al acero inoxidable. El número de operaciones de ensamble es menor a 5, las cuales son unir al adaptador y atornillar los 4 tornillos, también mostrado en la tabla 6 como un criterio de comparación. En la figura 35, se muestra el diseño del adaptador piramidal.



Fig. 35 Adaptador piramidal macho



Fig. 36 Adaptador piramidal

10. Soporte Giratorio Graduado (SGG)

Para obtener las fotografías necesarias para que el programa **ReCap®** pueda generar un modelo en tercera dimensión se diseñó y manufacturó un Soporte Giratorio Graduado (**SGG**) (figura 36) cuya función es soportar un dispositivo fotográfico y que se pueda desplazar angularmente exactamente cada 10° y también tenga un desplazamiento lineal en el eje Z para lograr una elevación específica. De esta forma se puede asegurar la obtención de un modelo lo más real posible. Las piezas fueron diseñadas en **Fusion360®** y se manufacturaron en una máquina de extrusión con Filamento PLA AmazonBasics para impresora 3D. El **SGG** tiene una función deslizante, la base del poste se mueve sobre el riel. El riel tiene indicadores de posición exactamente cada 10° para lograr la precisión requerida. En el anexo se presentan los planos.

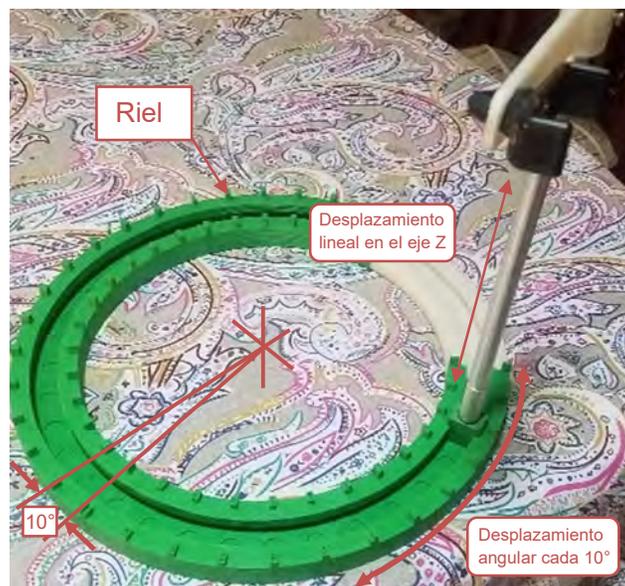


Fig. 37 Fotografía del Soporte Giratorio Graduado (**SGG**)

11. Software de fotogrametría *ReCap*®

ReCap® es el software elegido para hacer el modelo en tercera dimensión debido a su amigable interfaz y a su acceso gratuito con licencia de estudiante. Es compatible con cámaras rectilíneas, para obtener los mejores resultados se recomiendan las siguientes especificaciones para la cámara [16]:



Fig. 38 Logo Autodesk ReCap®

- 12 megapíxeles.
- Estabilizador activo (p. Ej., Cardán de 3 ejes).
- Captura en un ISO más bajo para limitar el ruido del sensor, en algunas cámaras es 100.
- Típicamente captura con una mayor velocidad de obturación / exposición.
- Usar el máximo posible profundidad de campo, con el fin de capturar claramente todos los niveles / profundidades de la escena.
- Apertura pequeña y fija para imágenes consistentes de alta calidad (sin editar).

Consejos rápidos [16]:

- Las imágenes con más píxeles producen resultados superiores; sin embargo, tardan más en procesarse.
- Más imágenes podrían producir una mejor cobertura; sin embargo, tardan más en procesarse.
- Los ajustes de la cámara deben establecerse manualmente.
- La planificación automatizada de la toma de fotografías puede facilitar capturas consistentes y una mejor cobertura general, particularmente al eliminar imágenes duplicadas.

12. Fiabilidad de la fotogrametría

Recientemente, se han utilizado nuevas tecnologías de escaneo tridimensional en el campo de las prótesis con resultados prometedores, como se mencionó en el apartado 1.3. Sin embargo, estas tecnologías tienen un alto costo, por lo tanto, aumentan el precio final de la prótesis. Por otro lado, la fotogrametría es una técnica de escaneo tridimensional más barata, dependiendo del dispositivo fotográfico. Por lo tanto, se decidió realizar dos experimentos para comprobar la fiabilidad de la fotogrametría como método de escaneo en tercera dimensión con la colaboración de doctora Elena Seminati y el doctor Laurie Needham de la Universidad de Bath, Reino Unido. Este apartado describe el trabajo experimental que se realizó con la técnica de fotogrametría. Para estos experimentos, se utilizó un escáner 3D *EVA*® de *ARTEC* (Figura 39) para producir el modelo 3D y los modelos realizados con fotogrametría se hicieron con una cámara Sony y un teléfono inteligente LG G5® que se muestran en la figura 39 y sus características en la tabla 7.



Fig. 39 A) Escáner ARTEC. B) Smartphone LG G5. C) Cámara Sony α5000

Características	
LG G5	Sony α5000
Pantalla: 5.3", 1440 x 2560 pixeles	Sensor CMOS Exmor APS HD APS-C de 20.1MP
Procesador: Snapdragon 820 2.15GHz	Procesador de imagen BIONZ X
RAM: 4GB	Monitor LCD inclinable de 460.8k puntos de 3.0 "
Almacenamiento: 32GB	Video Full HD 1080 a 60i y 24p
Expansión: microSD	Conectividad Wi-Fi incorporada con NFC
Cámara: 16 MP + 8 MP	Modo crepuscular manual e ISO 16000
Batería: 2800 mAh	Enfoque automático de detección de contraste de 25 puntos
OS: Android 6.0.1	Disparo continuo de hasta 3.5 fps
Perfil: 7.7 mm	Creatividad fotográfica y efectos de imagen
Peso: 159 g	Sony 16-50mm f / 3.5-5.6 OSS Zoom Lens

Tabla 7 Características de dispositivos fotográficos

12.1 Fotografías

Las fotografías fueron tomadas con los megapíxeles máximos que cada dispositivo fotográfico puede ofrecer, así mismo, la necesidad de este proyecto se requirió únicamente tener a cuadro los objetos de madera o los modelos de amputaciones, por esto la apertura del diafragma se definió como la más grade posible por cada dispositivo, por lo tanto, el tiempo de exposición se redujo al máximo. Por consiguiente, la sensibilidad (ISO) de cada dispositivo vario entre 400 a 600, esto debido a la luz solar de la sesión fotográfica.

12.2 Experimento 1.

El primer experimento se utilizó 4 diferentes objetos de madera que se muestra en la figura 40, un cubo (A), un prisma triangular (B), un cilindro (C) y un ovoide (D).

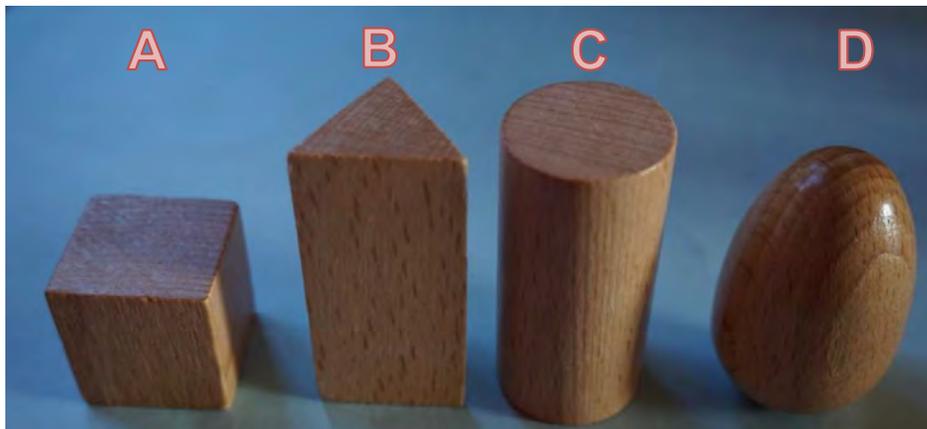


Fig. 40 Objetos de madera

Se realizó 3 series fotográficas diferentes, el número de fotografías para las 3 pruebas fueron 20, 36 y 72. Esto se definió por las siguientes razones: 20 fotografías debido a que es el número mínimo de fotografías que el software de fotogrametría requiere para hacer un modelo 3D, 36 es por el número de fotografías totales que se pueden tomar con el **SGG** en un ciclo y 72 siendo 2 ciclos de fotografías en el **SGG** a 2 diferentes elevaciones.

La primera serie consistió en tomar las fotografías a las figuras sin ningún indicador o referencia en la superficie, en la segunda prueba se le agregó cinta adhesiva café a las figuras para escribir indicadores en ellos con el objetivo de mejorar el trabajo a el software de fotogrametría, los indicadores son palabras completas, en este caso los nombres de los objetos de madera. La tercera prueba consistió en repetir la segunda prueba un tiempo después para determinar la constancia de la técnica de la fotogrametría. No se controló el fondo ni la iluminación debido a que no se tuvo la oportunidad de trabajar en el laboratorio de la universidad de Bath, por lo mismo, se definió aprovechar la luz solar como la iluminación, por lo tanto todas las fotografías fueron tomadas a la misma hora del día para tener un control de la iluminación y se trabajo en el exterior de la residencia donde me hospede en Bath, por esta razón no se logró controlar el fondo.

12.2.1 Fotografías tomadas.

Estas son algunas de las fotografías tomadas.

Serie 1



Fig. 41 A) Fotografía del ovoide por LG G5 B) Fotografía del prisma por cámara Sony

Serie 2



Fig. 42 A) Fotografía del cilindro con cinta adhesiva por cámara Sony. B) Fotografía del cubo con cinta por LG G5

Serie 3

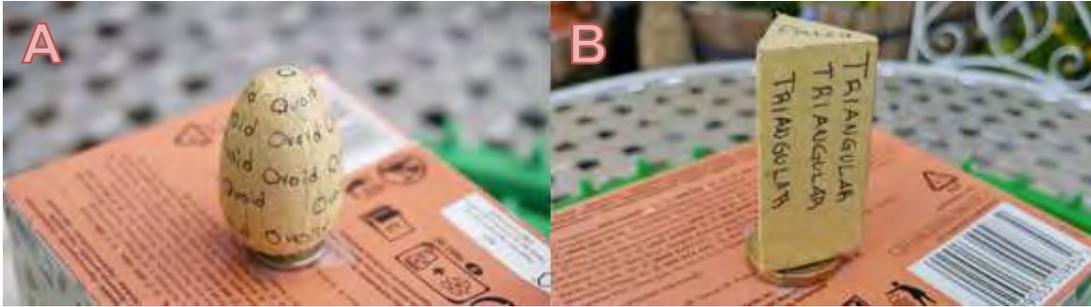


Fig. 43 Fotografía del ovoide con cinta adhesiva por cámara Sony. B) Fotografía del prisma con cinta por LG G5

12.2.2 Obtención del volumen de los modelos 3D



Fig. 44 Modelo 3D del cubo

El primer paso fue añadir al software **ReCap**® las fotografías obtenidas de los dispositivos fotográficos para que este genere un modelo en tercera dimensión como se muestra en la figura 44.

Posteriormente el modelo 3D se exporta en formato de malla a un software de diseño, en este caso es **Fusion360**®. Las mallas que se exportaron del software de fotogrametría se pueden observar en la figura 45, estas mallas se fueron cerradas y convertidas a una figura solida como se muestran en la figura 46 para que se pueda obtener su volumen.

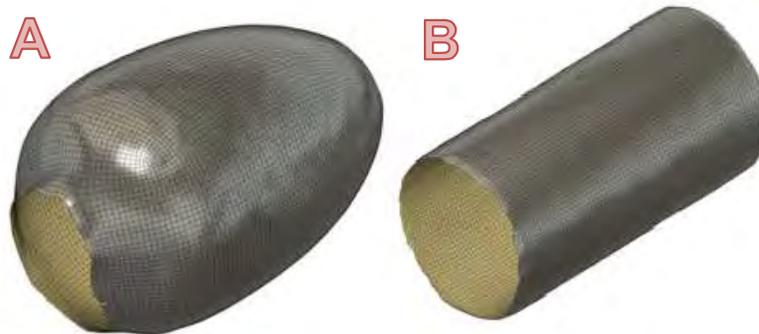


Fig. 45 A) Malla del ovoide. B) Malla del cilindro

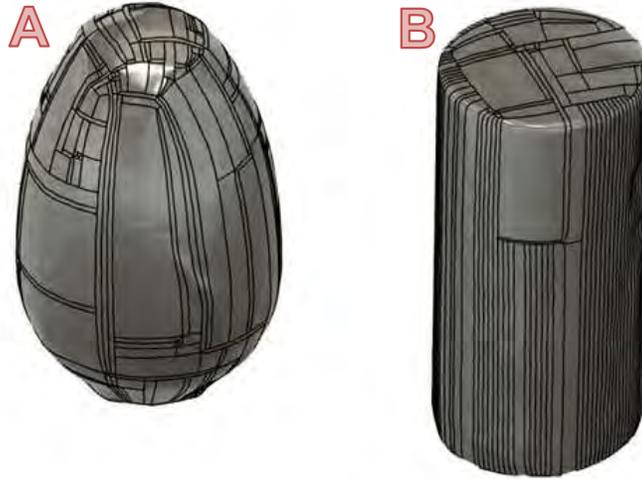


Fig. 46 A) Figura sólida del ovoide B) Figura sólida del cilindro

12.2.3 Método de desplazamiento de agua

Para obtener el volumen de las figuras con el que se comparó el resultado obtenido de la fotogrametría, se realizó el experimento del método de desplazamiento del agua, el cual consiste en llenar a una cierta medida una jarra graduada con agua, en el cual se introducirá el objeto al cual se le requiere conocer el volumen, se cuentan los milímetros que se desplazó el agua y se convierten a centímetros cúbicos para obtener la respuesta.

Para este experimento se utilizó una probeta de 100 mililitros, que se muestra en la figura 47a, esta cuenta con el diámetro suficiente para introducir las figuras, los objetos al ser de madera tienden a flotar, por lo cual se tuvo que empujar para que se obtuviera una medición correcta, esto se muestra en la figura 47b.



Fig. 47 A) Cilindro graduado 100 ml. B) Desplazamiento de agua

12.2.4 Volúmenes resultantes

La tabla 8 muestra los volúmenes obtenidos por el experimento de desplazamiento de agua y las 3 series de modelos hechos por fotogrametría, las unidades son milímetros cúbicos.

Nombre	Volúmen	Serie 1	Serie 2	Serie 3
20-LG-Cube	17000	16620	17650	18160
20-LG-Cylinder	24000	25400	24910	24810
20-LG-Prism	13500	14110	14190	15960
20-LG-Ovoid	21000	15150	18420	26810
20-Sony-Cube	17000	16140	17280	15960
20-Sony-Cylinder	24000	25290	25450	25570
20-Sony-Prism	13500	16490	13930	13520
20-Sony-Ovoid	21000	16300	15610	26300
36-LG-Cube	17000	16240	15240	16350
36-LG-Cylinder	24000	21630	24510	25140
36-LG-Prism	13500	14100	13900	15900
36-LG-Ovoid	21000	621.819	15070	25400
36-Sony-Cube	17000	16710	16400	16330
36-Sony-Cylinder	24000	24660	26800	25870
36-Sony-Prism	13500	17160	16100	13990
36-Sony-Ovoid	21000	15440	14650	25180
72-LG-Cube	17000	15490	16010	12720
72-LG-Cylinder	24000	25190	26080	24490
72-LG-Prism	13500	13710	13940	16370
72-LG-Ovoid	21000	13860	14620	25710
72-Sony-Cube	17000	16640	16280	17660
72-Sony-Cylinder	24000	24970	27290	25420
72-Sony-Prism	13500	14740	13790	14140
72-Sony-Ovoid	21000	15440	14620	24750

Tabla 8 Resultados del experimento 1

12.2.5. Análisis Bland-Altman [20]

Bland y Altman introdujeron el análisis Bland-Altman, un método para describir la relación entre dos mediciones cuantitativas mediante la construcción de límites de acuerdo. Estos límites estadísticos se calculan utilizando la media y la desviación estándar de las diferencias entre dos mediciones. La gráfica resultante es un diagrama de dispersión XY, en el que el eje Y muestra la diferencia entre las dos medidas emparejadas (A-B) y el eje X representa el promedio de estas medidas $((A + B) / 2)$. En la primera columna denominada como A, fueron las medidas de los volúmenes obtenidos por el desplazamiento de agua. Las columnas denominadas como B fueron los volúmenes obtenidos por la técnica de la fotogrametría. Los cálculos se reflejan en la Tabla 9. El primer punto para evaluar la relación entre los dos métodos es observar el promedio de las diferencias entre los datos emparejados, esta diferencia media (BIAS) si no es cero significa que, el segundo método, en este caso la serie

1 de fotogrametría mide 2073.37 milímetros cúbicos más que el método de desplazamiento de agua, así como la 2 mide 1370.33 y la serie 3 1579.04 respectivamente.

