

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

**DESARROLLO DE UNA EXOPRÓTESIS PARA PACIENTES CON
AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL**

Presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela,
por los Bachilleres:

Choque K., José D.
Hernández C., Siboney D.

Para optar al Título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, 2013

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

**DESARROLLO DE UNA EXOPRÓTESIS PARA PACIENTES CON
AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL**

Tutor Académico: **Prof. Othman Falcón.**

Presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela,

por los Bachilleres:

Choque K., José D.

Hernández C., Siboney D.

Para optar al Título de

Ingeniero Mecánico

Caracas, 2013



ACTA

Los abajo firmantes, Miembros del Jurado Examinador designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para evaluar el Trabajo Especial de Grado presentado por los Bachilleres:

Siboney Hernández y José Choque
Titulado

“Desarrollo de una Exoprótesis para Pacientes con Amputación Transibial”

Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el Plan de Estudios conducente al Título de Ingeniero Mecánico.

Acta se levanta en la ciudad de Caracas, a los trece días del mes de junio del año dos mil trece.


Prof. Manuel Martínez
Jurado




Prof. José Gregorio La Riva
Jurado


Prof. Víctor Osiman Falcón
Tutor

DEDICATORIA

*“La gran victoria que hoy parece fácil fue el resultado
de pequeñas victorias que pasaron desapercibidas”*

Paulo Coelho

A nuestros seres queridos, por su constante compañía y cariño.

AGRADECIMIENTOS I

Me gustaría expresar mi más profundo y sincero agradecimiento:

A mis padres y familiares por los valores que me han inculcado, por todo el esfuerzo, paciencia y comprensión que me han brindado a lo largo de mi vida.

A mi hermanito Ramsés por ayudarme a realizar este trabajo, por confiar en mí, por todos los consejos y el apoyo recibido en todo momento.

A mi novio Antonio por su gran cariño, paciencia y amor. Gracias por el constante apoyo que me diste a lo largo de la carrera.

A José Choque por haber sido un gran compañero de tesis y amigo, por haberme tenido la paciencia necesaria y motivarme a seguir adelante.

A nuestro tutor el profesor Othman Falcón por la constante ayuda, sus aportes, la orientación, el seguimiento y supervisión de esta investigación.

Al Ingeniero Gustavo González, al señor Peraza y Hernán Gómez por sus conocimientos y gran ayuda en el proceso de fabricación de este proyecto.

Al Técnico ortoprotesista Argenis Cañizales por haber compartido sus conocimientos referente al tema y su colaboración.

Al Señor Víctor Martín de Armorcarsa por su interés y gran ayuda brindada.

Quisiera agradecer la amistad, consejos, apoyo, ánimo y compañía a todas las personas que han formado parte en este período de mi vida. Sin importar donde estén quiero darles las gracias por formar parte de mí y por todo lo que me han brindado. Me despido agradeciendo a Dios.

Siboney Hernández

AGRADECIMIENTOS II

Quisiera agradecer entre las personas que aportaron su grano de arena para poder desarrollar este proyecto:

A mis padres y hermanos, por ser mi incondicional fuente de apoyo en los buenos y malos momentos, por motivarme a seguir este camino y ser un ejemplo de superación y constancia.

A Gabriel, María Gabriela, Jorge y amigos del Kung Fu, por estar presentes tanto en el desarrollo de esta tesis como a lo largo de mi vida, ofreciéndome buenos consejos y ánimo cada vez que lo necesitaba.

Al Profesor Othman Falcón, por su constante ayuda y consejos referentes al este tema.

Al Sr. Argenis Cañizales técnico ortoprotesista del Hospital Vargas, por brindarnos su experiencia en este tema.

A Gustavo González, José Peraza, Hernán Gómez del Taller de Corpórea Producciones, por brindarnos sus conocimientos y ayuda durante la fabricación.

Al Sr. Victor Martin de Armocarsa, por su gran colaboración en la fabricación de este proyecto.

Y no menos importante a Siboney Hernández por su paciencia, ayuda, constancia y fuerza, por ser mi principal motivación para continuar y brindarme buenos recuerdos a pesar de haber sido un duro recorrido.

A Dios y todos, mil gracias

José Choque

DESARROLLO DE EXOPRÓTESIS PARA PACIENTES CON AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL

JOSÉ CHOQUE¹ Y SIBONEY HERNÁNDEZ²

¹Universidad Central de Venezuela. Escuela de Ingeniería Mecánica. e-mail: josedchoque@gmail.com

²Universidad Central de Venezuela. Escuela de Ingeniería Mecánica. e-mail: siboneyhernandez@gmail.com

RESUMEN

Palabras clave: Prótesis, Amputación, Transtibial, Diseño, Manufactura.

Actualmente en Venezuela hay una importante demanda de prótesis externas, debido a la alta incidencia de accidentes, entre los comunes los accidentes de tránsito y laborales. Además hay que destacar que estos dispositivos ortopédicos son difíciles de adquirir, por el hecho de ser importados y costosos. Es por ello que se desarrolló un modelo de exoprótesis definitivo para paciente con amputación transtibial, de tercio medio y con movilidad en espacios abiertos sin restricciones, a un costo razonable. Mediante un estudio previo se evaluaron las diferentes cuencas y métodos de fabricación llegándose a elegir el modelo KBM fabricado por laminación con fibras. Posteriormente se realizó el diseño de la prótesis en un programa CAD, basándose en adaptadores modulares existentes en el mercado, con el fin de obtener compatibilidad al ensamblar con otras piezas. El material predominante en el diseño fue el aluminio por ser resistente y liviano, se emplearon dos aleaciones diferentes, la A380 y la 6063 T5, y para las piezas pequeñas se usó el acero inoxidable AISI304, ya que es un material muy fuerte, resistente, pero relativamente pesado. Posteriormente se realizó el estudio estático de cada pieza por separado y del ensamblaje de los adaptadores durante el ciclo de la marcha, haciendo uso de un software para determinación del estado de esfuerzo por el método de elementos finitos, para así comprobar su resistencia ante las cargas presentes. A continuación mediante los procesos de manufactura, fundición por revestimiento y mecanizado, se procedió a la fabricación de un prototipo acorde al diseño planteado. En este proyecto se pudo confirmar que es posible desarrollar una prótesis de bajo costo y con prestaciones similares a las encontradas en el mercado.

ÍNDICE

ACTA	III
DEDICATORIA	IV
AGRADECIMIENTOS I	V
AGRADECIMIENTOS II.....	VI
RESUMEN.....	VII
ÍNDICE	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIV
ABREVIATURAS.....	XV
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO I. EL PROBLEMA.....	3
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
1.2 OBJETIVOS	5
1.2.1 Objetivo general.....	5
1.2.2 Objetivos específicos	5
1.3 ALCANCES.....	6
1.4 MOTIVACIÓN.....	6
CAPITULO II. MARCO TEÓRICO	7
2.1 BIOMECÁNICA DE EXTREMIDAD INFERIOR	7
2.1.1 Biomecánica de la Marcha.....	8
2.1.2 Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano	10
2.1.3 Articulaciones relacionadas	12
2.2 AMPUTACIÓN	14

2.2.1	Causas de una Amputación	15
2.2.2	Complicaciones De Las Amputaciones	16
2.2.3	Nivel De Amputación	18
2.2.3.1	Amputación Transtibial (Amputación Por Debajo De La Rodilla) ..	18
2.2.4	Muñón O Miembro Residual	19
2.2.5	Técnica Quirúrgica.....	20
2.3	PRÓTESIS	20
2.3.1	Historia.....	21
2.3.2	Clasificación.....	24
2.3.2.1	Clasificación dependiendo de su uso	24
2.3.2.2	Clasificación dependiendo del método de unión.	24
2.4	PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL	26
2.4.1	Funciones que debe cumplir una exoprótesis para amputación transtibial.....	26
2.4.2	Partes de una prótesis transtibial	27
2.4.2.1	Encaje o socket:	28
2.4.2.1.1	Tipos de cuenca y diseño	30
2.4.2.2	Pie.....	31
2.4.2.3	Elementos de Conexión.....	33
2.4.3	Factores a considerar para el estudio de una exoprotesis.....	35
2.5	PRÓTESIS CONVENCIONALES Y DE ALTA TECNOLOGÍA	37
2.5.1	Prótesis convencionales	37
2.5.2	Prótesis de alta tecnología.....	38
2.6	PRÓTESIS EN VENEZUELA.....	39
CAPITULO III. MARCO METODOLÓGICO.....		40
3. DISEÑO DE LA PRÓTESIS		40
3.1	DISEÑO DEL ENCAJE	40
3.2	DISEÑO DE LOS ADAPTADORES PROTÉSICOS	41

3.2.1 Anclaje para laminación.....	41
3.2.2 Adaptador ajustable para tubo.....	42
3.2.3 Tubo adaptador	43
3.3 ANÁLISIS DE ESFUERZO.....	45
3.4 DESCRIPCIÓN DEL ENSAYO	48
3.4.1 Análisis de esfuerzo anclaje para laminación	48
3.4.2 Análisis de esfuerzo Adaptador ajustable para tubo	49
3.4.3 Análisis de esfuerzo Tubo conector	50
3.4.4 Análisis de esfuerzo Prótesis Transtibial	51
4. MATERIALES Y PROCESO DE FABRICACIÓN	54
4.1 MATERIALES Y PROCESO DE FABRICACIÓN DEL ENCAJE	54
4.1.1 Fabricación de cuenca por Termoformado	57
4.1.2 Fabricación por Laminación con fibra:	60
4.1.3 Comparación entre Procesos de Fabricación de Cuenca.....	63
4.2 MATERIALES Y PROCESO DE FABRICACIÓN DE ADAPTADORES PROTÉSICOS	65
4.2.1 Materiales.....	65
4.2.2 Proceso de fabricación de adaptadores protésicos	69
4.2.2.1 Fundición por revestimiento	70
4.2.2.2 Proceso de Mecanizado.....	75
4.2.2.2.1 Anclaje para laminación.....	81
4.2.2.2.2 Adaptador ajustable para tubo.....	83
4.2.2.2.3 Tubo Conector.....	85
4.2.2.2.4 Adaptador.....	85
4.3 ACABADO SUPERFICIAL.....	86
4.4 ENSAMBLAJE.....	87
CAPITULO IV. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	88
CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	91

5.1 CONCLUSIONES	91
5.2 RECOMENDACIONES	92
BIBLIOGRAFIA.....	93
REFERENCIAS ELECTRÓNICAS.....	95
APÉNDICES.....	98
APÉNDICE A. PLANOS DE LAS PIEZAS DE LA PRÓTESIS TRANSTIBIAL	99
APÉNDICE B. PLANOS DE LOS MOLDES DE LOS MODELOS EN CERA.....	113
APÉNDICE C. SIMULACIÓN DEL ANCLAJE PARA LAMINACIÓN.....	135
APÉNDICE E. SIMULACIÓN DEL TUBO CONECTOR.....	145
APÉNDICE F. SIMULACIÓN CICLO DE LA MARCHA PRÓTESIS TRANSTIBIAL	150
APÉNDICE G. HOJA DE PROCESOS ANCLAJE PARA LAMINACIÓN.....	160
APÉNDICE H. HOJA DE PROCESO ADAPTADOR AJUSTABLE PARA TUBO.....	162
APÉNDICE I. HOJA DE PROCESOS TUBO CONECTOR.....	165
APÉNDICE J. HOJA DE PROCESOS ADAPTADOR DE TUBO	166
APÉNDICE K. PROGRAMACIÓN PARA EL CNC PARA MECANIZADO DE AGUJEROS.	
PIEZA ANCLAJE PARA LAMINACIÓN.	167
APÉNDICE L. PROGRAMACIÓN PARA EL CNC DE AGUJERO Y RANURA. PIEZA	
ADAPTADOR PARA TUBO.....	172
ANEXOS	174
ANEXO 1. TABLAS COMPARATIVAS DE PROCESOS DE FUNDICIÓN.....	175
ANEXO 2. DATOS PARA MECANIZAR	177
ANEXO 3. DATOS DE MAQUINARIA PARA EL MECANIZADO DE LAS PIEZAS	178