Mean 1	Mean 2	Mean 3	A - B 1	A - B 2	A - B 3	1(A-B)/Mean	2(A-B)/Mean	3(A-B)/Mean
16810	17325	17580	380	-650	-1160	2%	-4%	-7%
24700	24455	24405	-1400	-910	-810	-6%	-4%	-3%
13805	13845	14730	-610	-690	-2460	-4%	-5%	-17%
18075	19710	23905	5850	2580	-5810	32%	13%	-24%
16570	17140	16480	860	-280	1040	5%	-2%	6%
24645	24725	24785	-1290	-1450	-1570	-5%	-6%	-6%
14995	13715	13510	-2990	-430	-20	-20%	-3%	0%
18650	18305	23650	4700	5390	-5300	25%	29%	-22%
16620	16120	16675	760	1760	650	5%	11%	4%
22815	24255	24570	2370	-510	-1140	10%	-2%	-5%
13800	13700	14700	-600	-400	-2400	-4%	-3%	-16%
10810.91	18035	23200	20378.18	5930	-4400	188%	33%	-19%
16855	16700	16665	290	600	670	2%	4%	4%
24330	25400	24935	-660	-2800	-1870	-3%	-11%	-7%
15330	14800	13745	-3660	-2600	-490	-24%	-18%	-4%
18220	17825	23090	5560	6350	-4180	31%	36%	-18%
16245	16505	14860	1510	990	4280	9%	6%	29%
24595	25040	24245	-1190	-2080	-490	-5%	-8%	-2%
13605	13720	14935	-210	-440	-2870	-2%	-3%	-19%
17430	17810	23355	7140	6380	-4710	41%	36%	-20%
16820	16640	17330	360	720	-660	2%	4%	-4%
24485	25645	24710	-970	-3290	-1420	-4%	-13%	-6%
14120	13645	13820	-1240	-290	-640	-9%	-2%	-5%
18220	17810	22875	5560	6380	-3750	31%	36%	-16%

Tabla 9 Análisis Bland-Altman del experimento 1

Enseguida podemos usar la desviación estándar y la diferencia media para definir los límites inferiores y superiores de relación (LOA), con las fórmulas abajo descritas.

$$\text{Inferior LOA} = \text{BIAS} - (1.96 \times s)$$

$$\text{Superior LOA} = \text{BIAS} + (1.96 \times s)$$

Entonces como se muestra en la tabla 10, los resultados medidos por el método de desplazamiento de agua pueden ser 7926.86 milímetros cúbicos por debajo o 11335.04 milímetros cúbicos por encima del método de fotogrametría para ser considerados como una medición fiel y así consecutivamente para las dos series restantes.

	Serie 1	Serie 2	Serie 3
BIAS	2073.37	1370.33	-1579.04
(s)	6691.30	4597.30	3322.11
Inferior LOA	-11041.59	-7640.38	-8090.38
Superior LOA	15188.33	10381.03	4932.31

Tabla 10 Resultados análisis Bland-Altman del experimento 1

A continuación, se muestran graficados los resultados antes descritos de la serie 1, serie 2 y serie 3 en las gráficas de las figuras 47, 48 y 49, respectivamente [20].

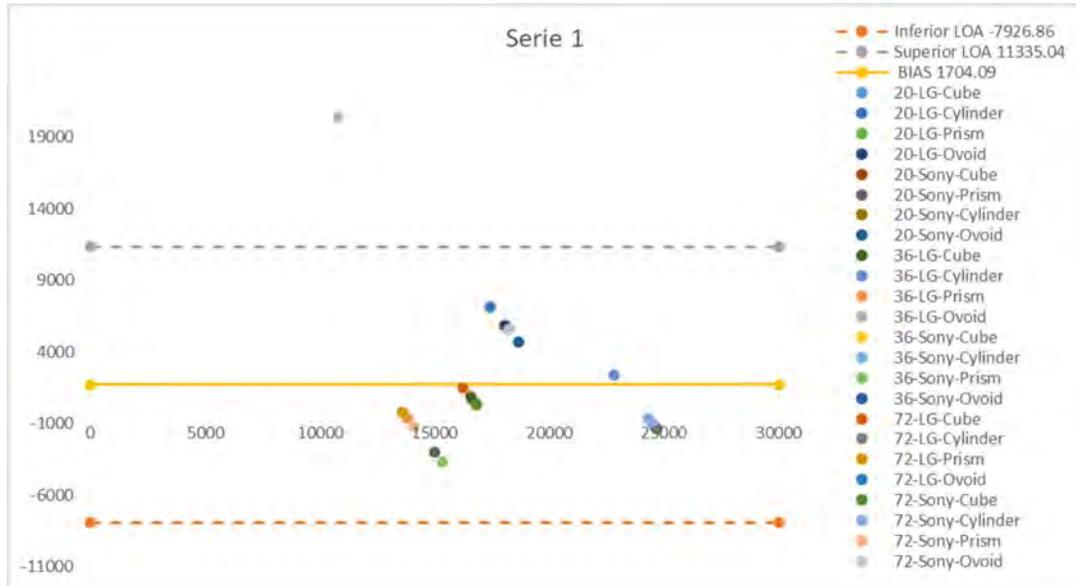


Fig. 48 Gráfica resultados de la serie 1

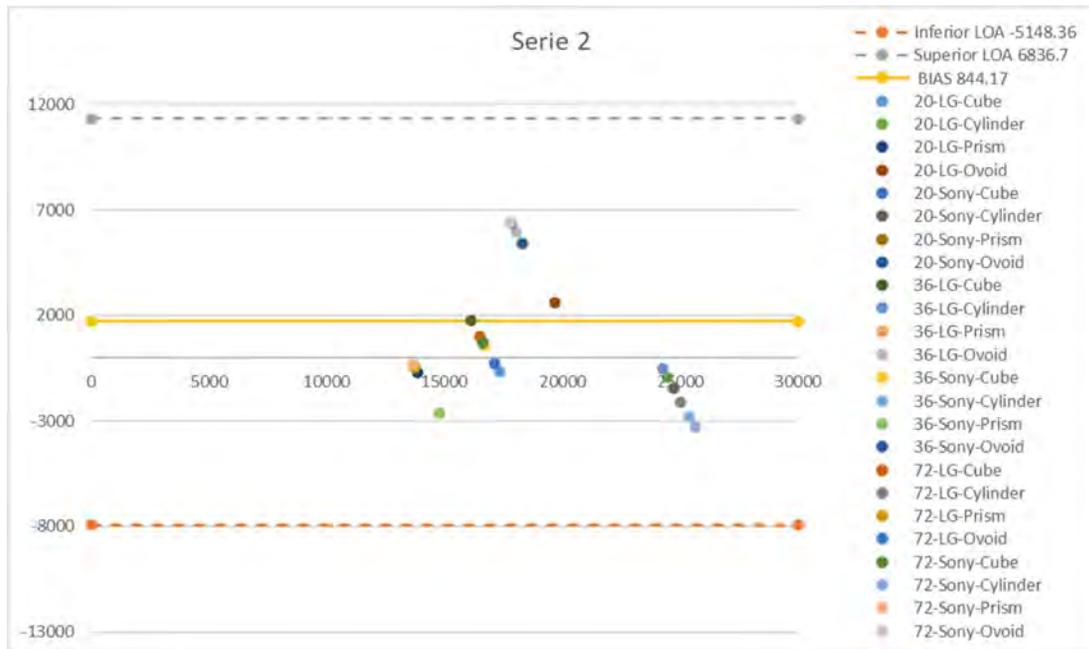


Fig. 49 Gráfica resultados de la serie 2

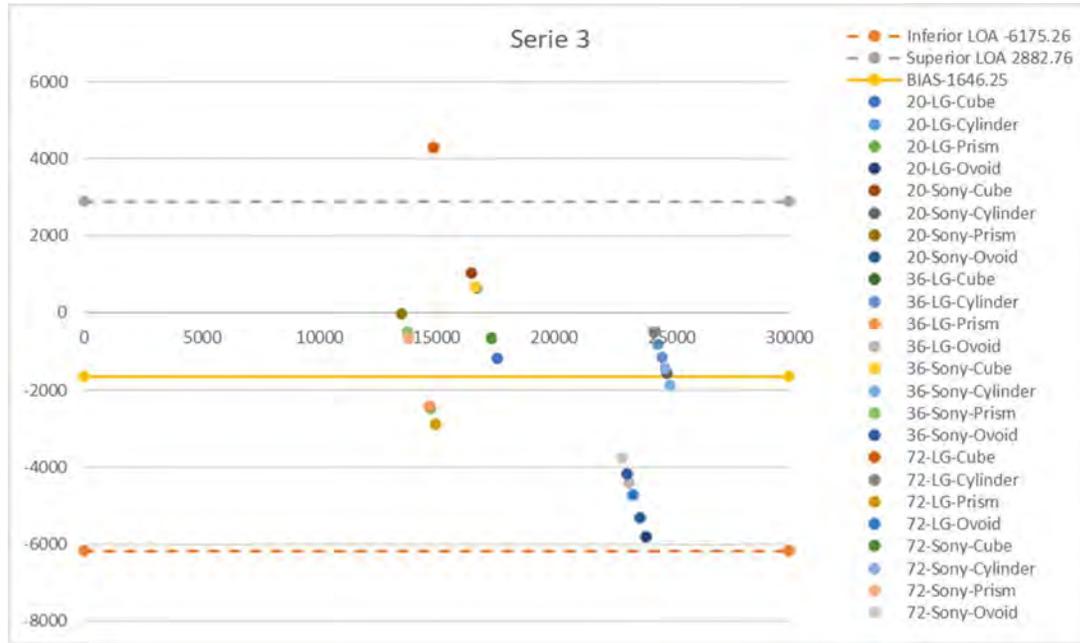


Fig. 50 Gráfica resultados de la serie 3

12.2.6 Conclusión del experimento 1

Revisando los resultados obtenidos por el análisis Bland-Altman y las gráficas producidas por el mismo se logra observar que los peores resultados fueron los modelos 3D realizados con 20 fotografías, en algunos casos las mallas no se fabricaban completamente y tenían huecos en la superficie de diferentes tamaños. De la misma manera se logra observar que los experimentos que se llevaron a cabo con cinta adhesiva como indicadores de posición en la superficie mejoraron notablemente a comparación de la primera serie. Por último, la comparación entre los diferentes dispositivos fotográficos no fue tan significativa, de la misma manera la comparación entre las series de 36 y 72 fotografías, sin embargo, los volúmenes más acercados a los creados por el desplazamiento de agua fue con la cámara Sony, así mismo la serie de 72 fotografías mostraron mejores resultados a los de la serie de 36 fotografías. Por último, en cuanto al fondo y la iluminación se logra concluir que la iluminación debe ser igual en todo momento, si se proyecta una sombra, esta tiene que permanecer en la misma posición, sin embargo, lo óptimo que se recomienda no es que existan sombras de gran proyección. Con respecto al fondo, no se detectó algún inconveniente si este no es controlado, simplemente las fotografías deben enfocar por completo el objetivo.

12.3 Experimento 2

En el segundo experimento se utilizaron tres modelos diferentes de amputaciones, dos fabricados de resina y el tercero en yeso. Similar al experimento anterior se utilizó el **SGG** para tomar las series fotográficas y los mismos dispositivos fotográficos y como se mencionó anteriormente se utilizó un escáner 3D **EVA®** de **ARTEC** para producir los modelos 3D con los cuales se compararon con los obtenidos por la técnica de fotogrametría.

De los aprendizajes obtenidos del experimento anterior, se definió solo tomar las series fotográficas con cinta adhesiva en los modelos como indicadores en la superficie y se definieron límites para la creación de los modelos en 3D como se muestran en la figura 51. El escáner 3D tuvo problemas con los modelos 1 y 2, debido al material de estos. Por lo tanto,

se decidió cubrir toda la superficie de escaneo con cinta adhesiva. También solo tomar 2 series fotográficas una de 36 fotografías y otra de 72.

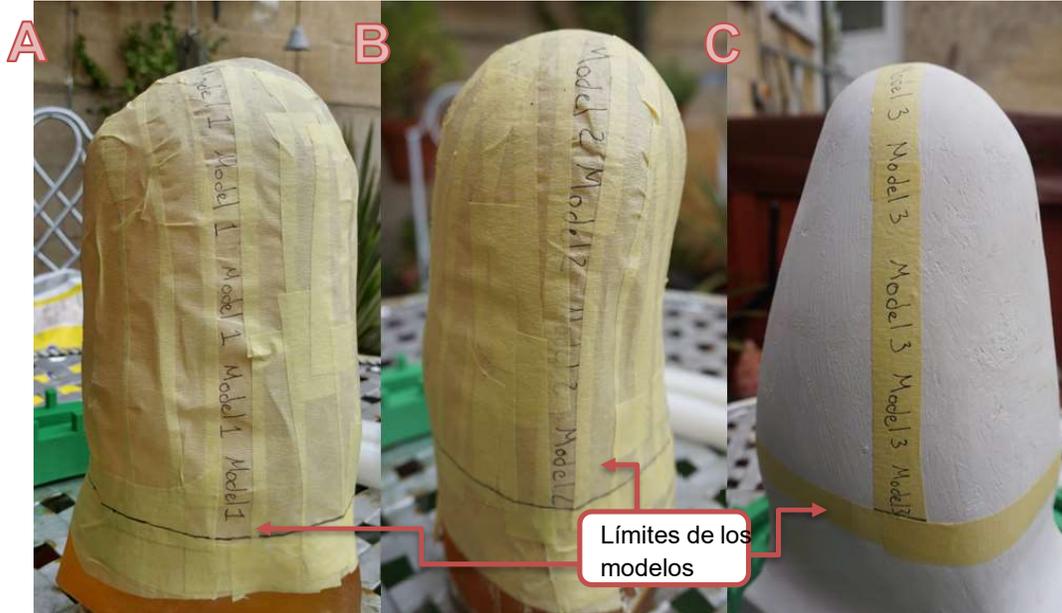


Fig. 51 A) Modelo 1. B) Modelo 2. C) Modelo 3

12.3.1 Fotografías tomadas

Estas son algunas de las fotografías tomadas.

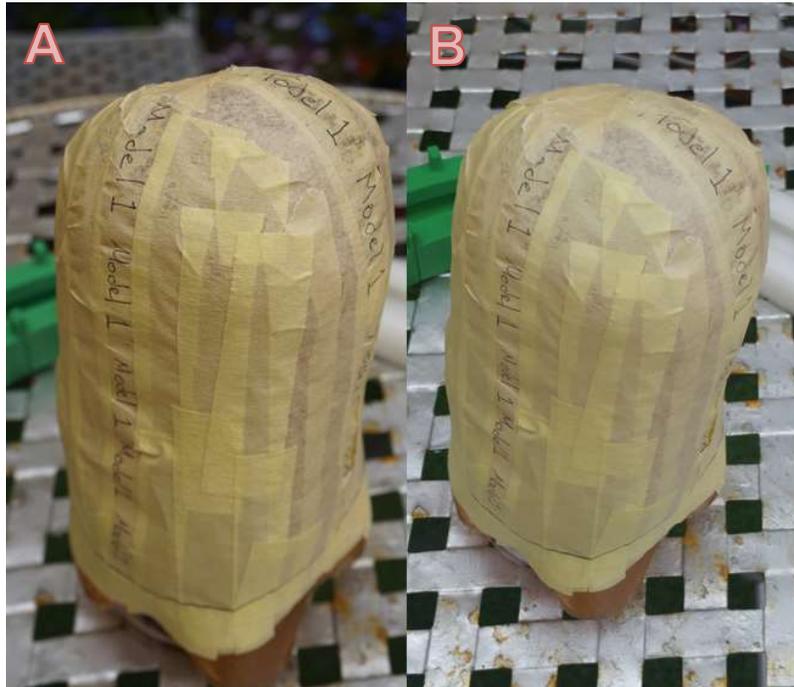


Fig. 52 A) Modelo 1 por cámara Sony. B) Modelo 1 por smartphone LG



Fig. 53 A) Modelo 2 por cámara Sony. B) Modelo 2 por smartphone LG



Fig. 54 A) Modelo 3 por cámara Sony. B) Modelo 3 por smartphone LG

12.3.2 Obtención del volumen de los modelos 3D

De la misma forma como en el experimento anterior, los mismos pasos son repetidos. Las fotografías son añadidas a el software **ReCap®**, este generó los modelos 3D, como se muestra en la figura 55. Posteriormente las mallas que fueron exportadas al software

Fusion360® donde fueron cerradas, convertidas a objetos sólidos, para que de esta manera el software lograra calcular sus volúmenes.



Fig. 55 Modelos 3D generados por ReCap

12.3.3 Escaneo en tercera dimensión

Como se mencionó anteriormente, se escanearon los 3 modelos de amputaciones con un escáner 3D **ARTEC** modelo **EVA®**, como se muestra en la figura 56a. Estos modelos serán utilizados para hacer una comparación con los modelos generados por el software de fotogrametría.

El proceso para escanear un objeto inicia con el software de **Artec**, Studio 12. El escaner se conecta a una computadora mediante un puerto USB, enseguida se inicia un nuevo archivo y en la pantalla de la computadora se puede observar una vista previa, esto es para notar si el escaner no tiene problemas para escanear la superficie del objeto deseado. En el momento que se asegura que el escaner no tiene problemas con la superficie del objeto, se oprime el botón **PLAY** en el escáner. La pantalla de la computadora se puede observar en la figura 56b, en está se muestra como se genera la superficie del modelo 3. Gracias a esto se puede definir si la superficie del objeto se ha escaneado completamente o puede haber la posibilidad de huecos en la malla final.

Por ultimo para obtener los volúmenes de los modelos generados por el escaner, se exportan las mallas a el software **Fusion360®** y se repite el proceso ya descrito anteriormente. Al repetir el mismo proceso por el mismo software se asegura una constancia en la generación de las mallas de los modelos 3D, así mismo del cálculo de sus volúmenes.

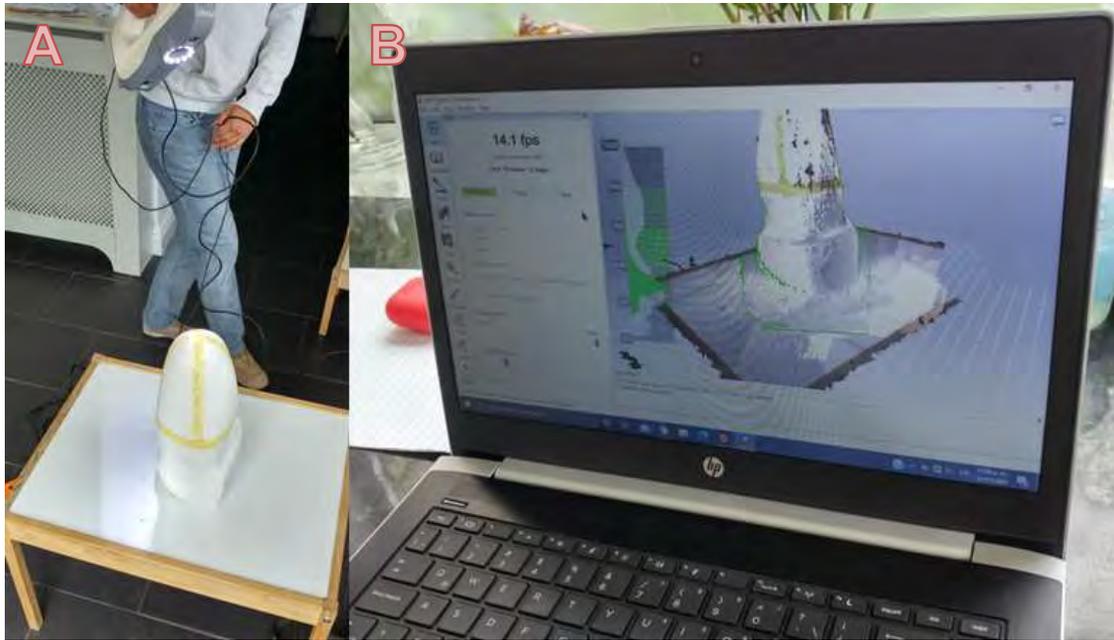


Fig. 56 A) Escaneando el modelo 3. B) Pantalla de la computadora

12.3.4 Superposición de las mallas

Para ilustrar mejor la comparación entre los modelos generados se hizo una superposición de los mismos en el software **Studio 12®**, los cuales se muestran en la figura 57, los modelos 1 2 y 3 correspondientemente. Los modelos generados por el escáner 3D son mostrados con la superficie original, los modelos generados por fotogrametría son mostrados de diferentes colores.

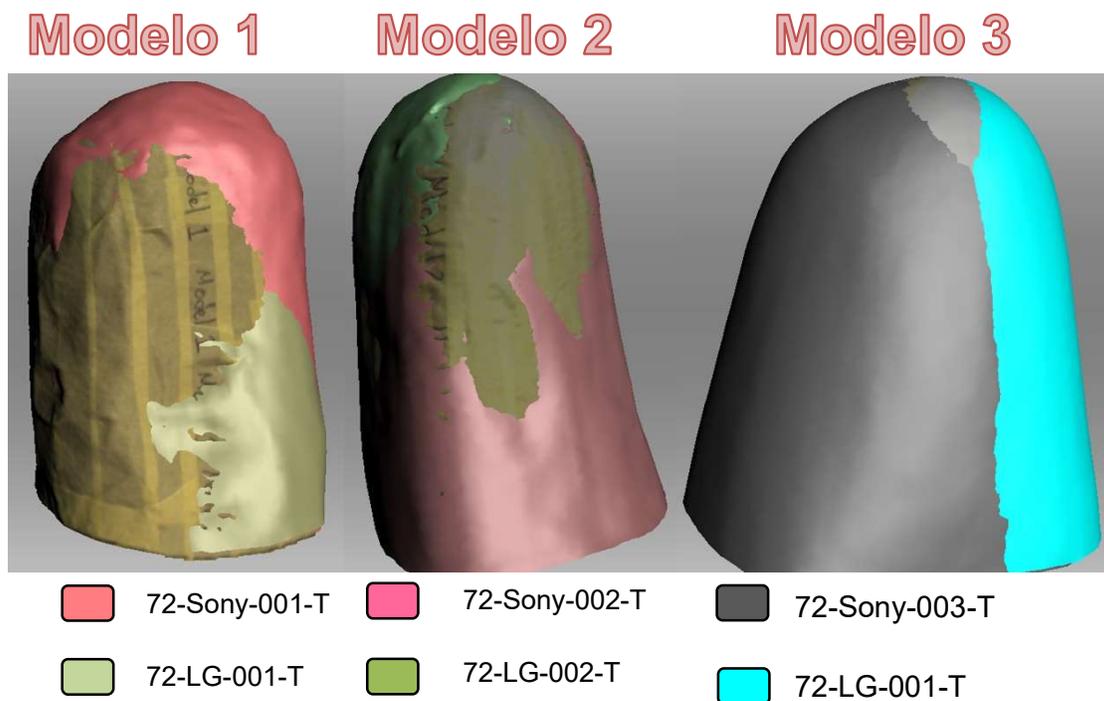


Fig. 57 Superposición de los modelos 1, 2 y 3

12.3.5 Volúmenes resultantes

En la siguiente tabla se muestra los volúmenes resultantes del experimento, con sus diferentes características. Las unidades son milímetros cúbicos.

Número de Fotografías	Dispositivo Fotografico	Modelo	Cinta Adhesiva	Nombre	Volúmenes Escaneados	Volúmenes Fotogrametría
36	LG	1	T	36-LG-001-T	970700	913600
36	LG	2	T	36-LG-002-T	782900	703200
36	LG	3	T	36-LG-003-T	1888000	2020000
36	Sony	1	T	36-Sony-001-T	970700	915800
36	Sony	2	T	36-Sony-002-T	782900	771700
36	Sony	3	T	36-Sony-003-T	1888000	1940000
72	LG	1	T	72-LG-001-T	970700	925400
72	LG	2	T	72-LG-002-T	782900	710500
72	LG	3	T	72-LG-003-T	1888000	1948000
72	Sony	1	T	72-Sony-001-T	970700	1004000
72	Sony	2	T	72-Sony-002-T	782900	752300
72	Sony	3	T	72-Sony-003-T	1888000	1970000

Tabla 11 Resultados del experimento 2

12.3.6 Análisis Bland-Altman

Nuevamente se repite el análisis Bland-Altman, en la siguiente tabla se muestran los cálculos.

Mean	A - B	(A-B)/Mean
942150	57100	6%
743050	79700	11%
1954000	-132000	-7%
943250	54900	6%
777300	11200	1%
1914000	-52000	-3%
948050	45300	5%
746700	72400	10%
1918000	-60000	-3%
987350	-33300	-3%
767600	30600	4%
1929000	-82000	-4%

Tabla 12 Análisis Bland-Altman del experimento 2

En la tabla 13 se muestra la media (BIAS) con un valor de -675, esto significa que, la técnica de fotogrametría mide 675 milímetros cúbicos más que el escaneo en 3D. Así mismo los límites de relación son interpretados como que los resultados medidos por el escaneo 3D pueden ser 136129.92 milímetros cúbicos por debajo o 134779.92 milímetros cúbicos por encima del método de fotogrametría

BIAS	-675.00
(S)	69109.65
Inferior LOA	-136129.92
Superior LOA	134779.92

Tabla 13 Resultados análisis Bland-Altman

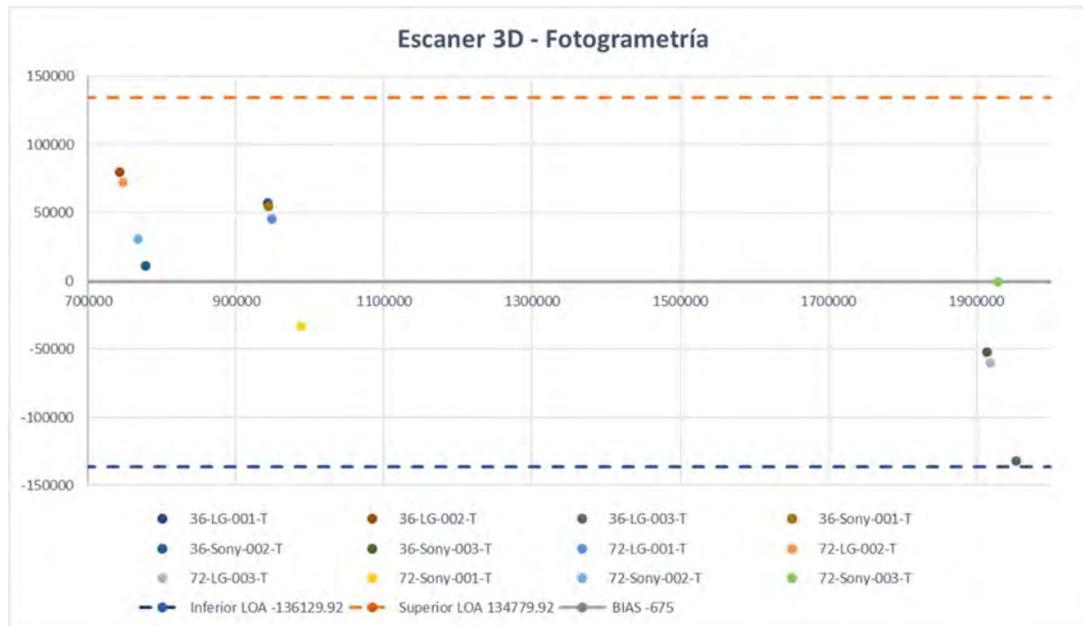


Fig. 58 Resultados del análisis Bland-Altman experimento 2

12.3.7 Conclusión del experimento 2

Los escáneres 3D logran hacer modelos de bastante calidad, teniendo errores entre 0.1 mm y 0.01 mm, sumado a esto el tiempo de escaneo es corto aun sin tener alguna experiencia anterior. En contraste los precios de los mismos son elevados.

La técnica de la fotogrametría tiene varias limitaciones y consideraciones a tener en cuenta independientemente de los resultados vistos en los experimentos realizados. Una de ellas es que el experimento se realizó con objetos estáticos, esto debe ser tomado en cuenta ya que al trabajar con personas se debe considerar que estos tienden a moverse y esto puede alterar los resultados del modelo 3D realizado por fotogrametría. De la misma manera, el tiempo de las sesiones fotográficas son en promedio entre 10 a 15 minutos. Como se mencionó anteriormente, los resultados son alentadores, al realizar el proceso de toma de medidas de la extremidad amputada sin hacer contacto físico con el usuario y de buena calidad, gracias al uso de la fotogrametría, es un avance para este campo al hacer este mismo proceso menos invasivo al usuario.

Observando los resultados obtenidos por el segundo experimento se puede concluir que todos los modelos 3D creados por fotogrametría, tanto como los creados por la cámara Sony como los creados por el smartphone LG, son modelos bastante acercados a los creados por el escáner 3D. Esto se puede observar tanto en los resultados obtenidos por el análisis Bland-Altman, siendo su máximo error un 11% y en su mínimo 1% de diferencia como se muestra

en la tabla 13. Así también, se puede observar en la superposición de los modelos en la computadora.

13. Proceso propuesto

Tomando en cuenta a los resultados obtenidos por los experimentos realizados sobre la fidelidad de la fotogrametría y los aprendizajes obtenidos, en la figura 59, se presenta la secuencia de pasos propuestos a seguir para llevar a cabo la manufactura de un socket protésico con el apoyo de la fotogrametría y la manufactura aditiva. Posteriormente se presenta una descomposición de cada una de las etapas para obtener al final el socket protésico.