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 2.1 SUBDIVISIÓN DE FASE DE APOYO	9
FIGURA 2.2 PLANOS Y EJE EN EL CUERPO HUMANO	12
FIGURA 2.3 PARTES DE LA RODILLA	13
FIGURA 2.4 NIVEL DE AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL O INFRACONDILEA	18
FIGURA 2.5 AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL	19
FIGURA 2.6 DEDO DE CAIRO	21
FIGURA 2.7 PIE SAFE	23
FIGURA 2.8 PRÓTESIS TRANSTIBIAL	27
FIGURA 2.9 ÁREAS SENSIBLES A LA CARGA DEL MUÑÓN	29
FIGURA 2.10 SUPERFICIES QUE NO SON SENSIBLES A LA CARGA DEL MUÑÓN	30
FIGURA 2.11 DISEÑO KBM.....	30
FIGURA 2.12 DISEÑO PTB.....	31
FIGURA 2.13 PIE SACH OTTO BOCK	32
FIGURA 2.14 PIE MULTIAXIAL JOURNEY OTTO BOCK.....	32
FIGURA 2.15 PIE AXTION DP	33
FIGURA 2.16 TUBO CON ADAPTADOR OTTO BOCK (IZQ) Y TUBO SIN ADAPTADOR (DCHA).....	34
FIGURA 2.17 ADAPTADOR HEMBRA CON ABRAZADERA OSSUR (IZQ) Y ADAPTADOR CON PIRÁMIDE PARA LAMINACIÓN OTTO BOCK (DCHA).....	34
FIGURA 2.18 C-LEG	38
FIGURA 3.1 CUENCA KBM	41
FIGURA 3.2 ANCLAJE PARA LAMINACIÓN.....	42
FIGURA 3.3 ADAPTADOR AJUSTABLE PARA TUBO.....	43
FIGURA 3.4 ADAPTADOR (IZQ.) Y TUBO CONECTOR (DCHA.).....	44
FIGURA 3.5 ENSAMBLAJE DE LOS ADAPTADORES PROTÉSICOS	44
FIGURA 3.6 ANCLAJE PARA LAMINACIÓN DIAGRAMA ESFUERZO DE VON MISES	49

FIGURA 3.7 ADAPTADOR AJUSTABLE DIAGRAMA ESFUERZO DE VON MISES.....	50
FIGURA 3.8 TUBO CONECTOR DIAGRAMA ESFUERZO DE VON MISES	51
FIGURA 3. 9 PRÓTESIS TRANSTIBIAL ESFUERZO VON MISES EN LA FASE DE DESPEGUE.....	52
FIGURA 4.1 PROCESO ESQUEMÁTICO DE TERMOFORMADO	57
FIGURA 4.2 CUENCA FABRICADA POR TERMOFORMADO	58
FIGURA 4.3 FABRICACIÓN DE CUENCA SOBRE PLATO DE SUCCIÓN (IZQ.) Y MODELO DE CUENCA POR LAMINACIÓN (DCHA.)	61
FIGURA 4.4 CERA 288B PATTERN WAX EN PASTILLAS	70
FIGURA 4.5 MOLDE EN ALUMINIO DE ANCLAJE PARA LAMINACIÓN.....	71
FIGURA 4.6 DESMOLDE DE ADAPTADOR PARA TUBO	72
FIGURA 4.7 CONSTRUCCIÓN DE ÁRBOL DE CERA (IZQ.) Y ÁRBOL FINALIZADO (DCHA.)	72
FIGURA 4.8 HORNO INFRARROJO.....	74
FIGURA 4.9 VACIADO DE ALUMINIO EN MOLDES	74
FIGURA 4.10 FUNDICIÓN RUPTURA DEL MOLDE	75
FIGURA 4.11 PARTES ANCLAJE PARA LAMINACIÓN	81
FIGURA 4.12 PLATO DE 4 GARRAS.....	82
FIGURA 4.13 PARTES ADAPTADOR AJUSTABLE PARA TUBO	83
FIGURA 4.14 VISTAS DE UTILLAJE UTILIZADO PARA MECANIZADO DE ADAPTADOR AJUSTABLE	83
FIGURA 4.15 APARATO DIVISOR.....	84
FIGURA 4.16 PARTES DEL ADAPTADOR PARA TUBO.....	85
FIGURA 4.17 ADAPTADORES PROTÉSICOS	86
FIGURA 4.18 ENSAMBLAJE ADAPTADORES PROTÉSICOS	87

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 3.1 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL ENSAMBLAJE COMPLETO EN LAS DIFERENTES FASES DEL CICLO DE LA MARCHA.	53
TABLA 4.1 TERMOPLÁSTICOS.....	59
TABLA 4.2 FIBRAS.....	62
TABLA 4.3 RESINAS	62
TABLA 4.4 TABLA COMPARATIVA DE PROCESOS DE FABRICACIÓN	64
TABLA 4.5 COMPOSICIÓN QUÍMICA ALUMINIO A380	66
TABLA 4.6 PROPIEDADES MECÁNICAS ALUMINIO A380.....	66
TABLA 4.7 COMPOSICIÓN QUÍMICA ALUMINIO 6063 T5	67
TABLA 4.8 PROPIEDADES MECÁNICAS ALUMINIO 6063 T5.....	68
TABLA 4.9 COMPOSICIÓN QUÍMICA ACERO INOXIDABLE AISI304	69
TABLA 4.10 PROPIEDADES MECÁNICAS ACERO INOXIDABLE AISI304	69
TABLA 5.1 CONTRACCIÓN VOLUMÉTRICA PARA DIFERENTES METALES DE FUNDICIÓN DEBIDA A LA CONTRACCIÓN POR SOLIDIFICACIÓN Y CONTRACCIÓN DEL SÓLIDO	89

ABREVIATURAS

CAD	Diseño Asistido por Computadora (Computer Aid Desing)
CNC	Computer Numerical Control (Control Numérico Computarizado)
FEA	Finite Element Analysis (Análisis de Elementos Finitos)
KBM	(Kondülen Bettung Munster)
PTB	(Patellar Tendon Bearing)
PTS	(Patellar Tendon Support)
PVA	Polyvinyl Acetate (Acetato de Polivinilo)
SACH	(Solid Ankle Cushion Heel)
SAFE	(Stationary Attachment Flexible Endoskeletal)
TSB	(Total Surface Bearing)

INTRODUCCIÓN

En Venezuela hay una importante demanda de prótesis externas, las cuales, al igual que sus componentes son difíciles de adquirir. Existen dos razones fundamentales por las que se presenta ésta situación; por ser importadas y por el hecho de ser costosas para aquellas personas que las necesitan.

Una amputación transtibial o infracondilea es una amputación que se realiza por debajo de la rodilla, es decir, en la zona inferior de la pierna, cortando los huesos de la tibia y el peroné. La amputación se puede ejecutar en tres zonas: tercio superior, tercio medio y tercio inferior. Para una correcta protetización es ideal que el nivel de amputación se sitúe en el tercio medio de la pierna, es decir a una distancia mayor de 6 cm. desde la interlínea de la articulación de la rodilla hasta el final de la sección de la tibia, esto para tener un brazo de palanca capaz de impulsar la prótesis.

La exoprótesis para este tipo de amputación está compuesta por un pie protésico (no incluido dentro de los alcances de este trabajo), un adaptador y un elemento de unión con el encaje. El encaje es una parte de la prótesis que sirve de unión entre la prótesis y el muñón. Para mejorar visualmente la prótesis se emplea en el encaje el llamado revestimiento estético, con el fin de lograr una mejor apariencia.

La prótesis sirve para sustituir el miembro amputado, cuya colocación o remoción no necesita medios quirúrgicos y se emplea para lograr una rehabilitación biomecánica o la restitución anatómica, permitiendo una apropiada integración al medio laboral y social.

Por consiguiente la finalidad del trabajo es desarrollar un modelo de exoprótesis para pacientes con amputación transtibial; en otras palabras, es un proceso que abarca el estudio, diseño y aplicación de las tecnologías para mejorar las condiciones de vida de una persona con discapacidad. También se tratará el tema de

la seguridad y adaptación de la prótesis, ya que estas condiciones proporcionarán la estabilidad y comodidad de la persona.

Actualmente, existen varias opciones de prótesis que pueden ser acondicionadas para que el paciente ejecute un caminar lo más natural posible, y en muchos de los casos se cumple con los requisitos de control y cósmesis (apariencia realista) pero se obvian necesidades como el confort y costo.

Para la realización de éste proyecto se procedió a investigar en fuentes confiables, tales como trabajos, tesis de investigación, libros y páginas web. Una de las limitantes fue la carencia de información, debido a patentes vigentes. También se expondrán los antecedentes, objetivos, alcances, así como la metodología a seguir.

CAPITULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

Existen múltiples causas que pueden originar la amputación del miembro inferior, podemos mencionar los accidentes de tránsito, las enfermedades vasculares, Diabetes Mellitus o de otro tipo, tumores, infecciones agudas o crónicas y lesiones.

Para aquellas personas que poseen una amputación de miembro inferior ésta representa una verdadera prueba tanto física como psicológica que afecta el desarrollo óptimo de sus actividades cotidianas y su estado de ánimo. La esperanza de lograr una pronta recuperación depende de los atributos de la prótesis.

La población que se encuentra en esta situación y sobre todo aquellas personas que poseen bajos recursos no tienen acceso a este tipo de tecnologías, debido a que estos componentes no se fabrican en el país y aquellas importadas resultan difíciles de adquirir. Por ello se busca que los diseños de estas prótesis sean lo más económico posibles, sin excluir el cumplimiento de los requisitos fundamentales tales como la comodidad, funcionalidad y durabilidad.

Adicional a los factores antes mencionados, es importante considerar las necesidades del paciente; es decir, la prótesis debe ser liviana y resistente y que le permita ejercer la marcha humana con la mayor naturalidad sin causar lesiones a largo plazo por el uso de la misma. Por ello es esencial considerar la mejora de tecnologías para el desarrollo de las prótesis. A esto se suma la utilización de nuevos materiales cada vez más resistentes, livianos y simples de manipular, que hacen posible la fabricación de prótesis mucho más eficientes.

A la hora de elegir la prótesis óptima para el paciente es de gran importancia conocer la categoría a la que pertenece la amputación. Según Kendall la población con prótesis se divide en cinco escalas. La escala K0 son los pacientes que no tienen la habilidad o el potencial para caminar. La escala K1 son los pacientes que tienen cierta habilidad para caminar por superficies niveladas. La escala K2 son los pacientes que tienen la capacidad para caminar en superficies irregulares, subir y bajar escaleras, con cierta limitación. La escala K3 son los pacientes con actividad física normal, como por ejemplo el subir y bajar escaleras y caminar por terrenos desnivelados. La escala K4 son los pacientes que tienen una actividad física de alto nivel como niños, adultos activos y atletas.

Existen tres diferentes tipos de prótesis: la inmediata, la temporal y la definitiva. La primera que se coloca en la sala de operaciones cuando se lleva a cabo la amputación es la inmediata. La temporal es empleada para facilitar la rehabilitación y prevenir el edema en el muñón. Y la prótesis definitiva se construye en un periodo de 3 a 9 meses posterior de la amputación.

En éste trabajo se realizará el diseño de una prótesis transtibial resistente, liviana y que ocasione el menor gasto energético posible para pacientes K3. Dicha prótesis será definitiva y contará con un encaje acorde a la forma y características anatómicas del muñón. La suspensión de éste evitará que la prótesis se suelte e impedirá el movimiento que puede ocurrir en el encaje.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

- Desarrollar un modelo de exoprótesis definitivo para paciente con amputación transtibial de tercio medio y con movilidad K3, que permita poder ejercer la marcha humana con la mayor naturalidad posible cumpliendo con las necesidades de comodidad y funcionalidad, dentro de costos razonables.