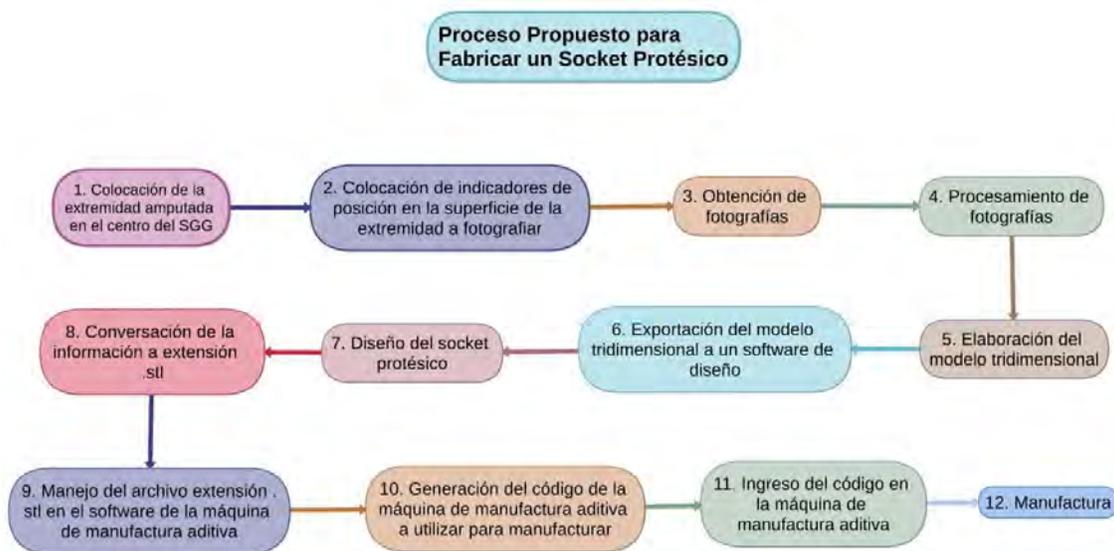


Fig. 59 Proceso propuesto para fabricar un socket protésico

1. Colocación de la extremidad amputada en el centro del SGG. Como se muestra en la figura 62, la extremidad amputada debe ser colocada en el centro del Soporte Giratorio Graduado.
2. Colocación de indicadores de posición en la superficie de la extremidad a fotografiar. Como indicadores o marcadores se recomienda el uso de letras, esto puede ser, escribir con un marcador deletable el nombre del usuario o si es posible colocar cinta adhesiva en la extremidad y escribir en esta el nombre de la persona en la cinta.
3. Obtención de fotografías. Utilizando el dispositivo fotográfico, se toma una secuencia de fotografías a cada 10° cubriendo la circunferencia de la extremidad amputada y a una misma altura determinada por la elevación de la extremidad amputada. Esta secuencia se repite una vez más a otra elevación que es definida por la parte inferior de la extremidad amputada. Se recomienda adquirir al menos un mínimo 20 fotografías, gracias al SGG se logró obtener 72 fotografías.
4. Procesamiento de las fotografías. Una vez teniendo las fotografías, se lleva a cabo su procesamiento mediante el software **ReCap®**, el cual hace el ordenamiento de las fotografías para posteriormente generar un modelo en tercera dimensión de la extremidad amputada.
5. Elaboración del modelo tridimensional. Una vez que el software hace el ordenamiento de las fotografías y se establecen los parámetros en el mismo, se recomienda trabajar con los parámetros preestablecidos en el software, se realiza su procesamiento con el software **ReCap®** de la empresa Autodesk (versión estudiante)

6. Exportación del modelo tridimensional a un software de diseño. Una vez que se tiene el modelo tridimensional, se exporta a un software de diseño para obtener el modelo de malla, se recomienda utilizar **Fusion360®**, de la misma empresa Autodesk.
7. Diseño del socket protésico. En el software de diseño se dibuja la figura de un socket protésico a partir del modelo tridimensional de la extremidad amputada.
8. Conversión del diseño en extensión STL. Después de terminar el diseño del socket, el archivo se guarda en extensión. stl (extensión que trabajan los softwares de manufactura aditiva).
9. Manejo del archivo STL en el software de la máquina a utilizar. Cada empresa de máquinas de manufactura aditiva desarrolla su propio software con el cual se realiza el código para fabricar la pieza.
10. Generación del código de la máquina de manufactura aditiva a utilizar para manufacturar. Las máquinas de manufactura aditiva, por lo general, trabajan con su propia extensión de archivo, por esto se genera un código con el software de la misma máquina. En el software se pueden modificar características con las cuales trabaja la máquina (velocidad de trabajo, grosor de la cara, cantidad de relleno, tipo de relleno, etc.), sin embargo, se recomienda dejar las configuraciones que por defecto tiene el software cargados. De la misma manera, se recomienda fabricar el socket en orientación vertical, con la orientación con la cual será habitado, de este modo, no existirá la necesidad de que la máquina genere material de soporte que ponga en riesgo la figura interna del socket.
11. Ingreso del código en la máquina de manufactura aditiva. Por lo general las máquinas tienen un lector de tarjetas SD, con esto, la máquina puede leer el código y fabricar la pieza.
12. Manufacturar. Normalmente el proceso puede llevar más de una hora, dependiendo de la cantidad de material que requiera la pieza, sin embargo, como se mencionó en el apartado 3 “Manufactura aditiva”, una de las cualidades de fabricar con una de estas máquinas es que, una vez generado el código, la máquina trabaja automáticamente.

Ya explicado el proceso, en el siguiente apartado se explicará detalladamente el proceso desarrollado en este proyecto.

14. Obtención de fotografías

14.1 Pantalonera

Debido a las complicaciones que se pudieran generar al trabajar con una persona con una extremidad amputada, ya que se debe de presentar el proyecto a un comité de ética y esperar respuesta, se definió trabajar con un maniquí pantalonera de hombre (figura 60). Este maniquí fue adquirido en una tienda de materias primas, por lo tanto, es fabricada a partir de un molde con dimensiones únicas. La ventaja de trabajar con esta alternativa, es que el maniquí puede probar la calidad del modelo generado por el software **ReCap®** con todas las imperfecciones que este posea. A la pantalonera se le cortó la pierna derecha y se cubrió el hueco para darle la forma de una amputación transtibial.



Fig. 60 Pantalonera

14.4 Dispositivo fotográfico

Tomando en cuenta las recomendaciones y el trabajo de Amaia Hernandez y Edward Lemaire [17] se decidió utilizar un teléfono celular para obtener las fotografías. El modelo es un Samsung **Galaxy S7®** (figura 61) esto debido a su accesible precio y las características de su cámara:

- 12 Mega Pixeles
- Autoenfocamiento.
- HDR.
- Flash LED dual
- Detección de rostro y sonrisa
- Foco táctil.
- Estabilización óptica de imagen (Smart OIS)



Fig. 61 Samsung Galaxy S7®

15. Desarrollo del proceso

15.1 Colocación de la extremidad amputada en el centro del SGG

La extremidad amputada debe ser colocada en el centro geométrico del Soporte Giratorio Graduado como se muestra en la figura 62.

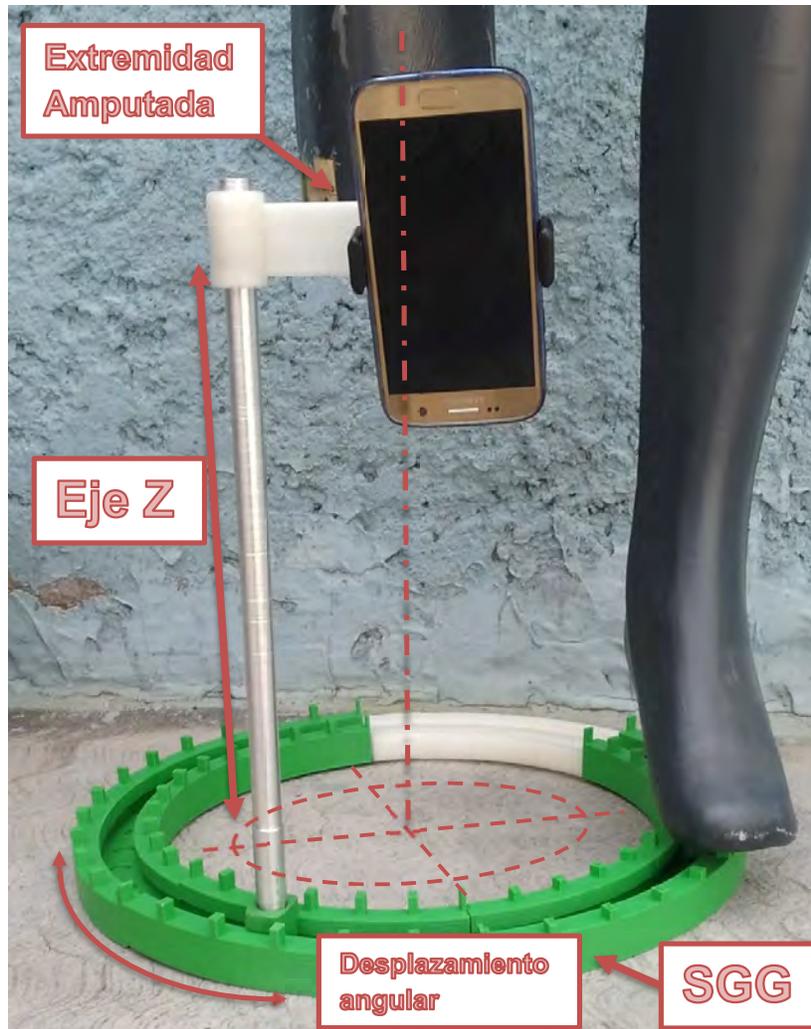


Fig. 62 SGG con pantalonera.

15.2 Colocación de indicadores de posición en la superficie de la extremidad a fotografiar

Como se puede observar en la figura 63, en este proyecto los indicadores son definidos por el material que se hizo uso para cerrar el hueco creado por la amputación de la pierna, en este caso el papel periódico es suficiente para ser un indicador que apoye al software **ReCap®** para la generación del modelo 3D.

15.3 Obtención de fotografías

Utilizando el dispositivo fotográfico, se toma una secuencia de fotografías a cada 10° cubriendo la circunferencia de la extremidad amputada y a una misma altura determinada por la elevación de la extremidad amputada. Esta secuencia se repite una vez más a otra elevación que es definida por la parte inferior de la extremidad amputada. Se recomienda adquirir al menos un mínimo 20 fotografías, gracias al **SGG** se logró obtener 72 fotografías. En la figura 63 se pueden observar 2 de las 72 fotografías obtenidas, en la figura 63a, se observa una fotografía frontal de la extremidad amputada, mientras que en la figura 63b, se observa una fotografía posterior lateral de la misma. Como se trabajo en los experimentos en

Bath, la iluminación fue la luz solar y el fondo no se controló, simplemente el dispositivo fotográfico se enfocó en la extremidad amputada.

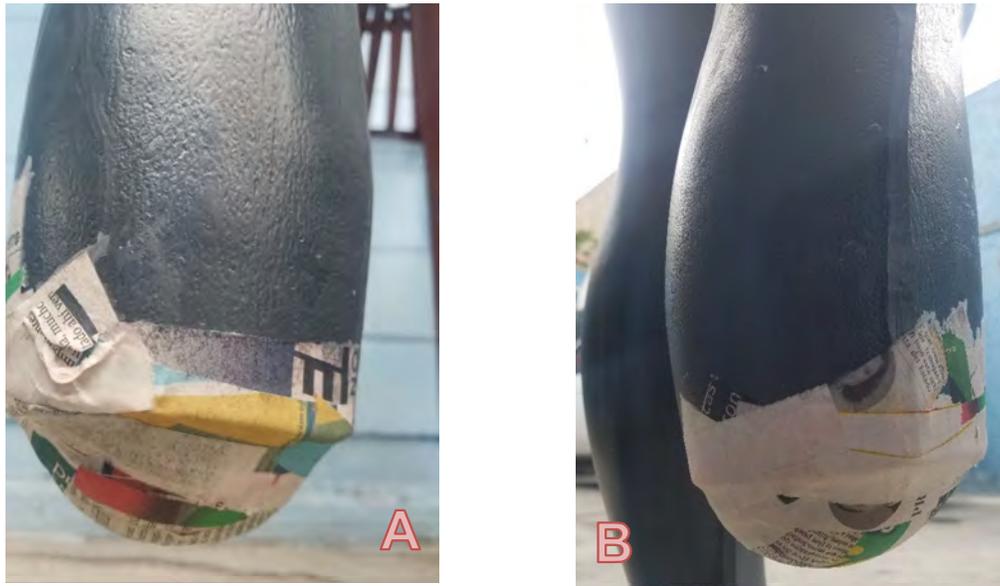


Fig. 63 Fotografías obtenidas.

15.3 Procesamiento de las fotografías en un software de fotogrametría

Una vez tomadas las fotografías de la pantalonera, se procede a insertarlas en el software de Autodesk **ReCap**®. En la figura 64 se muestran las fotografías colocadas para generar el modelo en tercera dimensión, el cual tardó alrededor de 90 minutos.

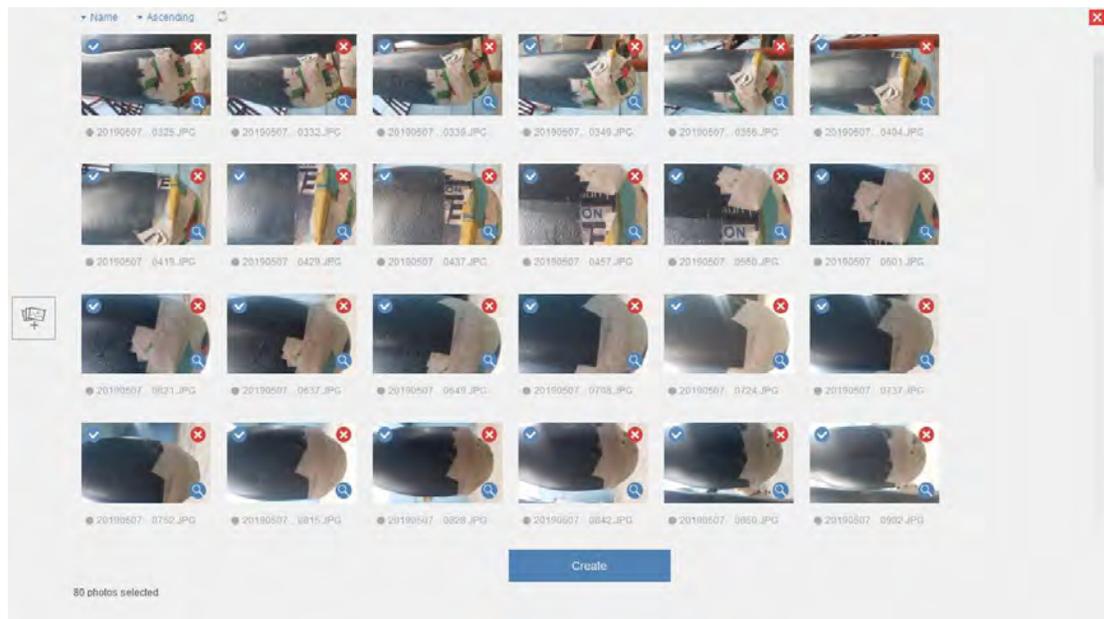


Fig. 64 Fotografías en Autodesk ReCap®

15.4 Realización del modelo 3D con fotogrametría

Una vez completado el tiempo requerido, se obtiene un modelo en tercera dimensión completo de la extremidad amputada de la pantalonera, se procede a eliminar partes del modelo que no son necesarios quedando como resultado como se observa en la figura 65a. Inmediatamente después se escala el modelo, debido a que las dimensiones no son las correctas, para lograr esto se midió el ancho de la tira de periódico que se muestra en la figura 65b indicado con círculos.

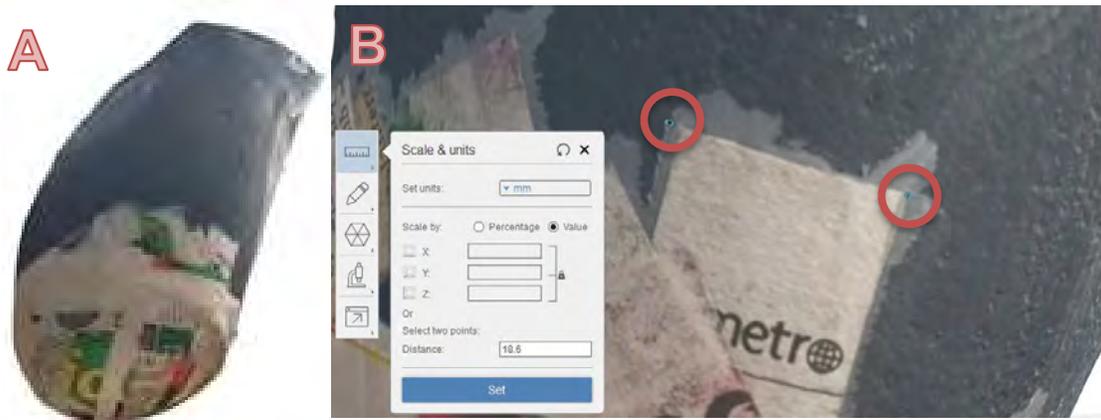


Fig. 65 A) Modelo de 3D B) Referencia de escalamiento el modelo de 3D

15.5 Exportación del modelo 3D del software de fotogrametría a un software de diseño

Ya realizada la malla de la extremidad amputada con ayuda de la fotogrametría, se exporta el modelo en formato que lo pueda reconocer el software Fusion360®, se recomienda trabajar con las características predefinidas como se muestra en la figura 66, el resultado se ilustra con la figura 67. No se recomienda trabajar en calidad, debido a que el software genera más polígonos que los necesarios para trabajar, por lo tanto, el modelo será demasiado pesado y se tendrá problemas para trabajar con él, en el siguiente paso dependiendo de la computadora con la que se cuente.

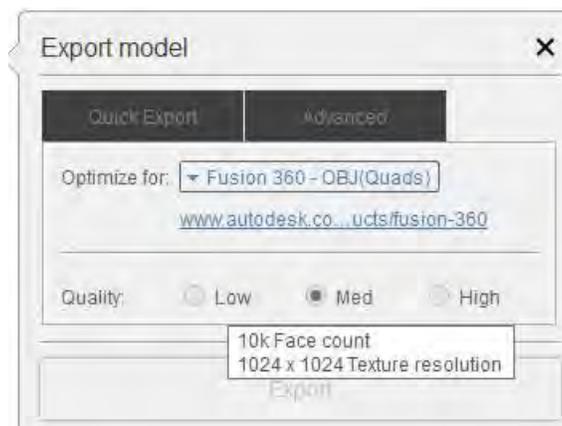


Fig. 66 Características de la exportación de modelo



Fig. 67 Modelo en formato de malla en Fusion360®

15. 6 Diseño del socket protésico

Posteriormente a tener el modelo 3D de la extremidad amputada en el software de diseño, se dibuja un contorno con una separación de aproximadamente de 5 mm, como se muestra en la figura 68a, de la malla del modelo y en la sección de trabajo de **SCULPT**, con la herramienta **REVOLVE**, se genera una malla que será la superficie exterior del socket como se muestra en la figura 68b. A continuación, como se muestra en la figura 68c, se unen los extremos de la malla anteriormente generada con la herramienta **BRIDGE** y se corrigen errores e/o interferencias con la herramienta **MODIFY**, esta herramienta permite modificar cualquier parte de la malla, ya sea un punto, un vértice, una cara o la combinación de uno o varios de los elementos. Por último, para que la parte interna como la externa tengan la misma altura como se muestra en la figura 68c, se elimina el sobrante de la malla original.



Fig. 68 Creación de malla externa

En seguida, para poder unir la cara interna con la cara externa de la malla, se vuelve a hacer uso de la herramienta **BRIDGE**, sin embargo, quedan algunos huecos que no se pueden unir, por lo tanto, para completar, se hace uso de la herramienta **FILL HOLE** para generar una malla completamente cerrada, como se muestra en la figura 69. Nuevamente se hace uso de la herramienta **MODIFY** para modificar la malla y tener la forma como se muestra en la figura 70a y 70b.

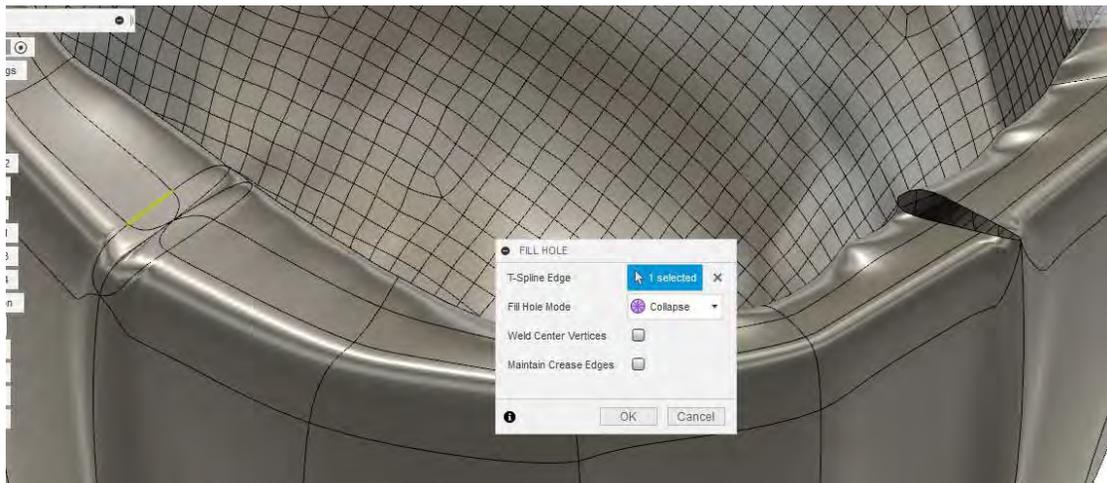


Fig. 69 Uso de la herramienta FILL HOLE



Fig. 70 a) Malla cerrada. b) Malla de socket terminada.

Para diseñar el adaptador (que se definió en el apartado 9), se propone trabajar con la herramienta **MODEL**, para convertir el modelo la malla del socket en un cuerpo sólido, a continuación, se realizan los dibujos necesarios para poder diseñar el adaptador de forma piramidal y con la herramienta **LOFT** se generó el prisma requerido.

De esta manera queda terminado el modelado del socket como se muestra en la figura 71, con las dimensiones exactas de la extremidad amputada en el interior, gracias al modelo obtenido de la fotogrametría y en el exterior teniendo uniformidad para su fácil manufactura y en la parte inferior el adaptador en forma piramidal que reduce tanto el costo como el peso final al disminuir la compra de piezas.



Fig. 71 a) Adaptador del socket. b) Modelo del socket.

15. 7 Conversión del diseño en extensión STL

En la figura 72 se muestra la conversión del diseño del socket a extensión [.stl], se utilizó la herramienta **3D PRINT** (se muestra en dentro del círculo), se mantienen las características predefinidas verificando que el refinamiento sea alto.

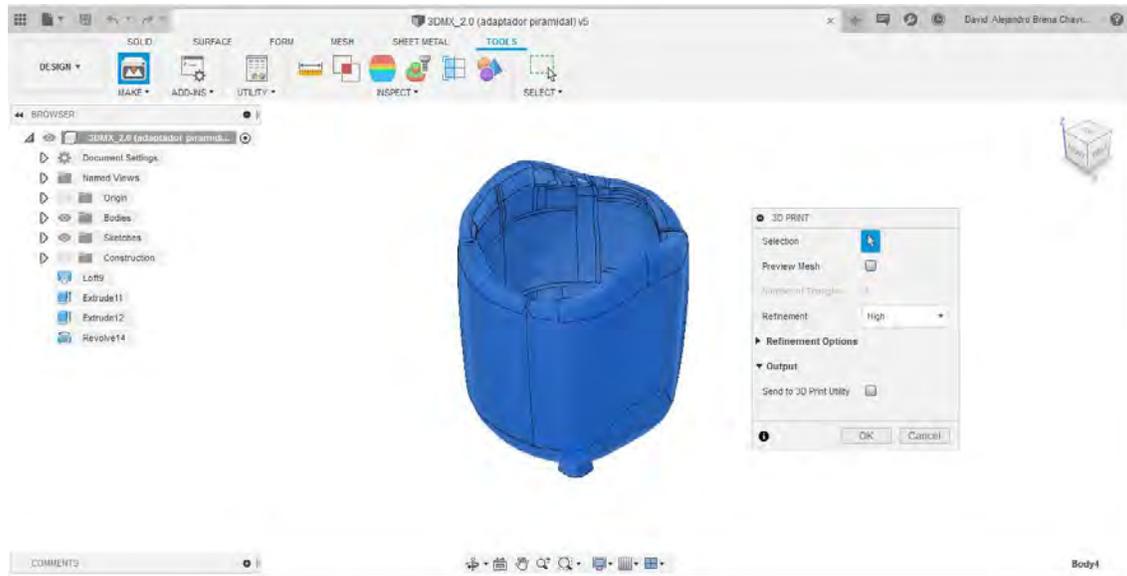


Fig. 72 Conversión del diseño en extensión STL

15. 8 Manejo del archivo STL en el software de la máquina a utilizar

Para llevar a cabo la manufactura del socket se debe de generar el código que la máquina leerá para poder fabricar, por lo tanto el archivo en [.stl] se debe convertir a una extensión que pueda leer la máquina que se utilizara. **Cura®** es el software de licencia abierta de la empresa **Ultimaker**, en el cual se generó el código para manufacturar en una sola pieza.

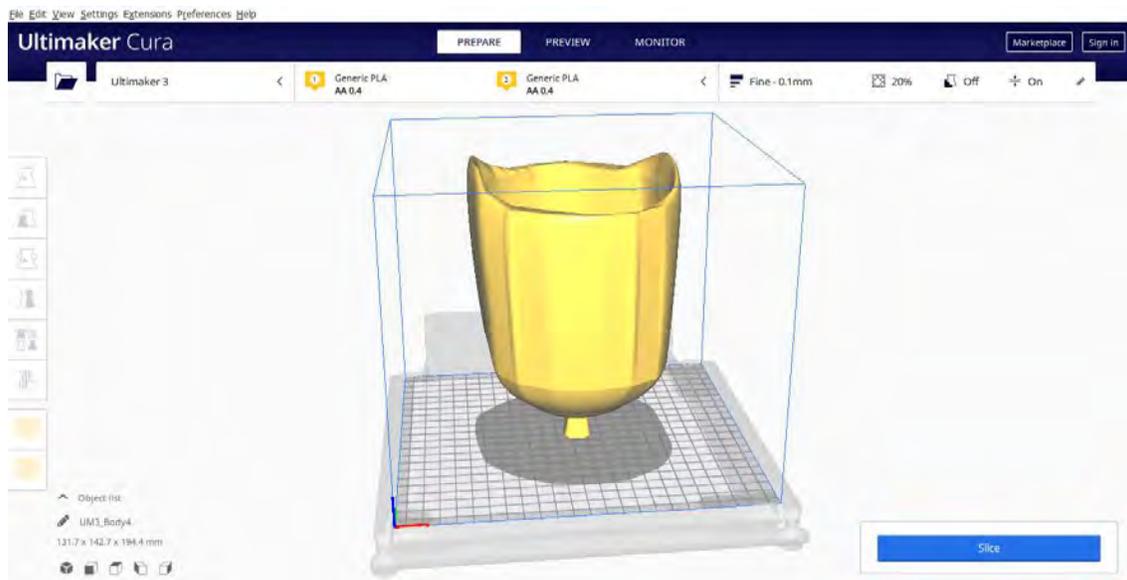


Fig. 73 Modelo del socket en el software Cura®

15. 9 Generación del código de la máquina a utilizar para manufacturar

En este paso se genera el código para manufacturar. En este paso se puede modificar las características de construcción de la pieza, características sencillas como, porcentaje de relleno, espesor de pared, patrón de construcción, etc. Así como características específicas como velocidad de fabricación, temperatura del extrusor, temperatura de la plataforma. Es guardado en archivo con extensión [.gcode] y se ilustran en las figura 74.

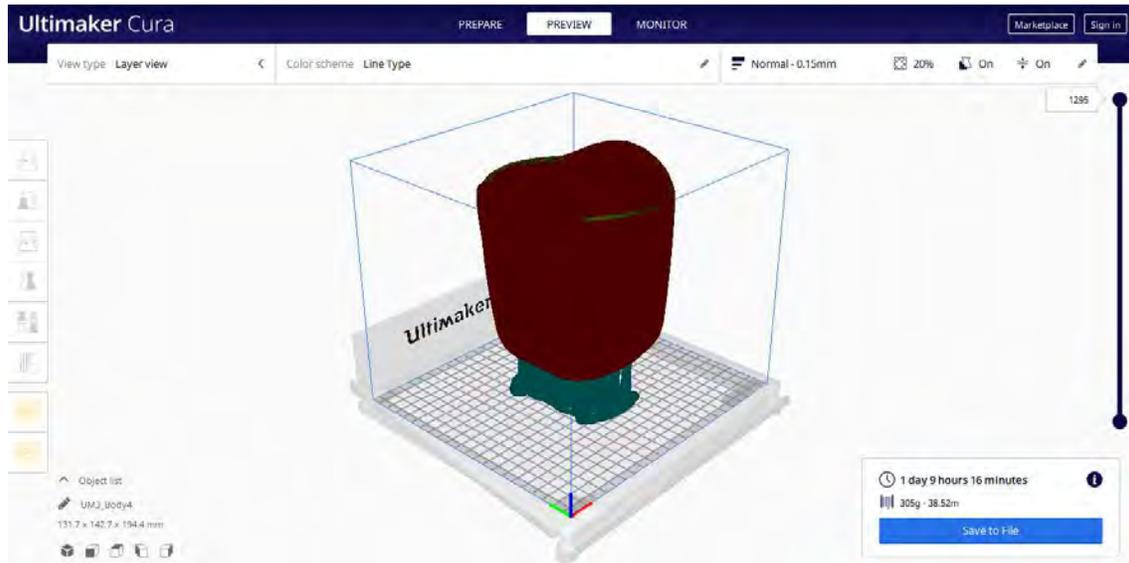


Fig. 74 Generación del código.

15. 10 Ingreso del código en la máquina de manufactura aditiva

Ya que se tienen los códigos para manufacturar se guardan en una tarjeta SD y se introduce en el lector de tarjetas que tiene la máquina, como se muestra en la figura 75.

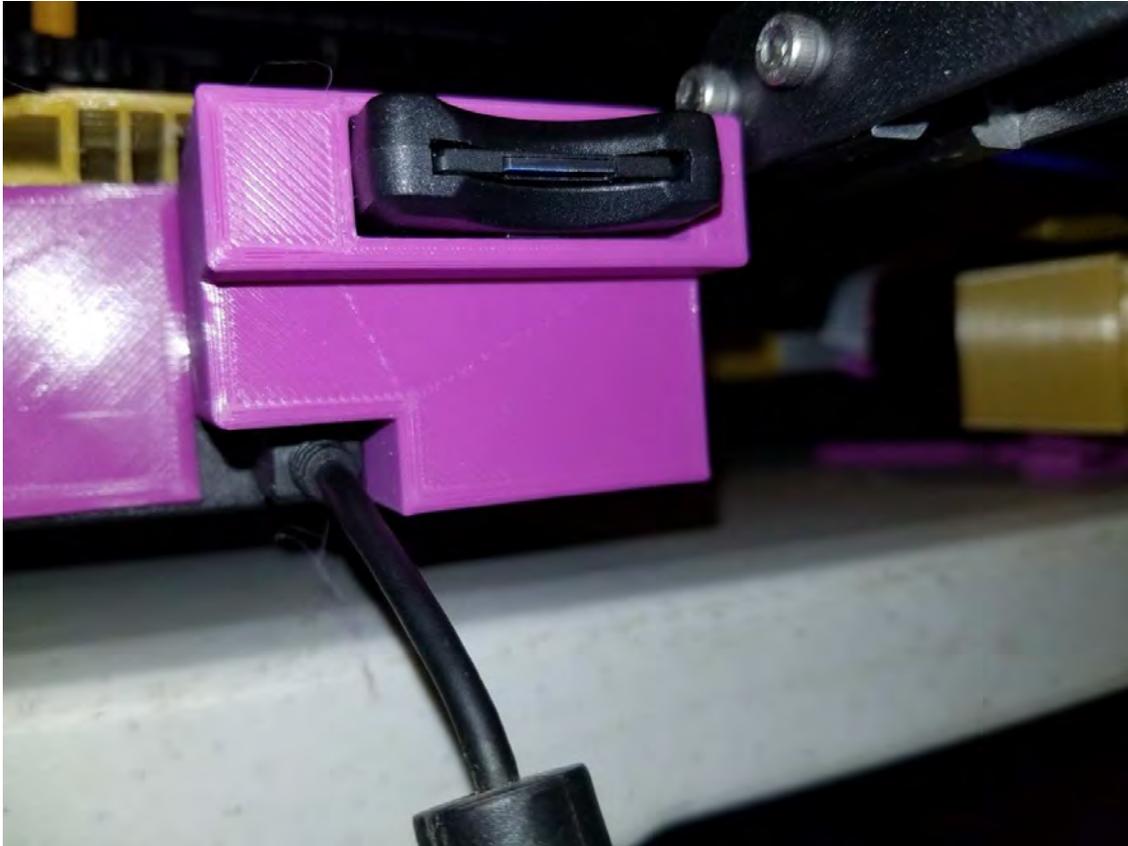


Fig. 75 Ingreso del código en la máquina de manufactura aditiva

15. 11 Manufacturar

Este es el último paso de este proceso, como se mencionó antes en el apartado anterior, la máquina fabricó las piezas de manera automática. El proceso se ilustra de la figura 76 a la figura 79. La manufactura del socket protésico se cumplió un lapso de aproximadamente 8 horas, en una máquina **Ender 3 Pro®**, como se mencionó en el apartado 5, debido a que el volumen de manufactura era el requerido para fabricar el socket en una sola pieza. El costo de manufactura fue de \$1,600.00 MXN, cotizado y fabricado por la empresa iD3D – Diseño e impresión 3D.