1.2.2 Objetivos específicos

- Identificar y describir los componentes de una exoprótesis transtibial
- Analizar los modelos existentes de exoprótesis transtibial y sus características más importantes.
- Aportar facilidad en la postura bípeda y la ejecución de la marcha (locomoción) en los pacientes con amputación transtibial.
- Elaborar un diseño seguro y ergonómico que pueda adaptarse a personas con amputación transtibial.
- Determinar el tipo de encaje a utilizar en el diseño de la exoprótesis.
- Seleccionar el material el cual será fundamental para determinar la durabilidad y resistencia de la exoprótesis.
- Diseñar y simular el modelo propuesto empleando un programa CAD (Computer Aid Design) realizando un estudio estático.
- Fabricar o manufacturar el modelo de exoprótesis propuesto.

1.3 Alcances

Identificación y descripción de los componentes de una exoprótesis transtibial y análisis de los modelos existentes de exoprótesis transtibial y sus características más importantes. Desarrollo de un dispositivo que facilite una postura bípeda y la ejecución de la marcha (locomoción) en los pacientes con amputación transtibial. Elaboración de un diseño seguro y ergonómico que pueda adaptarse a personas con amputación transtibial. Determinación del tipo de encaje a utilizar en el diseño de la exoprótesis. Selección del material el cual será fundamental para determinar la durabilidad y resistencia de la exoprótesis. Diseño y simulación del modelo propuesto empleando un programa CAD (Computer Aid Design) realizando un estudio estático. Fabricación del modelo de exoprótesis por manufactura.

1.4 Motivación

El desarrollo de las prótesis en el mundo ha avanzado hasta el punto de realizar prótesis que permitan mayor dinamismo al paciente que la utiliza, así como mayor comodidad.

Gran parte de los componentes de una prótesis son fabricados en el exterior, por ende para los venezolanos con amputaciones suele ser difícil adquirirlas, ya que es necesario importarlas y esto genera un aumento en el costo final de éstas. A pesar de que el socket o encaje es fabricado en el país por especialistas, elaborado a la medida de cada paciente para lograr un mayor confort en ellos, el precio final sigue resultando alto.

Surge la iniciativa de desarrollar un modelo de una exoprotesis transtibial que cumpla con las características más importantes que poseen los componentes traídos del exterior. De igual modo se desea motivar a la realización de este tipo de prótesis en el país ofreciendo confiabilidad a los usuarios.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO

A continuación se presentan las bases teóricas utilizadas para el desarrollo del trabajo especial de grado.

2.1 Biomecánica de extremidad inferior

El cuerpo humano ha sido diseñado para moverse mediante la acción de sus huesos, articulaciones y músculos, y este movimiento puede tomar variadas y complicadas formas. Debido a este hecho, se ha desarrollado la biomecánica; la ciencia que estudia los movimientos de los sistemas biológicos desde el punto de vista de la mecánica y las fuerzas que las generan.

Originalmente, la biomecánica se apoya en dos áreas de la física para explicar los procesos que ella estudia:

- **Cinemática:** parte de la física que estudia los movimientos, independientemente de la causa del mismo. Se divide en dos tipos: lineal y angular, en donde ambas presentan diferentes conceptos importantes de la física como la aceleración, la posición y la velocidad
- **Cinética:** parte de la física que estudia las fuerzas que producen los movimientos. Se divide en: lineal; que analiza las fuerzas y angular; encargada del análisis de los momentos.

2.1.1 Biomecánica de la Marcha

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático, entendiéndose ésta última como una disciplina terapéutica que se aplica para el tratamiento de disfunciones, trastornos y enfermedades concebidas, y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y órtesis.

La locomoción humana normal se compone de una serie de movimientos alternantes de las extremidades y del tronco, que dan como resultado el desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad. A este movimiento se le suman las fuerzas que son pertenecientes a los músculos y las fuerzas externas tales como la gravedad sobre el cuerpo, la inercia y relaciones con el suelo,

En la marcha humana la fuerza que el pie ejerce sobre el suelo debido a la gravedad y a la inercia, está en oposición con la reacción del suelo. Las componentes vertical y horizontal de la reacción del suelo generan una resultante en dirección hacia arriba y hacia atrás, por ello posteriormente ésta resultante pasa al eje de la rodilla. Ello daría como resultante la flexión de la rodilla si no se aplicara la restricción de la fuerza que ejerce el cuádriceps, de manera que la rodilla no se colapsa, pero se flexiona de forma controlada.

La locomoción humana normal se realiza mediante un ciclo, el cual comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo:

- Contacto del talón: se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo.

- Apoyo plantar: sucede con el contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo medio: ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital.
- Elevación del talón: ocurre cuando el talón se eleva del suelo.
- Despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

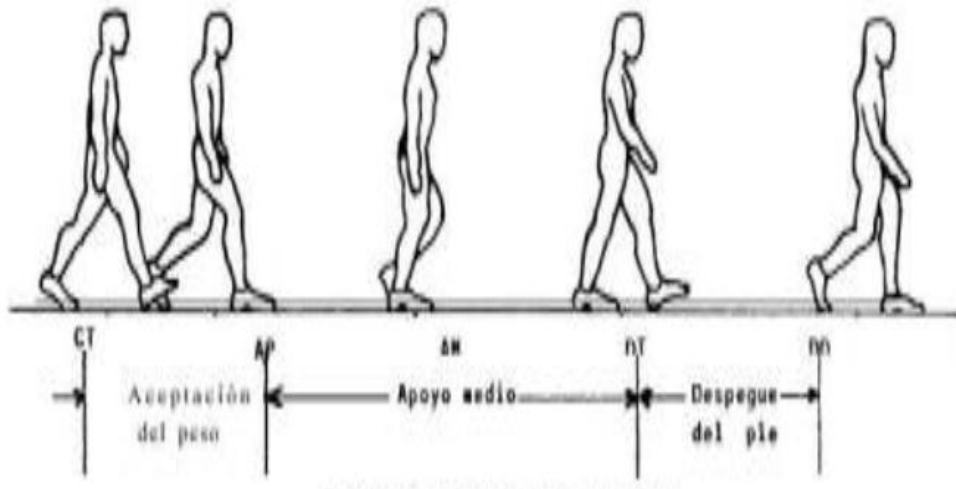


Figura 2.1 Subdivisión de fase de apoyo

La fase de apoyo puede también dividirse en los siguientes intervalos

- Intervalo de aceptación del peso: que empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar.
- Intervalo de apoyo medio: empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue del talón.
- Despegue: se extiende desde la elevación de los dedos

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de:

- **Aceleración:** se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo
- **Balanceo medio:** es cuando la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo
- **Desaceleración:** está caracterizado por la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo

Donde cada una de estas subdivisiones constituyen aproximadamente un tercio de la fase de balanceo.

Además de estos 2 componentes, también se encuentra la fase de doble apoyo que ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

Es importante destacar que aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias están dentro de pequeños límites.

2.1.2 Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano

Para describir mejor la biomecánica de cualquier articulación es necesario tomar en cuenta los planos y ejes en donde se realizan los diferentes movimientos.

Existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento del cuerpo humano:

- **Plano sagital:** es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda; también es conocido como el plano anteroposterior.

- Plano frontal: al igual que el plano sagital es un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; también es conocido como el plano coronal.
- Plano horizontal: divide el cuerpo en mitades superior e inferior, es también conocido como plano transversal.

Los movimientos de las articulaciones del sistema musculo-esquelético son en gran medida movimientos rotacionales y tienen lugar sobre una línea perpendicular al plano en el que ocurre dicho movimiento. A esta línea se le conoce como eje de rotación. Existen tres ejes de rotación que pueden definirse por la intersección de los ejes de movimiento antes mencionados.

- Eje sagital: pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo. Se forma por la intersección del plano sagital con el plano horizontal.
- Eje frontal: pasa horizontalmente de izquierda a derecha y es formado por la intersección de los planos frontal y horizontal.
- Eje vertical o longitudinal: pasa verticalmente de la mitad inferior a la superior del cuerpo, siendo formado por la intersección entre los planos sagital y frontal.

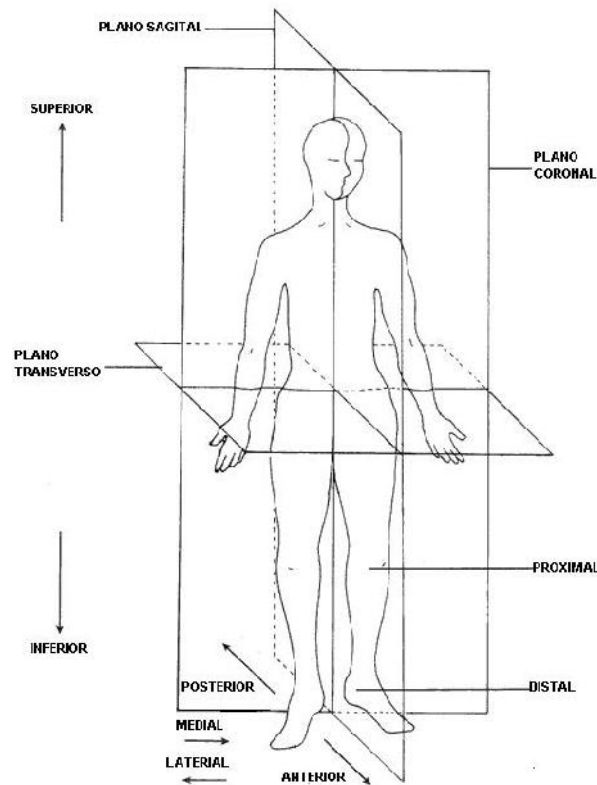


Figura 2.2 Planos y eje en el cuerpo humano

2.1.3 Articulaciones relacionadas

Para fines de este trabajo se estudiara la articulación de la rodilla, la cual es la más grande del cuerpo y al mismo tiempo es una de las más complejas. Las estructuras que comprende la rodilla son las siguientes

- Huesos: el fémur, la tibia, la patela o rotula y el peroné, que se une a la tibia sin entrar directamente en la articulación.
- Meniscos: formas de estructura cartilaginosa que se encuentran en el interior de la rodilla y son de suma importancia en el desplazamiento entre el fémur y la tibia. Se encuentran entre los cóndilos y los platillos

tibiales y debido a su elasticidad actúan como amortiguadores al momento de transmitir el peso a través de los huesos de la articulación.

- **Ligamentos:** son los encargados de conectar los extremos de los huesos. Existen dos ligamentos importantes a los lados de la rodilla, que son el ligamento lateral externo y el ligamento lateral interno, los cuales previenen que la rodilla se mueva demasiado hacia los lados. Por dentro de la rodilla, entre el fémur y la tibia existen otros dos ligamentos, el cruzado posterior y cruzado anterior, los cuales controlan el movimiento atrás-adelante de la articulación.
- **Músculos y tendones:** provocan el movimiento de flexión y extensión de la rodilla. Se pueden dividir en dos grupos diferentes como extensores y flexores.

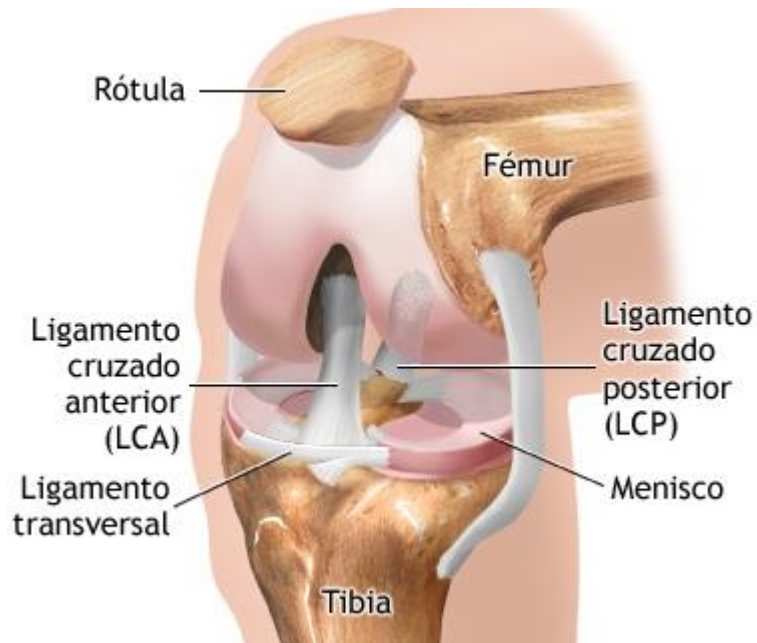


Figura 2.3 Partes de la rodilla

En realidad la rodilla es una articulación compuesta por tres articulaciones más pequeñas; dos articulaciones del tipo femoro-tibiales (entre el fémur y la tibia) y una de tipo femoro-patelar (entre el fémur y la rótula)

La rodilla se forma mediante la unión del extremo distal del fémur, donde se encuentran los cóndilos femorales, con el extremo proximal de la tibia, este extremo es casi plano y se conoce como meseta tibial o platillos tibiales, que pueden ser externo e interno, siendo el externo el más alejado de la rodilla. La rótula se desliza por en medio de los cóndilos en lo que se le conoce como escotadura intercondilea.

La rodilla cuenta principalmente con un sólo grado de libertad de movimiento, esto es, flexión y extensión. Este movimiento permite a la rodilla regular la distancia de separación del cuerpo con el suelo.

Además de este principal sentido de libertad, la rodilla cuenta, de manera accesoria, con un segundo sentido de libertad, que se presenta solamente en la flexión. Este movimiento es de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna.

Existe un tercer eje de movimiento en la rodilla pero no supone un movimiento; es simplemente el eje en donde un pequeño desplazamiento lateral de la rodilla en flexión ocurre. Este movimiento no afecta a la rodilla, sin embargo si transmite cierto movimiento al tobillo de 1 a 2 cm de amplitud solamente en la flexión.

2.2 Amputación

Se define amputación como la remoción o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. En relación al mecanismo de ejecución puede ser de dos tipos:

- Amputación Primaria o Traumática: es aquella producida por un agente traumático (accidente o un trauma) y es una de las causas más frecuentes de amputación.
- Amputación Secundaria o Quirúrgica: es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico.

2.2.1 Causas de una Amputación

Las causas para determinar una amputación son múltiples, pero entre las más comunes se pueden mencionar las enfermedades, los traumas y las deformaciones.

- Las enfermedades

Entre las enfermedades más frecuentes que pueden causar la amputación se incluyen dentro de los siguientes grupos:

Arterioesclerosis: Es un término que abarca diversas enfermedades en las cuales las paredes arteriales se engrosan y pierden elasticidad. La más común de estas enfermedades es la Aterosclerosis la cual deteriora la cubierta interna de la arteria y se engrosa la pared debido al depósito de células grasas y residuos, provocando una disminución del diámetro de la arteria disminuyendo el flujo sanguíneo. Esta enfermedad puede producir gangrena.

Gangrena: Es la muerte del tejido en una parte del cuerpo debido a la falta de suministro sanguíneo.

Diabetes: Es una enfermedad crónica que incapacita al organismo a utilizar los alimentos adecuadamente. En ella el azúcar y el almidón no son absorbidos apropiadamente por el organismo ocasionado una disminución de insulina.

Infecciones: Indica contaminación e implica un proceso por el cual ingresan gérmenes a una parte susceptible del cuerpo y se multiplican, provocando una enfermedad.

Tumores: Es una masa anormal de tejido corporal, que ocurre cuando las células se dividen excesivamente en el cuerpo. La amputación suele estar indicada en tumores malignos.

- Los traumas

Traumatismos: Se trata de una lesión física producida por un agente externo, entre los cuales se pueden nombrar los accidentes de trabajo, de tránsito, bélicos y similares, las lesiones por frío o calor, las quemaduras eléctricas, entre otros.

Lesiones nerviosas. Ocurren cuando hay úlceras tróficas en un miembro sin sensibilidad e infectado.

- Deformidades

Deformidades: Son anomalías congénitas o adquiridas e imperfecciones físicas parciales o totales de la extremidad, pueden requerir intervención quirúrgica para hacer más funcional la extremidad afectada.

2.2.2 Complicaciones De Las Amputaciones

Al realizar una amputación se pueden presentar complicaciones, entre ellas se indican:

- Contracturas

Es el estado de rigidez o contracción permanente involuntaria, reversible o no, de uno o varios grupos musculares, que mantiene la zona respectiva en una posición viciosa. Puede ser debida a un estímulo irritativo o a un desequilibrio funcional entre dos grupos musculares antagónicos.

- Neuromas

Se forman siempre sobre el final de un miembro seccionado. El dolor causado por un neuroma suele deberse a la tracción ejercida sobre un nervio cuando el tejido cicatricial tira de él.

- Infecciones

Muchas veces se puede dar en el momento de la cirugía, o se pueden presentar posteriormente a la amputación por una vía hematógica.

- Dolor posterior a la amputación

Esta clase de dolor es natural en cualquier procedimiento quirúrgico cuando la piel, los nervios, músculos y huesos son cortados. Generalmente, desaparece cuando se desinflama la piel y la herida se estabiliza.

- Dolor fantasma

Es un dolor aparentemente perceptible del miembro amputado (inexistente). El dolor fantasma es diferente del dolor del muñón. Varía mucho de una persona a otra.

El dolor fantasma no es un signo de locura, las causas no han sido aclaradas. No hay un solo tratamiento garantizado, pero sí hay muchos tratamientos que se pueden probar, de acuerdo con la clase de dolor.

- Sensación de miembro fantasma

Es una sensación o sensibilidad en la parte del miembro que ha sido extirpado. Puede sentir picazón, calor, frío, dolor, calambres, contracciones, movimientos y cualquier otra sensación. Casi todas las personas amputadas experimentan sensaciones fantasmas. Éstas se producen porque el cerebro “recuerda” las sensaciones de cuando tenía el miembro y todavía las reporta. Esta sensación no indica locura.

2.2.3 Nivel De Amputación

El nivel de amputación es la altura a la que se amputa la parte del cuerpo afectada y es determinante para elegir la prótesis adecuada. Éste es establecido por el médico antes de la operación y depende del motivo de la amputación.

Se considera dividiendo en tercios los segmentos como el brazo, antebrazo, muslo, pierna o las articulaciones cercanas, como el hombro, codo, muñeca, entre otras. Para fines de este proyecto nos centraremos en la amputación transtibial.

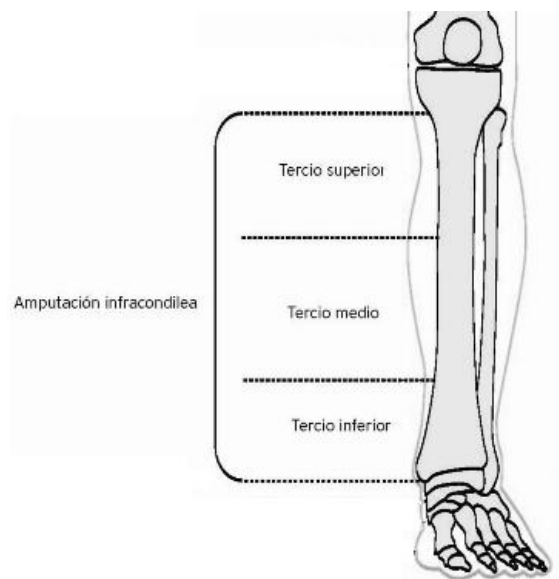


Figura 2.4 Nivel de amputación transtibial o infracondilea

2.2.3.1 *Amputación Transtibial (Amputación Por Debajo De La Rodilla)*

Se conoce como amputación transtibial aquella en la cual se amputa la zona inferior de la pierna, es decir, se cortan los huesos de la tibia y el peroné, conservando así, la articulación de rodilla.

Niveles de Amputación Transtibial

- Tercio superior o proximal está considerado como muñón corto.
- Tercio medio considerado como muñón medio.
- Tercio inferior o distal considerado como muñón largo.

El nivel de amputación para una correcta protetización exige que se sitúe en el tercio medio de la pierna. Si se realiza a niveles más distales, conseguir un buen almohadillado de muñón resultaría extremadamente difícil. En sentido inverso, proximalmente es apto para protetizar un muñón que tenga al menos siete centímetros desde la meseta tibial.



Figura 2.5 Amputación Transtibial

2.2.4 Muñón O Miembro Residual

El muñón es lo que permanece de la extremidad luego de la amputación, y para su funcionalidad, es esencial que tenga un brazo de palanca adecuado para el manejo de una prótesis, que sea capaz de soportar roces y presiones y que no sea doloroso. Por lo tanto es necesario que el médico elabore un muñón que sea capaz de aceptar una prótesis, es decir, es importante que el nivel sea el conveniente, que las

articulaciones del muñón sean suficientemente móviles, presentando una musculatura potente, sin trastornos circulatorios y la piel debe estar bien endurecida. En otras palabras si posee las características antes indicadas se puede considerar como un buen muñón.

2.2.5 Técnica Quirúrgica

En cualquiera de la técnica que sea elegida para realizar la amputación, el corte de la tibia debe realizarse uno o dos centímetros proximales al borde de piel más corto, realizando un bisel en su vértice anterior; el peroné siempre debe de seccionarse tres centímetros proximales al corte de la tibia e idealmente con bisel de afuera hacia adentro y de arriba hacia abajo; los bordes de los extremos óseos se deben remodelar, evitando bordes afilados.

2.3 Prótesis

El diccionario de la real academia define prótesis como un “Procedimiento para sustituir un órgano o parte de él por una pieza o un aparato artificial.” (Diccionario de la lengua española, 2005)

Las prótesis en términos generales son una extensión artificial creada por el hombre, las cuales se encargan de remplazar total o parcialmente un segmento del cuerpo ausente causado por una amputación mediante traumatismos o cirugía. También se incluyen cualquier componente artificial que tenga una parte en el interior del cuerpo por necesidades estructurales o funcionales.

2.3.1 Historia

A través de la historia, el ser humano ha estado expuesto a sufrir amputaciones o mutilaciones a causa de accidentes, enfermedades, deformidades de nacimiento o conflictos bélicos; por esto se puede asegurar que la historia de las prótesis se remonta a la antigüedad ya que han resultado ser una valiosa herramienta capaz de restituir el miembro faltante en sus aspectos básicos: comodidad, funcionalidad y apariencia. Una prueba de esto es el “dedo del Cairo”; una momia de sexo femenino encontrada en la necrópolis egipcia del oeste de Tebas de entre los años 1069 y 664 a.C., la cual poseía una prótesis en el primer dedo de su pie derecho fabricado en madera y cuero, es considerada como la prótesis más antigua en la historia de la Humanidad según investigadores de la Universidad de Manchester.



Figura 2.6 Dedo de Cairo

En el museo británico se exhibe un modelo de prótesis similar al “dedo del Cairo”, con la diferencia de que esta no se encuentra adherida al pie, fue fabricado entre 1295 y 664 a.C y está hecha de cartonaje y una especie de papel maché hecho de lino, pegamento y yeso. Al igual que el dedo del Cairo, presenta signos de

desgaste, lo que sugiere que fue usado por su dueño y no fue simplemente adjuntada al pie durante la momificación por razones religiosas o de rituales.