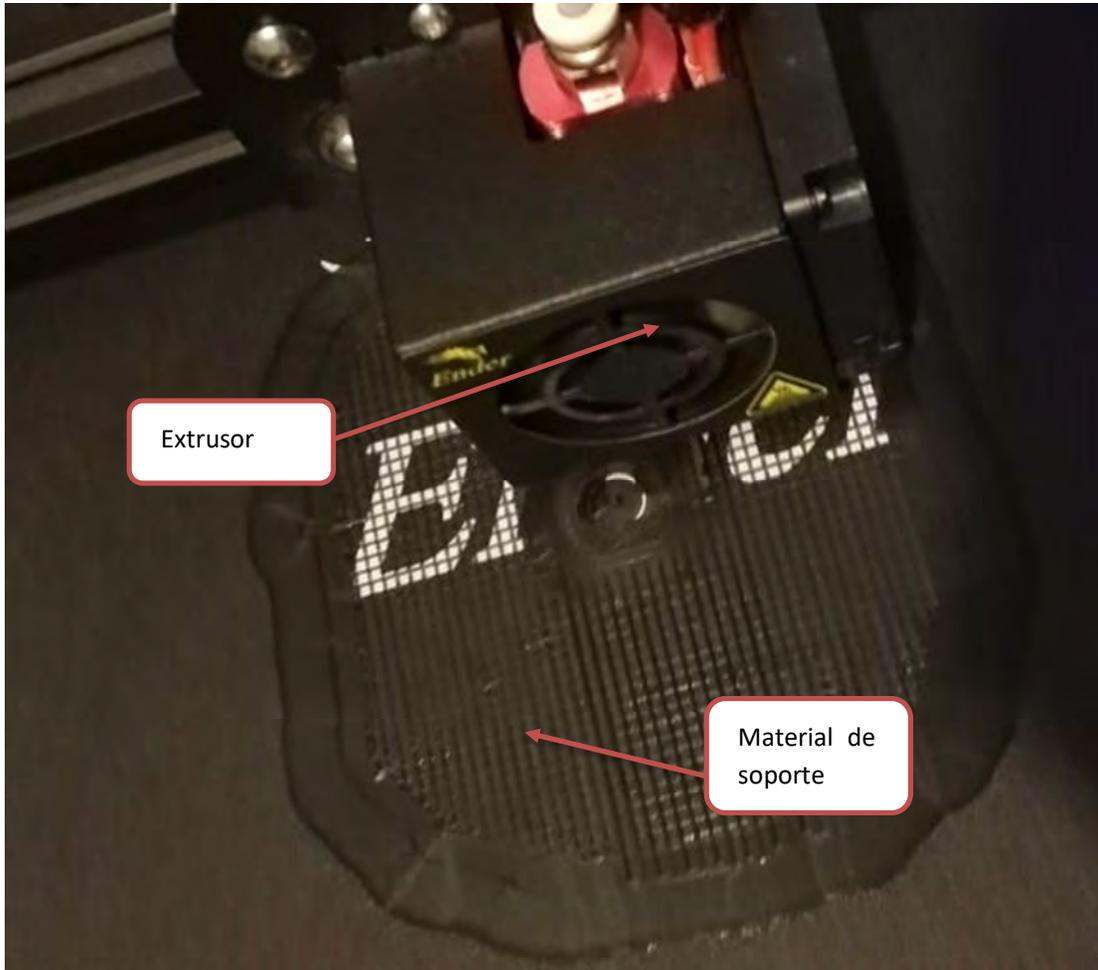


Fig. 76 Manufactura del socket



Fig. 77 Manufactura del socket

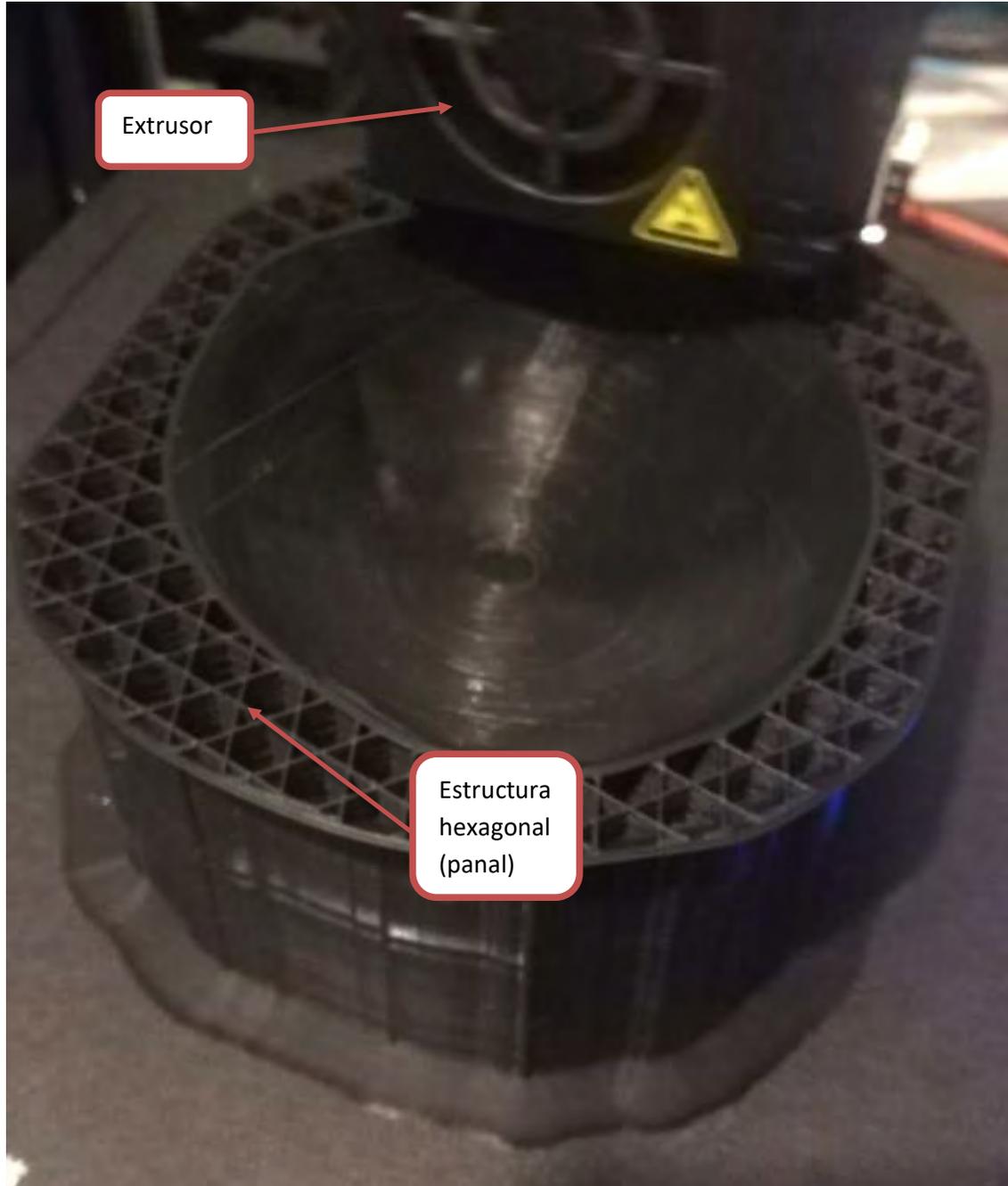


Fig. 78 Manufactura del socket

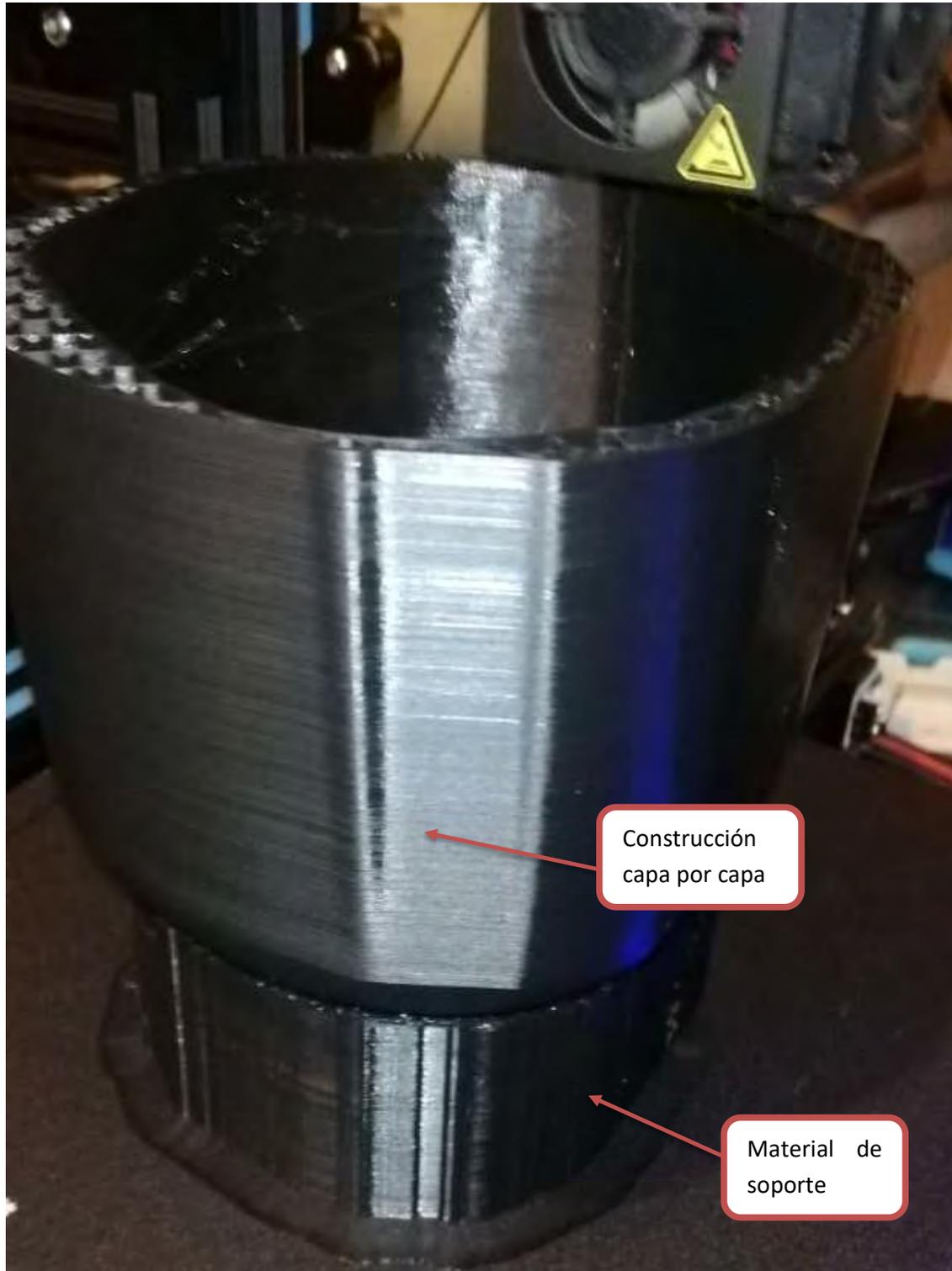


Fig. 79 Manufactura del socket

16. Resultado

En la figura 80, se logra observar la parte inferior del socket protésico manufacturado por el proceso de extrusión de material. El resultado es bastante alentador, ya que como se muestra en la figura 81, la geometría interna del socket se fabricó a la semejanza del modelo 3D generado por fotogrametría extraído del maniquí.

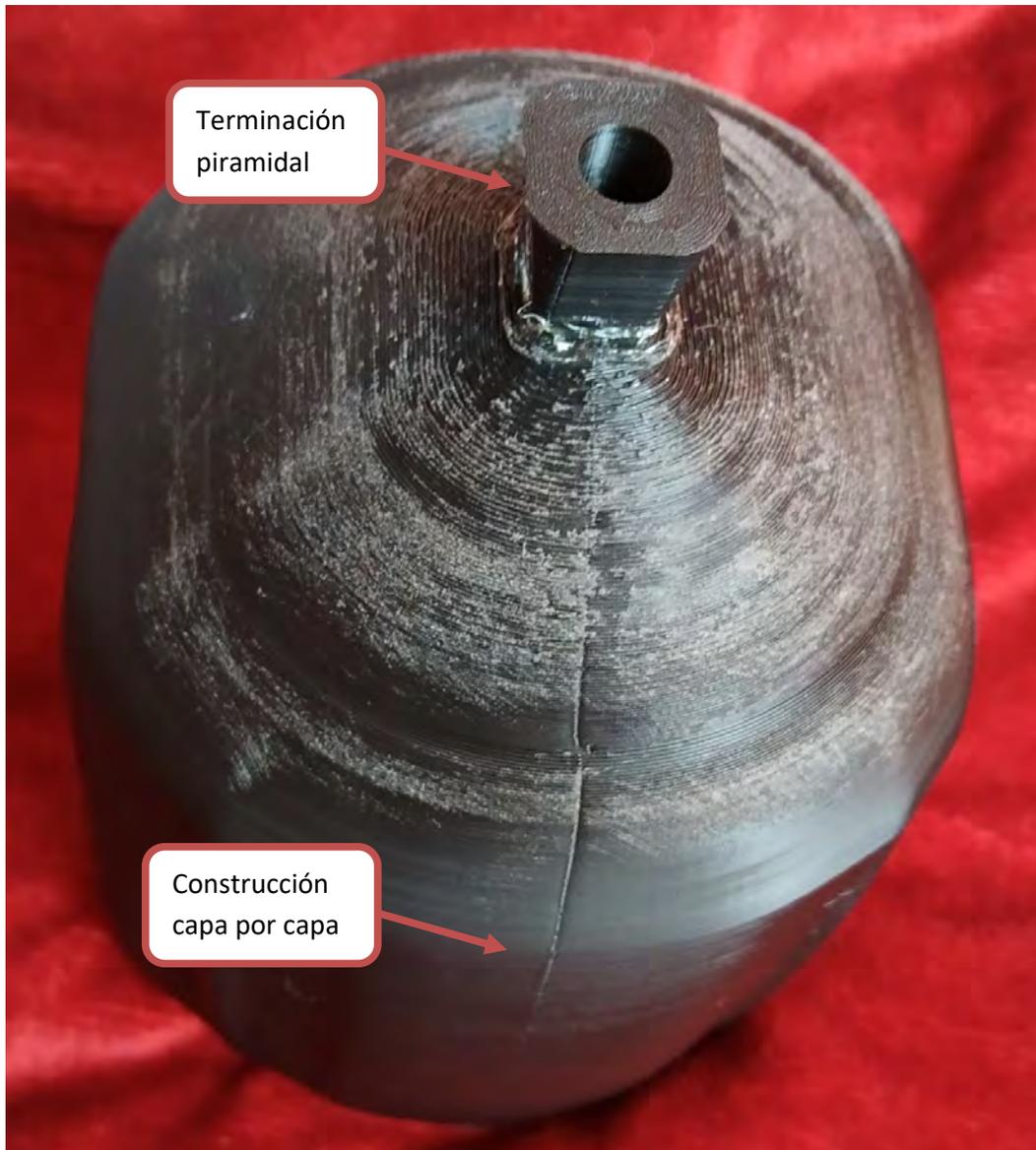


Fig. 80 Socket protésico



Fig. 81 Interior del socket protésico

Posteriormente, este primer prototipo fue probado con el modelo de donde se extrajo las dimensiones, el maniquí. En las figuras 81 y 82 se observa que el socket protésico se adapta perfectamente a la extremidad amputada del modelo.



Fig. 82 Prueba del socket protésico



Fig. 83 Prueba del socket protésico

17. Conclusiones

Como se mencionó en el apartado anterior, los objetivos fueron alcanzados, el socket protésico fue diseñado y manufacturado con un costo y un tiempo menor al promedio del mercado, como se muestra en la tabla 14, el costo del proyecto fue solo la fabricación del socket y el costo comercial al presupuesto se le adiciona el costo de los softwares de diseño y fotogrametría de *Autodesk* [22] y el costo de un socket puede variar entre los 8 mil a los 16 mil pesos mexicanos según el fabricante, los materiales y la tecnología [24][25].

Además, los resultados obtenidos son alentadores, al realizar el proceso de toma de medidas de la extremidad amputada sin hacer contacto físico con el usuario y de buena calidad, gracias al uso de la fotogrametría, es un avance para este campo al hacer este mismo proceso menos invasivo al usuario. Por otra parte, al introducir la manufactura aditiva a este proceso se puede lograr fabricar un socket protésico perfectamente adecuado con el modelo generado por la fotogrametría. Para ser utilizado por un usuario, se debe implementar un **Liner** (calceta

protésica), esto debido a que el contacto de la piel humana con el material PLA no es agradable. Añadiendo a esto, el espesor del **Liner** se puede comprimir hasta un 89 % y varía entre los 9 y 5 [mm] [21], lo que quiere decir que, dependiendo de la máquina de manufactura aditiva el error de la misma es de entre 1 y .01 [mm], el **Liner** genera la presión suficiente entre el socket y la extremidad amputada para su correcto desempeño.

	Socket Propuesto	Socket comercial
Tiempo de obtención de mediciones	10 - 20 [minutos]	180 [minutos]
Tiempo de manufactura	480 [minutos]	610 [minutos]
Costo del proyecto	\$ 1,600.00	-
Costo comercial	\$ 4,000.00	\$ 8000.00 - \$ 16000.00

Tabla 14 Costo y tiempo de manufactura [6]

18. Trabajo a futuro

En este apartado se hacen recomendaciones para perfeccionar el diseño y fabricación de un socket protésico.

Primeramente, se recomienda hacer uso de otro proceso de manufactura aditiva, diferente al de extrusión de material. El proceso recomendable es **Material Jetting**, esto debido a que existen tecnologías de empresas como **3D SYSTEMS®**, las cuales logran fabricar una sola pieza con diferentes materiales, tales como elastómeros y plásticos rígidos. De esta manera, se puede fabricar un socket protésico con un material flexible en el interior, el cual sea pueda tener contacto con la extremidad residual del usuario y un material rígido en el exterior.

La segunda recomendación es mejorar el equipo con el que se trabaja, tales como equipo de cómputo, los diferentes softwares y dispositivos fotográficos. Debido al presupuesto con el que se contaba para este proyecto se usó el equipo con el que se contaba a disposición, tales como licencias de estudiante de Autodesk y la cámara fotográfica de un teléfono celular y en el experimento en conjunto una cámara propiedad de la doctora Elena Seminati.

Como un tercer punto de recomendación es el tipo de terminación piramidal, como se muestra en la figura 80, ya que el socket al ser fabricado en una sola pieza, el punto que es más propenso a fallar es esta parte, se recomienda hacer experimentos conectado a un pie protésico para determinar si la propuesta hecha por el diseño comparativo es correcta a diferencia de como se explica en el apartado 1.3.2 y 1.3.4, el material y el proceso de manufactura presentan la resistencia necesaria para desempeñarse como una prótesis.

Por último, se recomienda trabajar con usuarios de prótesis reales, ya que todo el desarrollo de este proceso fue trabajando con modelos. Esto es necesario ya que la experiencia de trabajar con modelos sin movimientos fue sencilla y sin complicaciones, sin embargo, se espera que trabajar con personas reales sea más complejo, ya que se les complica

mantenerse estáticos el tiempo requerido de la sesión de fotográfica, se debe considerar que la propuesta del uso de este proceso es que el usuario de mantenga inmóvil en un solo pie, como se acostumbra a escanear, además del apoyo de un soporte extra, como el de una muleta o bastón. Así como también, puede causar inconvenientes la otra extremidad del usuario, ya que como se puede observar en la figura 84, esta puede obstaculizar el trayecto del **SGG** o el trabajo del operador del mismo y se tendría que hacer modificaciones o un rediseño del **SGG**.



Fig. 84 Modelo de amputación siendo fotografiado

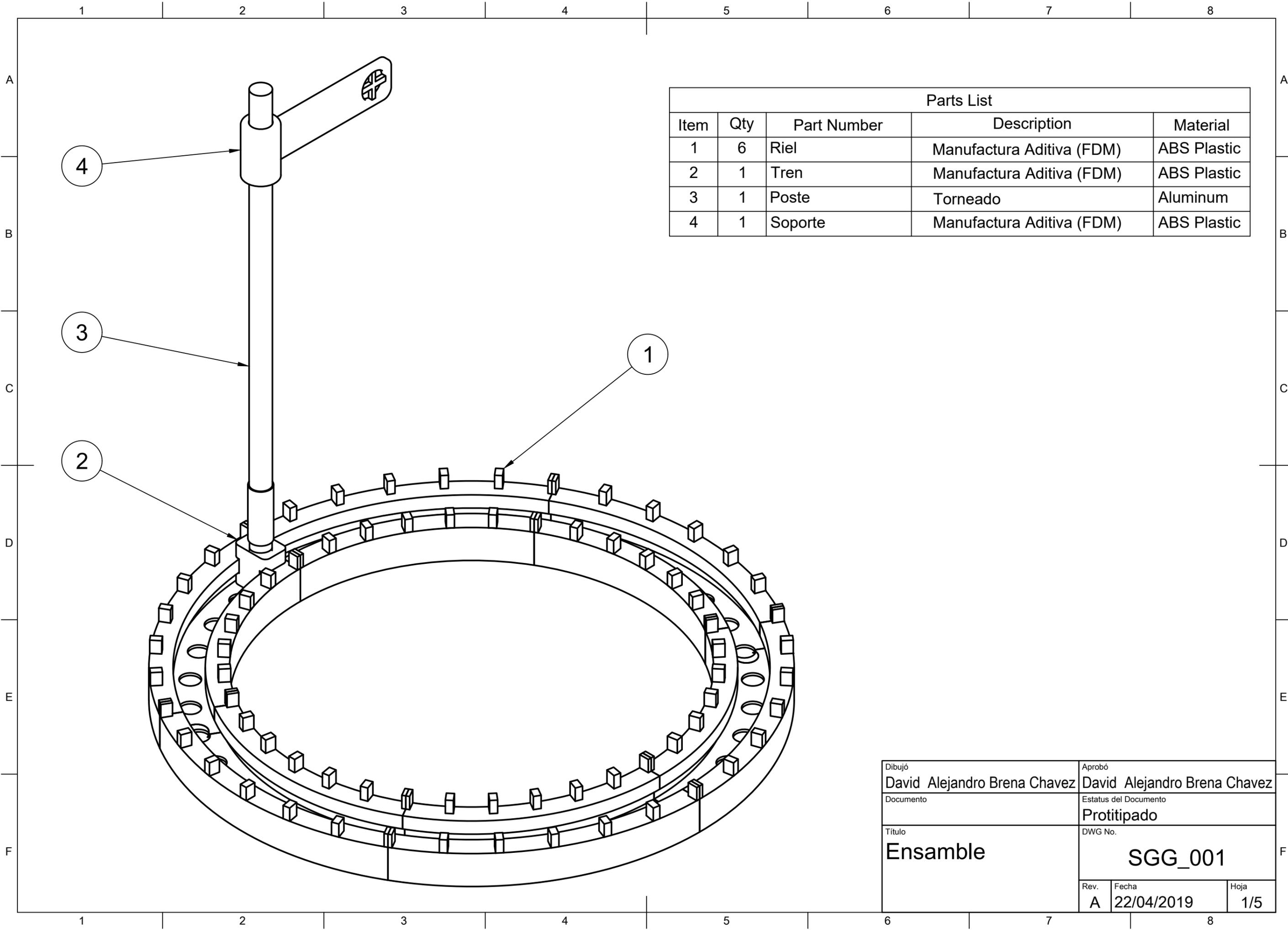
19. Referencias.

1. (INEGI), I. (2018). Discapacidad. [online] Beta.inegi.org.mx. Available at: <http://www.beta.inegi.org.mx/temas/discapacidad/> [Accessed 27 Sep. 2018].
2. Christian Zagel, Sebastian Huber, Jochen Süßmuth, Markus Obermeier and Freimut Bodendorf. 3DPro—Development of Low-Cost Prosthetics Using 3D Printing Technologies.
3. Claudio Comotti, Daniele Regazzoni, Caterina Rizzi, Andrea Vitali. Additive Manufacturing to Advance Functional Design: An Application in the Medical Field. 2017
4. Bence Rochlitz, Dávid Pammer. Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis.
5. Jorge Zuniga, Dimitrios Katsavelis, Jean Peck2, John Stollberg, Marc Petrykowski, Adam Carson and Cristina Fernandez. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences.
6. Chitresh Nayak, Amit Singh, Himanshu Chaudhary, Abhishek Tripathi. A Novel Approach For Customized Prosthetic Socket Design.
7. Claudio Comotti, Daniele Regazzoni, Caterina Rizzi, Andrea Vitali. Multi-material design and 3D printing method of lower limb prosthetic sockets.
8. Pahl, G., Wallace, K., & Blessing, L. (2007). Engineering design (2nd ed.). London: Springer.
9. Dieter, G. and Schmidt, L. (2012). Engineering design. 5th ed. McGraw-Hill.
10. Gibson, I., Rosen, D., & Stucker, B. (2016). Additive Manufacturing Technologies 2nd ed. London: Springer Verlag.
11. Murphy, D. (2014). Fundamentals of amputation care and prosthetics (1st ed.). New York, NY: Demos Medical Publishing, LLC.
12. Huag, E. (2013). Concurrent engineering (1st ed.). Springer.
13. Ulrich, K. (2013). Diseño y desarrollo de productos (5a. ed.) (5th ed.). Mcgraw-Hill.
14. Ibrahim Godaa, Gildas L'Hostis, Philippe Guerlain (2019). In-situ non-contact 3D optical deformation measurement of large capacity composite tank based on close-range photogrammetry.
15. Brianne Morgan, Andrew L.J. Ford, Martin J. Smith (2018). Standard methods for creating digital skeletal models using structure-from-motion photogrammetry.
16. Knowledge.autodesk.com. (2019). Foto de ReCap: ¿Qué tipo de equipo se necesita para obtener mejores resultados? | ReCap 2017 | Autodesk Knowledge Network. [online] Available at: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/recap/troubleshooting/caas/sfdcarticles/sfdcarticles/ESP/ReCap-Photo-What-type-of-equipment-is-needed-for-best-results.html> [Accessed 26 May 2019].
17. Amaia Hernandez and Edward Lemaire. (2017). A smartphone photogrammetry method for digitizing prosthetic socket interiors.
18. SainSmart.com. (2020). ender 3. [online] Available at: <https://www.sainsmart.com/search?type=product&q=ender+3> [Accessed 21 Jan. 2020].
19. Rea, P., (2019). Biomedical Visualisation. 1st ed. Springer.
20. Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2), 141-151.
21. Oh, W. J., Lee, W. J., Kim, M. S., Jeon, J. B., & Shim, D. S. (2019). Repairing additive-manufactured 316L stainless steel using direct energy deposition. *Optics & Laser Technology*, 117, 6-17.

22. Sanders, J. E., Nicholson, B. S., Zachariah, S. G., Cassisi, D. V., Karchin, A., & Ferguson, J. R. (2004a). Testing of elastomeric liners used in limb prosthetics: Classification of 15 products by mechanical performance. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(2), 175. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2004.02.0175>
23. Comprar software de Autodesk | Obtener precios y comprar en IÑ-nea | Tienda oficial de Autodesk. (s. f.). Autodesk. Recuperado 28 de septiembre de 2020, de <https://www.autodesk.mx/products?page=2>
24. Prótesis transtibial. (s. f.). Prótesis de pierna. Recuperado 28 de septiembre de 2020, de <https://protesisdepierna.mx/protesis-transtibial.html#:~:text=%C2%BFCU%C3%81L%20ES%20EL%20COSTO%20DE,necesidades%20de%20tama%C3%B1o%20y%20materiales>.
25. Costos Prótesis Transtibiales. Recuperado 28 de septiembre de 2020, de <https://ortho-mex.redtienda.net/cat.php?id=190361>
26. Hophinson N, Dickens P. Rapid prototyping for direct manufacture. *Rapid Prototyp J*. 2001;7(4):197–202.
27. Seminati E, Canepa Talamas D, Young M, Twiste M, Dhokia V, et al. (2017) Validity and reliability of a novel 3D scanner for assessment of the shape and volume of amputees' residual limb models.

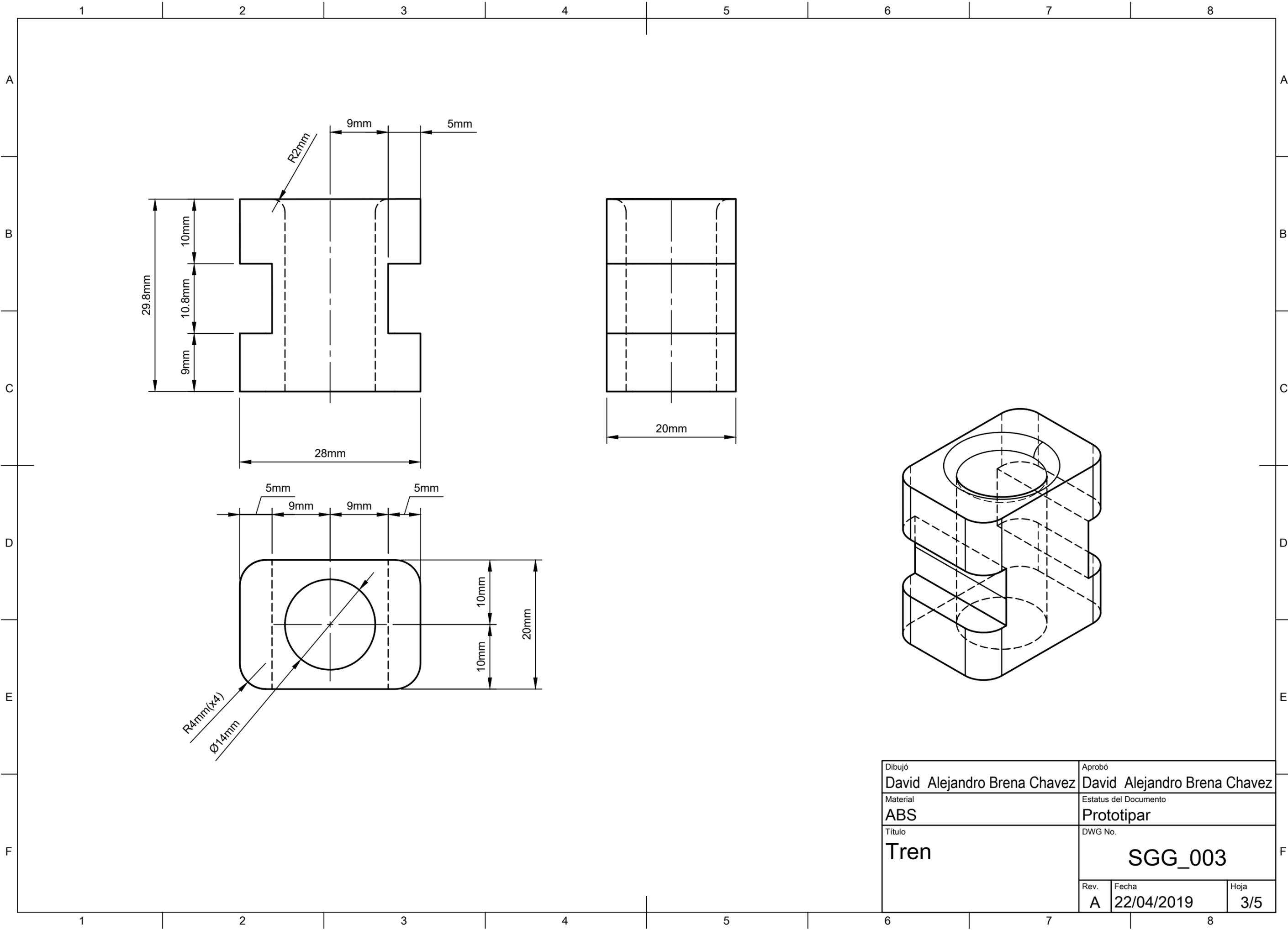
20. Anexo

En este apartado se presentan los planos del Soporte Giratorio Graduado (**SGG**) que se utilizó a lo largo del proyecto de investigación.