Debido al surgimiento de las grandes civilizaciones egipcia, griega y romana se comenzó a dar a la medicina un enfoque más científico y por ende, las prótesis también tuvieron un mayor desarrollo. Como ejemplo de esto se puede mencionar la existencia de una pierna artificial que data del año 300 a.C, la cual había sido hecha de bronce con centro de madera y ataduras de piel, esta se encontraba depositada en el colegio real de cirujanos en Londres donde fue destruida durante la II Guerra Mundial.

Durante la Edad Media; en los siglos XV y XVI, la mayoría de las prótesis fabricadas eran para piernas, hechas de madera o hierro. Éstas fueron reservadas principalmente para los soldados heridos y ciudadanos ricos, y además eran construidas por los mismos artesanos que hacían los trajes y las armaduras para los soldados.

Para el siglo XIX la guerra civil estadounidense despertó mayor interés en el desarrollo de nuevas tecnologías debido a la gran cantidad de amputaciones que se habían realizado. Se diseñaron prótesis de pierna donde se podía levantar el dedo del pie cuando se dobla la rodilla con el uso de los tendones artificiales, al igual que prótesis más ligeras con las que se logró simular un movimiento más natural. En 1863, Dubois L. Parmelee, de la ciudad de Nueva York hizo una mejora a la unión de las extremidades artificiales; diseñó una unión del *socket* (acoplamiento entre el muñón y componentes de la prótesis) al cuerpo mediante presión atmosférica. No era la primera persona en hacerlo, pero fue el primero en lograr resultados satisfactorios. También en 1898, el Dr. Vanghetti inventó un miembro artificial que podría moverse a través de la contracción muscular, y ya para el año 1868, Gustav Hermann comenzó a implantar la idea de utilizar aluminio en vez de acero.

En los años 1900, después de la Primera Guerra Mundial, se crea la Asociación Americana de Prótesis y Órtesis. En la Segunda Guerra Mundial el número de amputados aumenta lo suficiente para darse cuenta de que la tecnología de prótesis en ese momento no era la adecuada debido a que esta había obtenido pocos avances desde los años 1800. Fue cuando Northrup Aviation introdujo el uso de resinas térmicas para los sockets y componentes estructurales.

En los años 60's y 70's se introduce el soporte hidráulico, las prótesis endoesqueléticas y la piel sintética. En los años 80's se crea el pie "SAFE" que es uno de los primeros pies que almacenan energía.

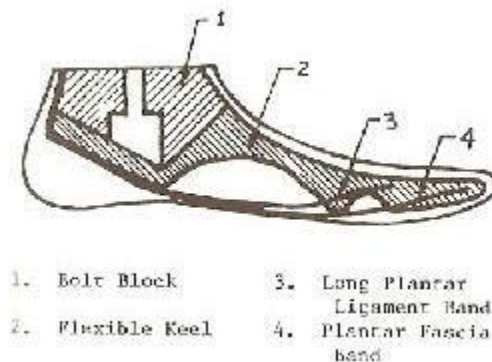


Figura 2.7 Pie SAFE

Desde la década de los 90's hasta la actualidad se han desarrollado prótesis especializadas para cada tipo de paciente y sus diferentes necesidades. En la rama de la biomecánica, el control microeléctrico es el más popular, el cual consiste en utilizar diferentes circuitos y sensores eléctricos para controlar los movimientos de una prótesis con el fin de lograr un movimiento más natural.

2.3.2 Clasificación

2.3.2.1 Clasificación dependiendo de su uso

Las prótesis se pueden clasificar dependiendo de su uso durante la rehabilitación del paciente amputado. Existen cinco tipos genéricos de estas prótesis: post operación, inicial, preparatoria, definitiva y de propósito especial, cada una usada en un determinado tiempo, aunque la mayoría de los amputados solo utilizan prótesis preparatoria y definitiva, y un número muy reducido de personas requieren de las prótesis de propósito especial.

Prótesis preparatoria: es utilizada durante los primeros meses de rehabilitación del paciente, y ayuda a facilitar la transición a la prótesis definitiva. Este tipo de prótesis acelera el proceso de rehabilitación del paciente debido a que es capaz de deambular antes de la maduración total de la extremidad residual.

Esta prótesis normalmente incluye muchos de los componentes enxoesqueléticos utilizados en la prótesis final pero carece de algunos componentes cosméticos con el fin de disminuir costos.

Prótesis definitiva: esta prótesis es diagnosticada cuando la extremidad del paciente se ha estabilizado, para asegurar que la prótesis dure el mayor tiempo posible. Las prótesis definitivas tienen un tiempo de vida de aproximadamente tres a cinco años, ya que después de este tiempo los dispositivos mecánicos se desgastan y su funcionamiento no es tan óptimo.

Prótesis de propósito especial: las prótesis de propósito especial son utilizadas para expandir las actividades del paciente.

2.3.2.2 Clasificación dependiendo del método de unión.

Las prótesis también se pueden clasificar dependiendo del método de unión a la parte a sustituir. Existen dos tipos de prótesis:

Endoprótesis (prótesis interna), son aquellas diseñadas para ser implantadas en el interior del organismo, tales como válvulas del corazón o sustitutos de articulación de rodilla, entre otros.

Exoprótesis (prótesis externa), son aquellas cuya colocación o remoción no requieren medios quirúrgicos y sobre las cuales se centrará este proyecto.

Dentro de la clasificación de las prótesis externas se encuentran dos grupos de extremidades artificiales: Prótesis de miembro superior e inferior.

Prótesis de miembro superior

Son aquellas utilizadas para reemplazar la totalidad o parte del brazo perdido. Existen varios tipos dependiendo de la anatomía, y del lugar anatómico de la falta del miembro, los cuales son:

- Amputación de la cintura escapular
- Desarticulación de hombro
- Amputación de brazo superior o transhumeral
- Desarticulación de codo
- Transcubital
- Desarticulación de muñeca
- Parcial de mano

Prótesis de miembro inferior

Son aquellas utilizadas para suplir extremidades comprendidas entre la cadera y la parte distal del pie, clasificándose de la siguiente forma:

- Desarticulación de cadera
- Transfemoral
- Desarticulación de rodilla

- Transtibial
- Desarticulación de tobillo
- Parcial de pie

Para fines de este proyecto se desarrollara una prótesis para amputación transtibial, la cual se describirá a continuación.

2.4 Prótesis para amputación transtibial

Básicamente una prótesis transtibial se compone de dos elementos, el encaje y el pie, unidos por un sistema de enlace que puede ser: una pieza tubular (pylon) fabricado de acero inoxidable, titanio, aluminio o fibra de carbono cuando se trata de una prótesis endoesqueléticas o de un plástico duro al que se le da la forma de la pierna del paciente en las prótesis exoesqueléticas.

En estos casos la persona mantiene su articulación natural de rodilla, siendo ésta de gran importancia y determinante en función a su posterior rehabilitación y readaptación laboral.

2.4.1 Funciones que debe cumplir una exoprótesis para amputación transtibial

Una exoprótesis para amputación transtibial debe poseer unas condiciones específicas para un funcionamiento exitoso.

En primer lugar debe tener la capacidad de apoyo estático en bipedestación. Esto significa que la prótesis pueda transmitir desde el muñón hasta el suelo las fuerzas estáticas generadas por el peso corporal, proporcionando el equilibrio.

Debe poseer además la capacidad de apoyo dinámico durante la marcha u otro tipo de actividad de la vida diaria. Es decir, que la prótesis debe ser capaz de soportar las cargas dinámicas del peso corporal y de la inercia durante la fase de apoyo y de oscilación de la marcha.

Debe tener capacidad de amortiguación de las fuerzas generadas durante la marcha y otras actividades diarias.

Y finalmente, debe tener momento, control e interacción entre el paciente y la prótesis; lo que significa que debe permitir la acción de la musculatura del muñón para asegurar la estabilidad de la rodilla durante el apoyo, control y movimiento de la prótesis durante la fase de oscilación.

2.4.2 Partes de una prótesis transtibial

Una prótesis transtibial se compone en su forma básica de un encaje o *socket* y del pie, conectados por un sistema de enlace que puede ser un tubo metálico cuando se trata de una prótesis endoesquelética o una carcasa de plástico o madera en las prótesis exoesqueléticas.

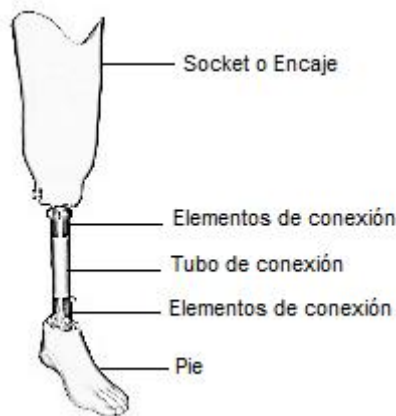


Figura 2.8 Prótesis transtibial

2.4.2.1 Encaje o socket:

El encaje sirve de receptáculo para el muñón y por tanto es la parte más delicada de la prótesis. Sus objetivos básicos son:

- Contribuir con la Biomecánica del muñón.
- Alojarse el volumen del muñón.
- Proporcionar enlace y fijación entre la prótesis y el muñón.
- Transmitir fuerzas (estática y dinámica).
- Transmitir y controlar movimientos.

Todas aquellas fuerzas generadas entre el paciente y la prótesis se transmiten sobre la superficie de contacto entre el muñón y la cuenca. Teóricamente se puede disminuir la presión cuando se aumenta la superficie de apoyo de la cuenca, por ser ésta el área de soporte. A partir de la fórmula de la presión, la cual es:

$$Presión = \frac{Fuerza}{\ddot{A}rea}$$

Se puede decir que a mayor área de carga, menor presión, y que a menor área de carga, mayor presión, esta fórmula es aplicada en los sockets protésicos, tanto transfemorales, como transtibiales.

En la protética hay lugares en el muñón en donde no se puede aplicar carga y otros lugares en donde sí. A continuación se enumerarán dichos lugares.

Áreas sensibles a la carga del muñón (Zona de Descarga)

Bordes o prominencias óseas que no pueden soportar presiones:

1. Borde del cóndilo medial del fémur

2. Tuberosidad medial de la tibia
3. Tuberosidad lateral de la tibia
4. Tuberosidad anterior de la tibia
5. Borde anterior de la tibia (cresta tibial)
6. Extremo distal de la tibia
7. Cabeza del peroné
8. Extremo distal del peroné

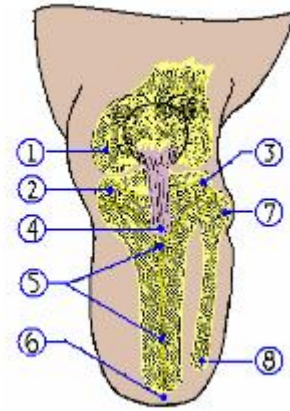


Figura 2.9 Áreas sensibles a la carga del muñón

Superficies que no son sensibles a la carga del muñón (Zona de carga):

1. La superficie medial completa de la tibia hasta la parte inferior de la tibia cerca del final óseo del muñón.
2. Toda la superficie interósea entre la tibia y el peroné.
3. El tendón rotuliano soporta presión pero no sus inserciones.
4. La superficie medial del cóndilo femoral está en condiciones de soportar presiones laterales, su función no es la de soportar carga sino la de evitar un movimiento lateral de la articulación anatómica (aducción – abducción).
5. La superficie lateral supracondilar sirve de contra-apoyo a la superficie medial.

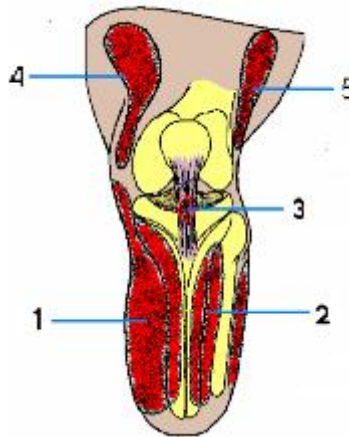


Figura 2.10 Superficies que no son sensibles a la carga del muñón

2.4.2.1.1 Tipos de cuenca y diseño

Se han desarrollado una serie de encajes los cuales poseen diversos métodos de sujeción al muñón.