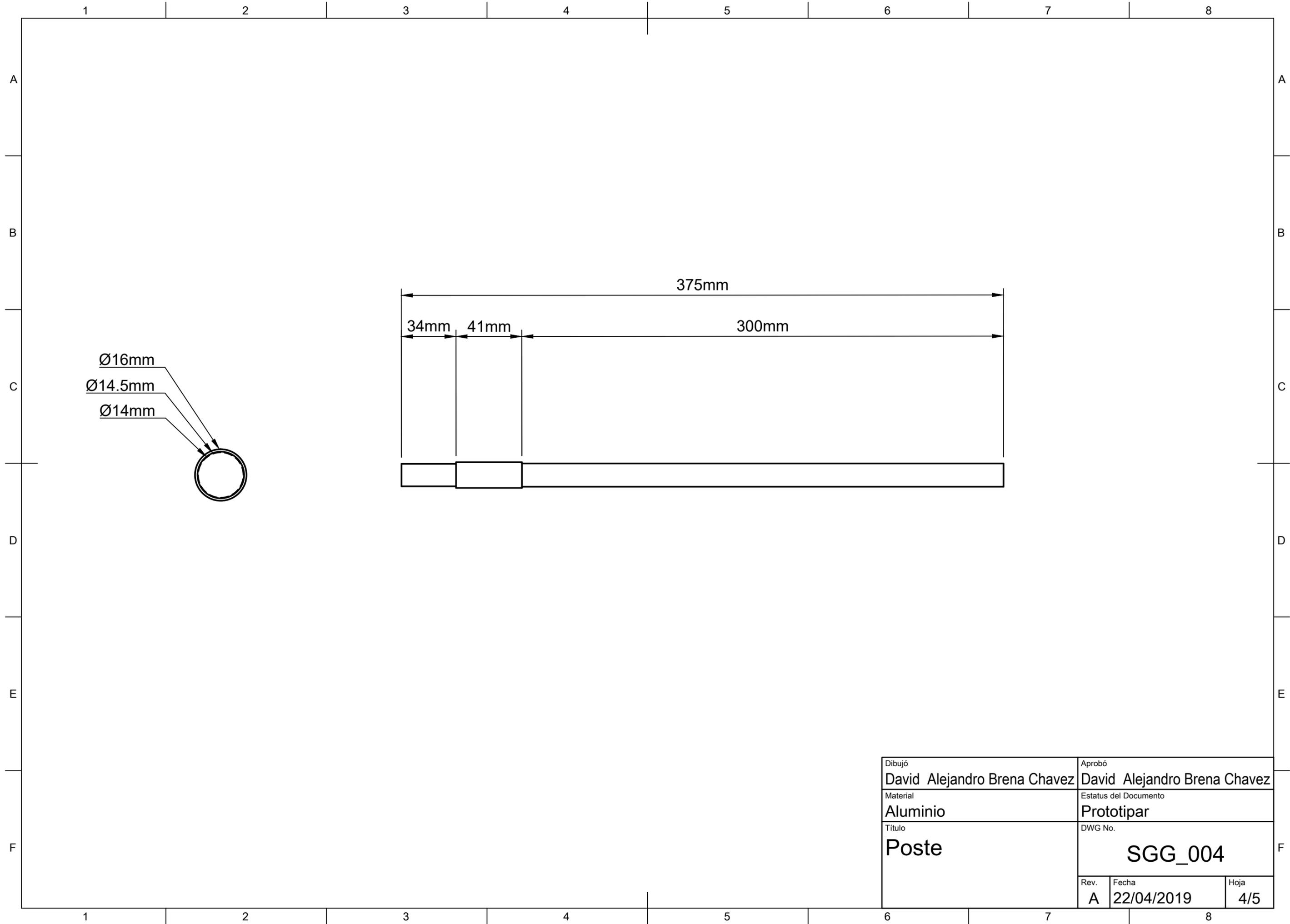


Parts List				
Item	Qty	Part Number	Description	Material
1	6	Riel	Manufactura Aditiva (FDM)	ABS Plastic
2	1	Tren	Manufactura Aditiva (FDM)	ABS Plastic
3	1	Poste	Torneado	Aluminum
4	1	Soporte	Manufactura Aditiva (FDM)	ABS Plastic

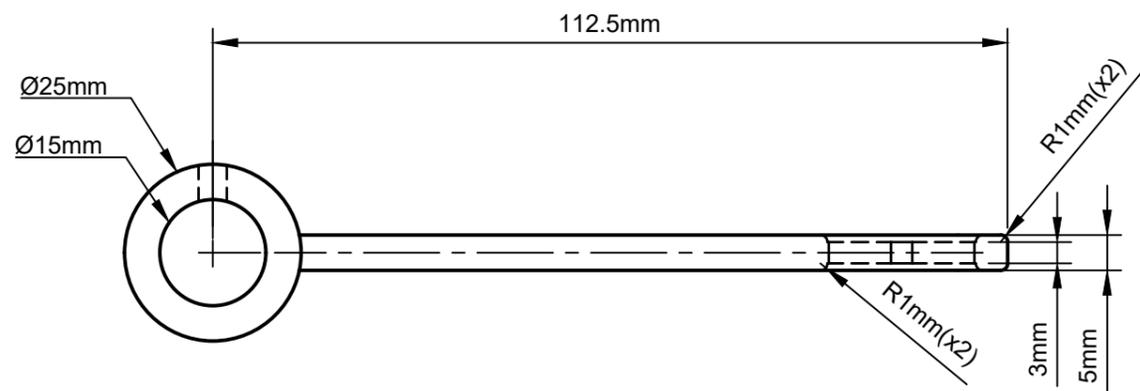
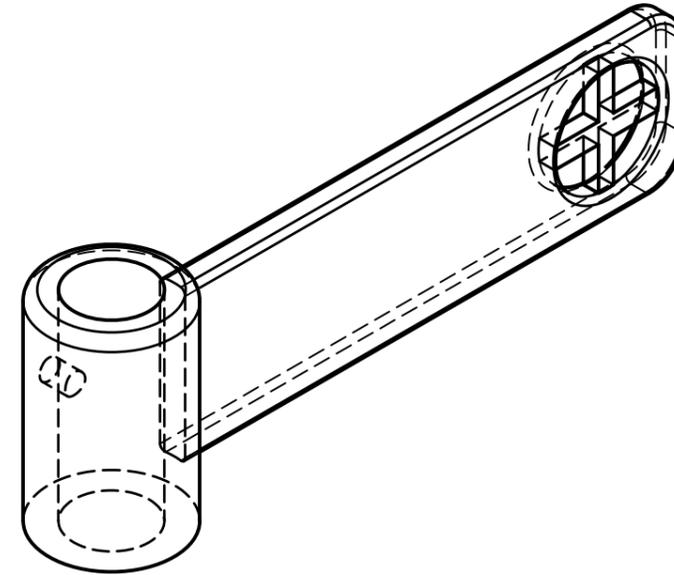
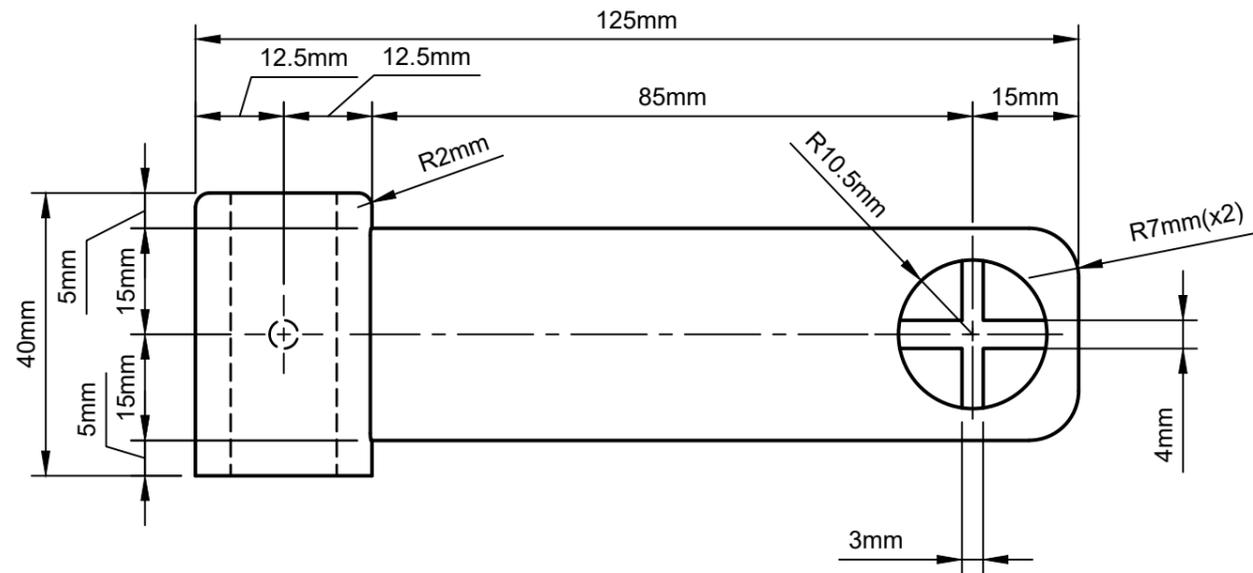
Dibujó		Aprobó	
David Alejandro Brena Chavez		David Alejandro Brena Chavez	
Documento		Estatus del Documento	
		Protitipado	
Título		DWG No.	
Ensamble		SGG_001	
Rev.	Fecha	Hoja	
A	22/04/2019	1/5	



Dibujó David Alejandro Brena Chavez		Aprobó David Alejandro Brena Chavez	
Material ABS		Estatus del Documento Prototipar	
Título Tren		DWG No. SGG_003	
Rev. A	Fecha 22/04/2019	Hoja 3/5	

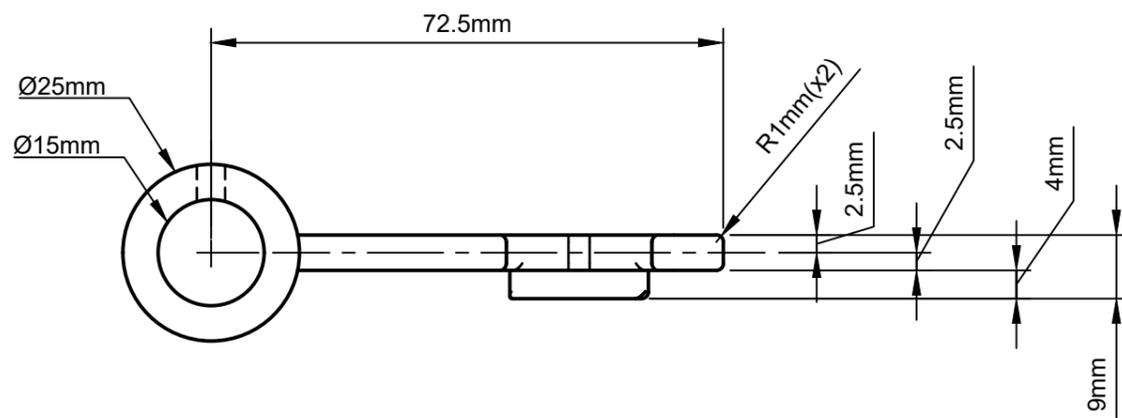
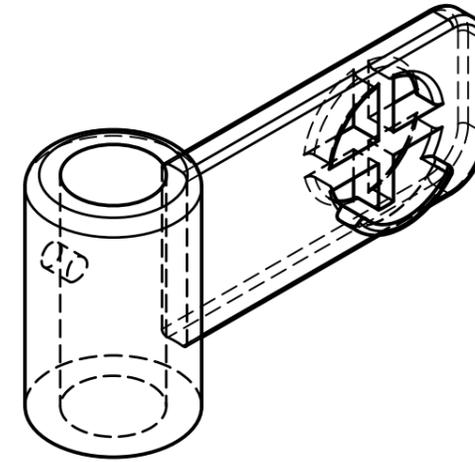
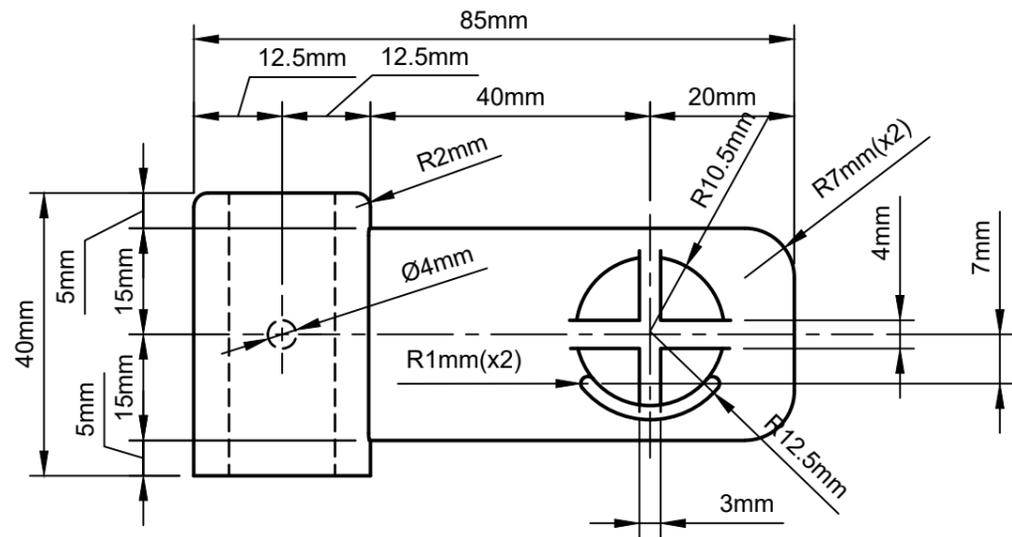


Dibujó		Aprobó	
David Alejandro Brena Chavez		David Alejandro Brena Chavez	
Material		Estatus del Documento	
Aluminio		Prototipar	
Título		DWG No.	
Poste		SGG_004	
Rev.	Fecha	Hoja	
A	22/04/2019	4/5	



Dibujó		Aprobó	
David Alejandro Brena Chavez		David Alejandro Brena Chavez	
Material		Estatus del Documento	
ABS		PROTOTIPADO	
Título		DWG No.	
Soporte		SGG_005	
Rev.	Fecha	Hoja	
A	22/04/2019	5/5	

R0mm



Dibujó David Alejandro Brena Chavez		Aprobó David Alejandro Brena Chavez	
Material ABS		Estatus del Documento PROTOTIPADO	
Título Soporte		DWG No. SGG_005	
Rev. B	Fecha 22/04/2019	Hoja 5/5	