El encaje K.B.M (Kondülen Bettung Munster) el cual consta de un encaje interior blando y un encaje exterior duro. Las orejas de la prótesis se encuentran a nivel supracondilar con apertura del socket a nivel de la patela, haciendo más cosmética esta prótesis.

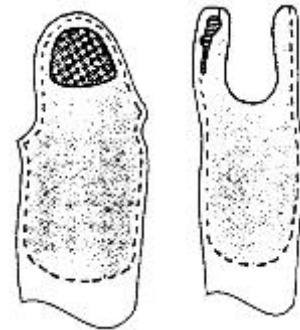


Figura 2.11 Diseño KBM

El encaje PTS (Patellar Tendon Support) el cual es usado principalmente para muñones cortos y consta en cubrir totalmente los cóndilos femorales

El encaje TSB (Total Surface Bearing) posee características del KBM aunque dispone de un liner hecho principalmente de aceite silicón el cual recubre al muñón permitiendo un contacto óptimo, sirve de interfase entre la prótesis y la piel del paciente. Esto se debe a que este tipo de encaje presenta un contacto total,

característica que sólo podemos conseguir gracias al liner que actúa como una capa de tejido adiposo.

El encaje P.T.B. (Patellar Tendon Bearing) consta de un encaje interior fabricado en material blando y un encaje exterior duro fabricado en resina plástica laminada, reforzada con fibra de vidrio o fibra de carbono, a fin de conseguir disminuir su peso. El encaje no es una reproducción exacta de la forma del muñón, sino que durante su fabricación se alteran las medidas originales del mismo con la finalidad de conseguir aumentar el apoyo en sus zonas blandas y disminuirlo en las óseas o sensibles a la presión.



Figura 2.12 Diseño PTB

2.4.2.2 Pie

El pie protésico sirve como elemento de apoyo de la prótesis sobre el plano del suelo, conserva estéticamente la anatomía del pie, y permite el desarrollo de la marcha en las diferentes superficies. Los pies protésicos se dividen en diferentes categorías.

- Pie SACH (tobillo firme con talón almohadillado)

Son los pies más sencillos, poseen una quilla rígida y un suave talón de goma. La compresión del talón suave posibilita que se accione el tobillo. Debido a su sencillez, precisan poco mantenimiento y son muy rentables para jóvenes en crecimiento.



Figura 2.13 Pie SACH Otto Bock

- Pie Multiaxial

Debido a que se mueven de lado a lado y de arriba a abajo, lo que permite su adecuación al terreno, se sugiere emplear estos pies para caminar sobre superficies irregulares. Sin embargo, requieren un riguroso mantenimiento debido a las piezas móviles que tiene.



Figura 2.14 Pie Multiaxial Journey Otto Bock

- Pie de respuesta dinámica

Son pies que cuando el paciente camina, absorben energía y “rebotan”, transmitiendo así un empuje. Existen muchos modelos y varían en costo, rigidez y facilidad de uso. Se recomiendan para personas activas, por lo que son una buena

elección para los jóvenes. Sin embargo, se debe tener en cuenta su costo y adaptabilidad a la hora de seleccionar el más apropiado.



Figura 2.15 Pie Axtion DP

2.4.2.3 Elementos de Conexión

Los elementos de conexión se utilizan para unir los componentes protésicos. Estos elementos también son conocidos como adaptadores y son fabricados de 3 materiales principalmente: acero inoxidable, aluminio y titanio y gracias a las propiedades de estos materiales, su resistencia, peso, precio, entre otras características cambian.

Existe una gran variedad de adaptadores o conectores. Entre los principales y más usados podemos encontrar los siguientes.

- Tubo conector o Pylon

Es el encargado de ajustar a la longitud de la prótesis. Los tubos se pueden encontrar de distintas longitudes y espesores y se pueden encontrar fabricados en aluminio, acero, titanio o fibra de carbono



Figura 2.16 Tubo con adaptador Otto Bock (izq) y Tubo sin adaptador (dcha)

- Adaptadores o conectores

Son los encargados de realizar las conexiones entre los componentes protésicos. Entre ellos se encuentran los adaptadores piramidales, que cuentan con una pirámide invertida la cual es introducida en su contraparte mejor conocida como adaptador hembra, logrando la alineación ideal para cada paciente. Existen las abrazaderas de tubo que permiten modificar las longitudes de una prótesis sin tener que cortar el tubo conector. Además podemos encontrar aquellos que van unidos a la cuenca como el adaptador de encaje para laminación de 4 agujeros el cual va laminado directo a la cuenca, y también hay adaptadores para encajes con “patas”.



Figura 2.17 Adaptador hembra con abrazadera Ossur (izq) y Adaptador con pirámide para laminación Otto Bock (dcha)

2.4.3 Factores a considerar para el estudio de una exoprotesis

Al construir una prótesis se deben considerar factores o condiciones, para obtener un buen desempeño y funcionalidad. Estas condiciones son:

- Condiciones fisiológicas

Describen la situación general del paciente (condición física y psicológica)

- Edad.
- Sexo.
- Complicaciones anexas de los órganos internos (corazón, circulación sanguínea).
- Complicaciones anexas del aparato locomotor (Enfermedad de los músculos, de los huesos, de las articulaciones).
- Condiciones psíquicas en general.

- Condiciones fisiopatológicas

Describen la situación del muñón.

- Grado o nivel de amputación.
- Técnica de amputación.
- Longitud del muñón.
- Circulación del muñón.
- Condición ósea del muñón.
- Consistencia de los tejidos.
- Condición muscular.
- Alcance de los movimientos.
- Condiciones de la piel.
- Condiciones de la cicatriz.

- Resistencia.
- Capacidad de soportar carga.

- Condiciones biomecánicas

Es la relación entre las condiciones biológicas y fisiológicas que actúan en el cuerpo del paciente.

- Condiciones fisiológicas.
- El medio ambiente (puesto de trabajo, condiciones en su lugar de habitación, entretenimientos, deportes).
- Selección de componentes (según tipo de actividad, peso y medio ambiente).
- Descripción del diseño de la cuenca.
- Análisis de locomoción (estático, dinámico).
- Diseños especiales de fabricación.
- Especificación de los fabricantes.

- Condiciones mecánicas

Son determinadas por las fuerzas biomecánicas, que actúan sobre la prótesis. Entre ellas se encuentran.

- Fuerzas de tensión (en la fase de tracción).
- Fuerzas de presión (carga vertical del usuario).
- Momentos de flexión (anterior - posterior medial - lateral).
- Momentos de rotación (en especial en las articulaciones).
- Momentos de torsión (alrededor del eje vertical).

2.5 Prótesis convencionales y de alta tecnología

2.5.1 Prótesis convencionales

Las prótesis convencionales o de baja tecnología son aquellas que cuentan con pocos recursos económicos para su elaboración, y de estudios poco especializados. Estas prótesis son las que más construyen las empresas pertenecientes al área.

Entre las ventajas de las prótesis convencionales se puede decir que son elaboradas con tecnología de bajo costo y por ende pueden producirse en serie, ya que cuentan con un tiempo de fabricación bastante corto (2 horas para producir el miembro inferior a la rodilla y 3 horas para el superior). Debido a esto poseen un bajo precio de venta en comparación con las prótesis de alta tecnología. Son además cómodas, de rápida adaptación para los usuarios, brindando también un aspecto muy cercano al del miembro original. Sin embargo éstas prótesis tienen movimiento limitados ya que no poseen actuadores que lo propicien, además de no tener la capacidad de adaptarse automáticamente a las diferentes condiciones a la que se somete el usuario; como superficies irregulares o la velocidad del caminar.

Un ejemplo de las prótesis de baja tecnología son las elaboradas por Thai Industrialist Development Forum, hechas de acero, aluminio (el pylon), y de plástico recubierto con poliuretano (el pie). Debido a los materiales de los que están hechos proporcionan comodidad, evitan laceraciones en la piel, reducen la presión en la pierna y tienen un peso conveniente. Además cada componente puede ajustarse, incluyendo la longitud.

2.5.2 Prótesis de alta tecnología

Las prótesis de alta tecnología son aquellas que requieren de grandes recursos económicos además de una exhaustiva y profunda investigación que incluso está actualmente realizándose y por tanto son muy recientes los avances.

En cuanto a las ventajas, se incluyen todas las que poseen las prótesis de baja tecnología en materia de comodidad. Además, estos modelos sí tienen la capacidad de adaptación automática a las necesidades del usuario. Sin embargo, para cumplir estas características las prótesis ameritan un tiempo de fabricación más largo, debido a su complejidad. También tienden a ser más pesadas porque contienen elementos internos que regulan su funcionamiento, haciendo que el período de adaptación del paciente sea más largo. Por último, a causa de la avanzada tecnología y de sus ventajas, los precios de venta son bastante elevados e inaccesibles para la mayoría de las personas.

Un ejemplo de una prótesis de alta tecnología es la *C-Leg*®, creada en Alemania en 1997 por la compañía Otto Bock. Está controlada por un software que es actualizable, y que se encarga de adaptar la prótesis a los movimientos y necesidades del usuario. Además automáticamente se ajusta a la velocidad de uso realizando 50 mediciones por segundo, así como 50 regulaciones en la válvula hidráulica simultáneamente. Su costo es aproximadamente de unos \$ 40.000 y su garantía puede abarcar hasta los 4 o 5 años.



Figura 2.18 C-Leg

2.6 Prótesis en Venezuela

En Venezuela la industria de la producción de prótesis es escasa o casi nula. Los casos de faltas de extremidades son atendidos y solventados con la importación de piezas y equipos protésicos de otros países y por las prótesis convencionales que elaboran algunos hospitales, como es el caso del Hospital Ortopédico Infantil.

En algunas universidades se investiga sobre el tema con el fin que fomentar una iniciativa para la fabricación en masa de prótesis más económicas y con prestaciones similares a las extranjeras, sin embargo los proyectos no tienen aún carácter comercial,. Un ejemplo de esto se encuentran los ingenieros mecánicos egresados de la Universidad del Zulia (LUZ) los cuales desarrollaron en su tesis de pregrado, el proyecto: Diseño y fabricación de una prótesis articulada de extremidad inferior (prótesis de pierna para amputación por encima de la rodilla).

También existen centros de importación y de elaboración de prótesis, que actualmente están en período de creación. Un ejemplo de estos sitios, ya laborando desde hace varios años, es el taller BIOTECPRO C.A., bajo la tutela del Técnico Superior en Ortopedia, Fernando Carvalho. En dicho taller, ubicado en Los Flores de Catia, se elaboran prótesis de bajo costo, y conjuntamente con el INCES se adiestran personas para la fabricación de prótesis.

CAPITULO III

MARCO METODOLÓGICO

3. Diseño de la Prótesis

Debido a que no se trabajó con un paciente fijo para el diseño de la exoprótesis transtibial se establecieron los parámetros de diseño y se optó por patrones ideales y supuestos, es decir, un muñón ideal con amputación transtibial tercio medio y componentes protésicos para pacientes con un peso de hasta 100 kg.

En el diseño de la prótesis primero se generaron nuevas y diferentes propuestas, pero luego se decidió que los componentes debían ser similares y compatibles con los existentes en el mercado. Es por ello que el diseño de las piezas surge de los componentes de la empresa alemana Otto Bock, pionera en la fabricación de prótesis. Las dimensiones fueron adaptadas al proceso de fabricación seleccionado y aquellas dimensiones necesarias para establecer la compatibilidad entre piezas se mantuvieron iguales.

Los componentes que conforman la prótesis fueron diseñados con un software de dibujo y de diseño 3D.

3.1 Diseño del encaje

El encaje o socket es una pieza diseñada especialmente según la anatomía del muñón del paciente, debe copiar ésta geometría considerando la función estructural de contener y resistir el peso del mismo.

Para soportar el peso del cuerpo cómodamente se realizan ajustes y rectificaciones biomecánicas del molde, logrando una pre-compresión del muñón.

Estos ajustes son normalmente realizados empíricamente por los ortopedistas, al momento de tomar el molde negativo del muñón con vendas enyesadas ejercen presión para crear depresiones en algunas áreas tolerables a la presión.

El modelo que se seleccionó fue una cuenca KBM (Kondülen Bettung – Münster) recomendada para muñones tercio medio, envuelve medial y lateralmente los cóndilos del fémur y fija con ello la prótesis al muñón. Esta forma de suspensión de la prótesis se conoce bajo el concepto de “apoyo supracondilar”.

El encaje está conformado por una primera capa de material suave en contacto directo con el muñón para proporcionar comodidad al paciente y las capas siguientes de un material más sólido estructuralmente resistente y liviano que soportará las cargas del peso.



Figura 3.1 Cuenca KBM

3.2 Diseño de los adaptadores protésicos

El diseño del sistema endoesquelético o kit modular está compuesto por un anclaje para laminación, un adaptador ajustable para tubo y el tubo adaptador.

3.2.1 Anclaje para laminación

Es el adaptador entre el encaje y el adaptador ajustable para tubo. Las dimensiones son 33,2 mm de alto y 67 mm de ancho, tiene cuatro agujeros que

conectan con el encaje y una pirámide invertida la cual es introducida en su contraparte conocida como adaptador hembra (adaptador ajustable para tubo), la unión de estas dos es de gran importancia para la alineación de la prótesis.

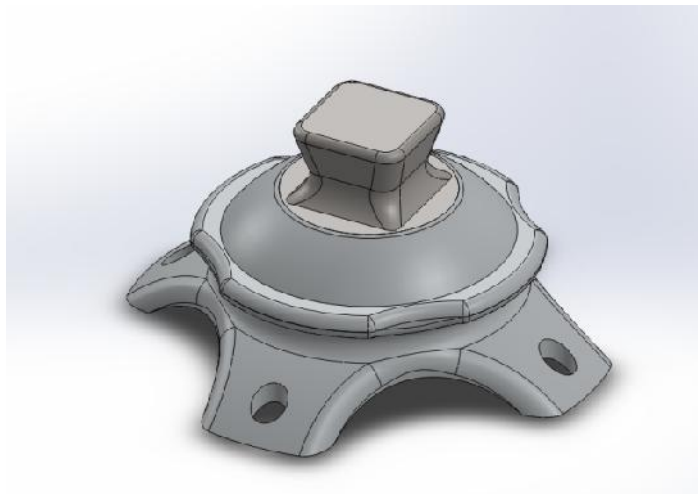


Figura 3.2 Anclaje para laminación

3.2.2 Adaptador ajustable para tubo

Es el componente que funciona como conector entre el anclaje para laminación y el tubo. Es un adaptador tipo hembra incluye cuatro tornillos que al apretarlos empujan las paredes de la pirámide provocando cierta angulación conocida como alineación. También incluye una abrazadera de tubo, que permite modificar las longitudes de la prótesis. La pieza tiene de diámetro externo 33,2 mm y de alto 47 mm.

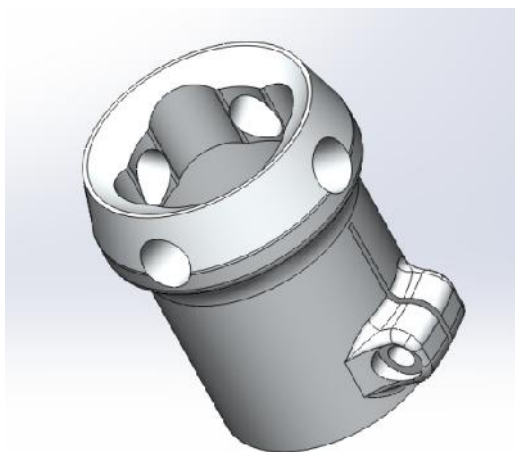


Figura 3.3 Adaptador ajustable para tubo

3.2.3 Tubo adaptador

Esta pieza permite la conexión entre el adaptador ajustable para tubo y el pie, se compone de un tubo de diámetro externo 30 mm y de alto 300 mm y un adaptador hembra fijo a uno de los extremos del tubo de diámetro externo 33,2 mm y de alto 47 mm.

El tubo es muy importante ya que se ajusta a la altura particular del paciente, en el diseño es presentado a una altura estándar, posteriormente según el caso se realiza el corte necesario.

El adaptador es un conector clave, su fijación debe ser precisa, de lo contrario puede generar rotación durante la marcha. De igual manera que el adaptador ajustable para tubo es un adaptador hembra posee cuatro tornillos que permiten la alineación con el conector de pirámide invertida del pie.

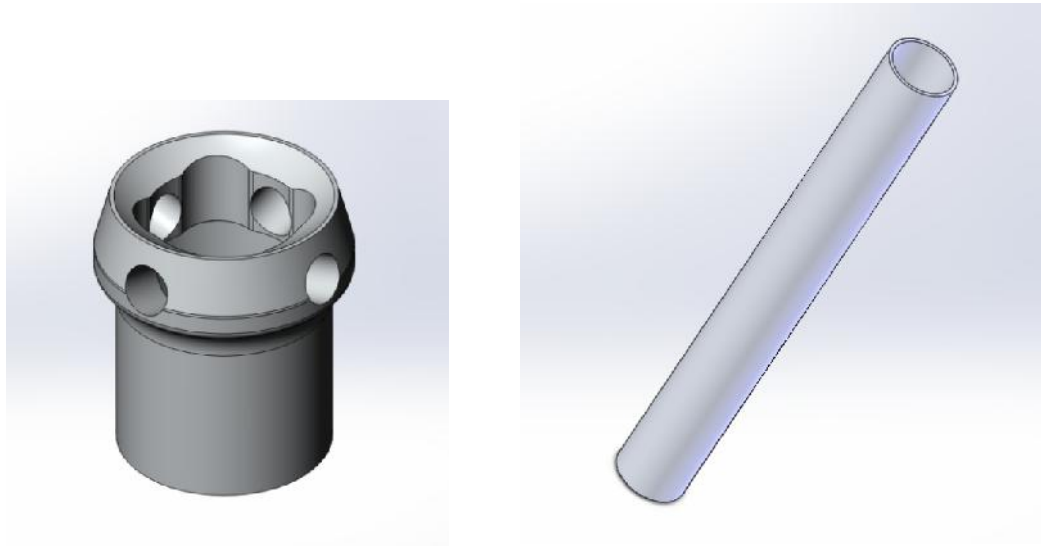


Figura 3.4 Adaptador (izq.) y Tubo conector (dcha.)

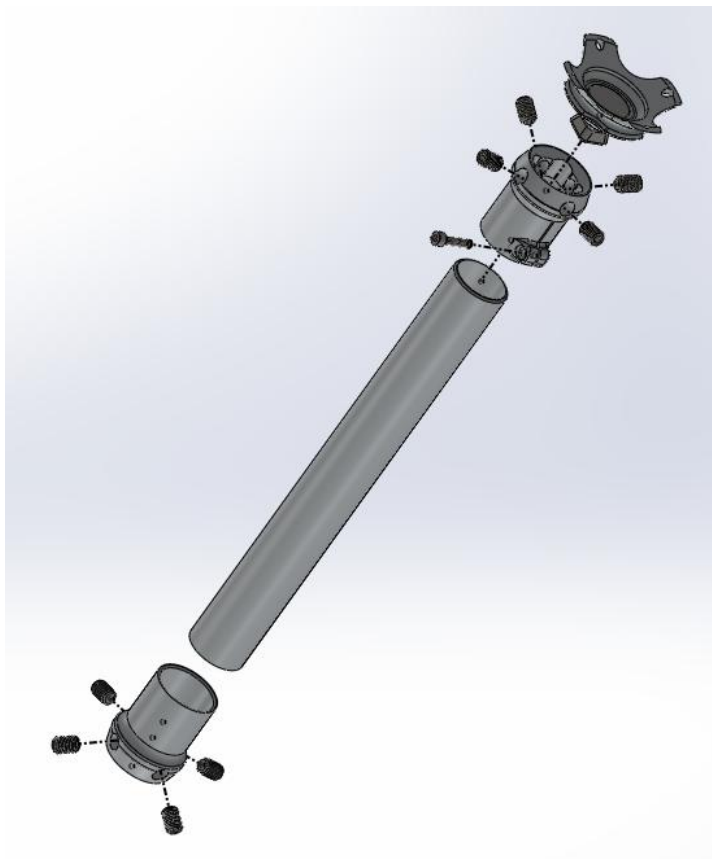


Figura 3.5 Ensamblaje de los adaptadores protésicos

Los planos de los adaptadores antes descritos, se encuentran en el *Apéndice A*.

3.3 Análisis de Esfuerzo

Con la finalidad de predecir el comportamiento de las piezas se realizó el estudio estático, utilizando un software con la herramienta de elementos finitos.

Cuando se aplican cargas a un sólido, éste se deforma y el efecto de las cargas se transmite a través del sólido. Las cargas externas inducen fuerzas internas y reacciones para generar un sólido en estado de equilibrio.

El análisis estático lineal calcula los desplazamientos, las deformaciones unitarias, las tensiones, las fuerzas de reacción y la distribución del factor de seguridad en una pieza basándose en el material, las cargas y las sujeciones. El material falla cuando la tensión alcanza un determinado nivel.

El criterio de máxima tensión de von Mises se basa en la teoría de von Mises-Hencky, también conocida como teoría de la energía de cortadura. En términos de las tensiones principales σ_1 , σ_2 y σ_3 , la tensión de von Mises se expresa de la siguiente manera:

$$\sigma_{VonMises} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}{2}}$$

La teoría expone que un material dúctil comienza a ceder en una ubicación cuando la tensión de von Mises es igual al límite de fluencia a tensión. En la mayoría de los casos, el límite elástico se utiliza como el límite de tensión.

$$\sigma_{VonMises} \geq \sigma_{limit}$$

El límite elástico es una propiedad dependiente de la temperatura. El factor de seguridad en una ubicación se calcula a partir de:

$$\text{Factor de seguridad} = \frac{\sigma_{limit}}{\sigma_{Von Mises}}$$

Para calcular la tensión de la pieza el análisis estático lineal realiza varias suposiciones

- Suposiciones del análisis estático lineal

Suposición estática: Las cargas se aplican lenta y gradualmente hasta que alcanzan sus magnitudes completas. Luego las cargas permanecen constantes (sin variación en el tiempo).

Suposición de elasticidad: La pieza vuelve a su forma original si se eliminan las cargas (no hay deformación permanente).

Suposición de linealidad: La relación entre cargas y respuestas inducidas es lineal, es decir, si se duplica las cargas, la respuesta del modelo (desplazamientos, deformaciones unitarias y tensiones) también se duplica.

- Método de elementos finitos

El software utiliza análisis estáticos lineales, basados en el Método de elementos finitos para calcular la tensión.

El análisis de elementos finitos (FEA), proporciona una técnica numérica fiable para analizar diseños de ingeniería. El proceso empieza con la creación de un modelo geométrico. Luego el programa subdivide el modelo en partes pequeñas de formas sencillas llamadas elementos que están conectadas en puntos comunes denominados nodos. El proceso de subdividir el modelo en pequeñas partes se llama mallado.

- Pasos del análisis

Para el análisis se definieron los siguientes parámetros de estudio, siguiendo una serie de pasos:

1. Sujeciones: Se colocan para evitar que la pieza se mueva cuando se aplican cargas, sin embargo las sujeciones son tratadas como perfectamente rígidas, ocasionando resultados no realistas en los alrededores de la misma.
2. Cargas: Para simular los efectos de una carga en una pieza, se aplican fuerzas, presiones o ambas.
3. Material: Se definen todas las propiedades de material y el modelo de material especificado. Un modelo de material describe el comportamiento de éste y determina las propiedades requeridas.
4. Ejecutar: Después de asignar el material, definir las cargas y restricciones, se malla el modelo, en esta opción existe la posibilidad de modificar los parámetros del mallado. La precisión de la solución depende de la calidad de la malla, en general, cuanto más fina es la malla mayor es la precisión.
5. Resultados: Luego de ejecutar el análisis el programa muestra la respuesta de la pieza en animación para así comprobar que se aplicaron las cargas y sujeciones correctas, en caso de no obtener la deformación esperada el programa permite regresar para modificar las sujeciones y/o las cargas. Si la deformación es la esperada, se muestran los resultados, entre ellos, distribución de tensión (tensión de von Mises), distribución de desplazamiento, deformación unitaria y la distribución del factor de seguridad.

3.4 Descripción del ensayo

Para la simulación de los adaptadores y su posterior construcción primero se realizó el estudio estático de cada uno de los componentes de la prótesis transtibial. Las piezas se analizaron por separado, ya que, estos componentes se pueden ensamblar con otras piezas compatibles. Posteriormente se realizó un segundo análisis estático del ensamblaje completo de los adaptadores, durante las diferentes etapas de la fase de poyo en el ciclo de la marcha.

El estudio se consideró para una persona con una masa de 100 kg y las propiedades mecánicas de todos los materiales empleados se asumieron linealmente elásticos, isotrópicos y homogéneos.

El informe detallado de cada pieza se encuentra en el apéndice incluye la información de malla, así como todos los diagramas de los resultados.

3.4.1 Análisis de esfuerzo anclaje para laminación

El análisis se realizó con la finalidad de estudiar el comportamiento del anclaje para laminación, se asignó el material, se colocaron las sujeciones en áreas de la pieza que están en contacto con el encaje y se aplicó una carga axial igual al peso 1000 N.

El máximo valor de esfuerzo obtenido está ubicado en la pirámide invertida del adaptador y fue 5.446 MPa valor menor que el límite de fluencia del material. La deformación máxima fue 3.132e-005. El desplazamiento máximo fue 0.000237904 mm. El factor de seguridad más bajo encontrado en el diseño fue 37.9721, es decir, la pieza no falla.

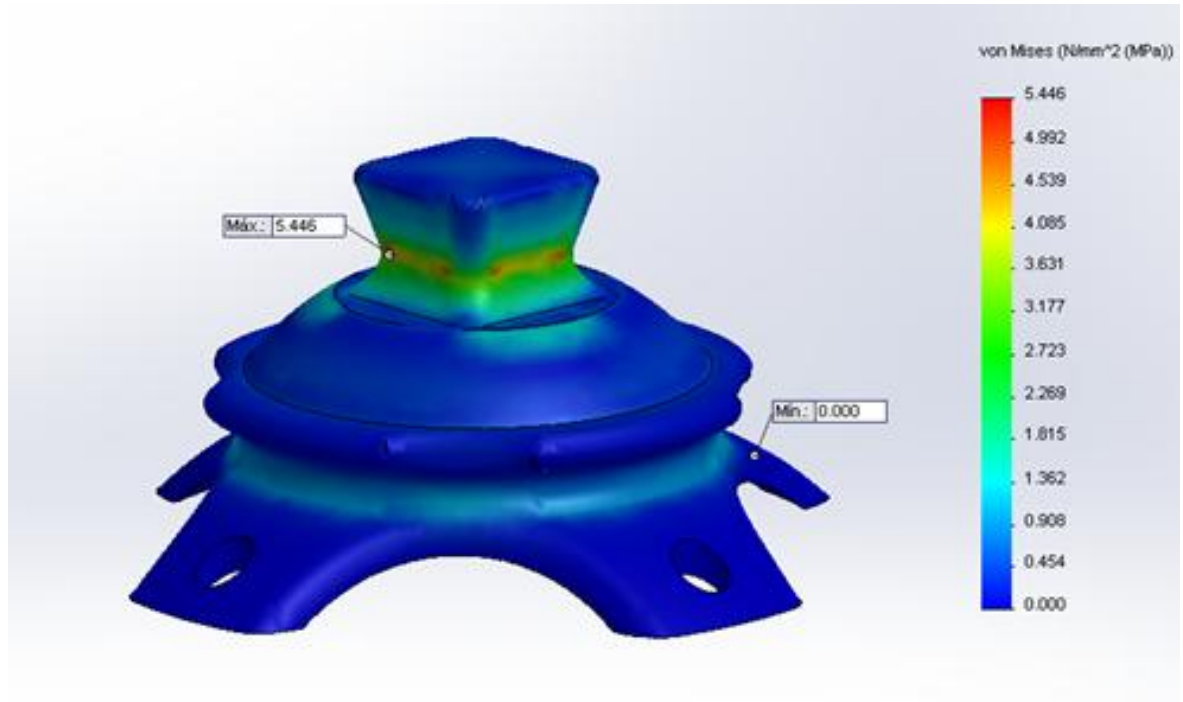


Figura 3.6 Anclaje para laminación diagrama Esfuerzo de Von Mises

3.4.2 Análisis de esfuerzo Adaptador ajustable para tubo

Se realizó la simulación al adaptador ajustable, se asignó el material, se colocaron las sujeciones correspondientes y se aplicó la carga axial de 1000 N.

El diseño y el material propuesto desempeñan un buen comportamiento ante las cargas presentes. El máximo valor de esfuerzo Von Mises obtenido fue 5.598 MPa. La deformación máxima fue $5.937e-005$. El desplazamiento máximo 0.000956367 mm. El factor de seguridad más bajo encontrado fue 28.40, es decir la pieza no ha empezado a ceder debido a que el esfuerzo de Von Mises no alcanza el límite elástico del material.

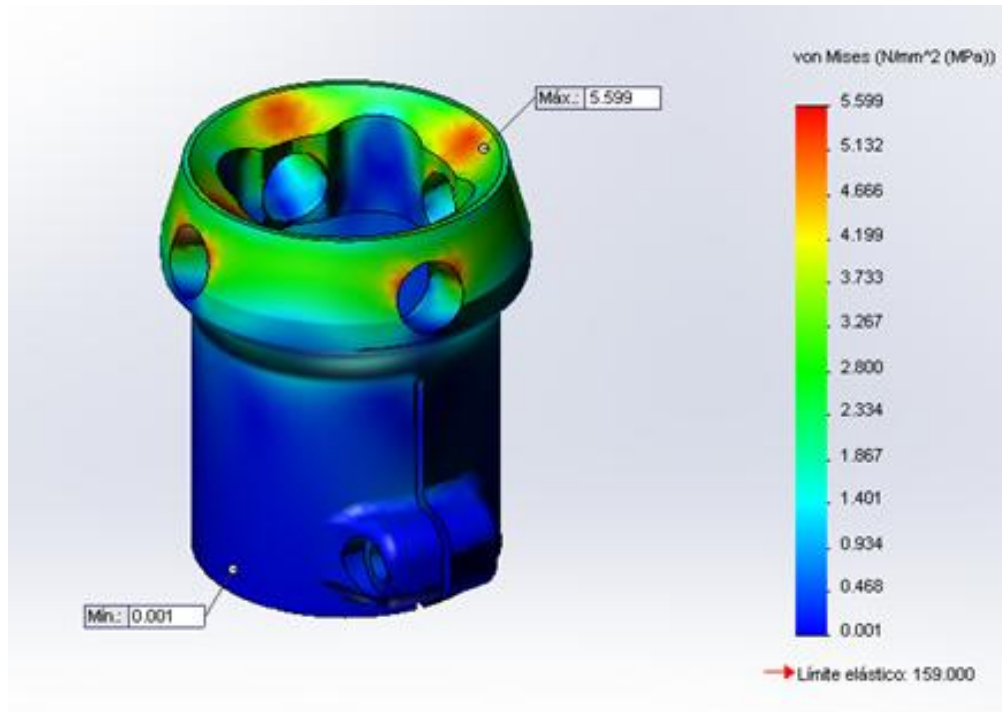


Figura 3.7 Adaptador ajustable diagrama Esfuerzo de Von Mises

3.4.3 Análisis de esfuerzo Tubo conector

Se definieron los parámetros de estudio como el material, las sujeciones respectivas y la carga axial de 1000 N.

El estudio de tensión Von Mises determinó las fuerzas y desplazamientos del sólido. El máximo valor de esfuerzo fue 23.605 MPa ubicado en el adaptador. La deformación y desplazamiento máximo situado en el tubo conector fue 0.000246 y 0.0312 mm. El factor de seguridad más bajo en el diseño fue 6.142 la pieza no falla, su comportamiento es elástico y no se produce deformación plástica ni ruptura.

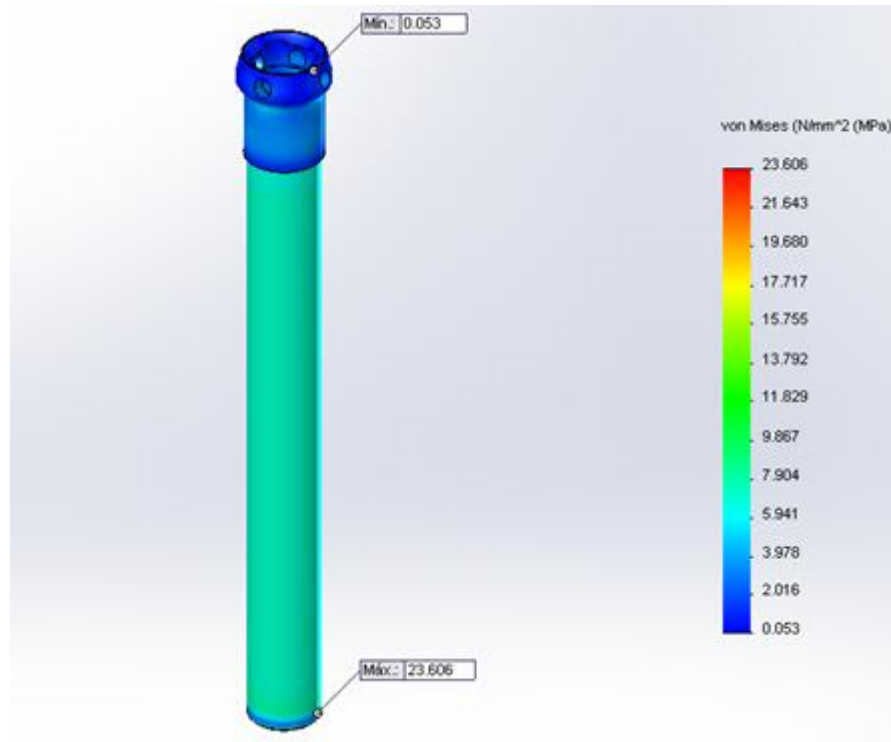


Figura 3.8 Tubo conector diagrama Esfuerzo de Von Mises

3.4.4 Análisis de esfuerzo Prótesis Transtibial

La segunda simulación fue realizada con el fin de analizar el comportamiento del ensamblaje completo de los adaptadores. Para ello fue necesaria una prótesis de pie junto con su conector, ya que, se usaron las cargas de reacción transmitidas al pie, durante el ciclo de la marcha.

El análisis estático se realizó en la fase de apoyo en las subdivisiones, apoyo del talón, apoyo medio y despegue, siendo ésta la más crítica. Se colocaron las fuerzas de reacción correspondientes a cada etapa para una persona de 100 Kg. La sujeción se realizó en la parte proximal de la prótesis transtibial, es decir, en el

anclaje para laminación. Se consideraron las propiedades mecánicas de todos los materiales empleados linealmente elásticos, isotrópicos y homogéneos.

Para este estudio por ser de mayor complejidad, la geometría del modelo usado comparado con una prótesis real, en el análisis de elemento finito fue simplificada, no hay abrazadera en el adaptador ajustable y los tornillos usados fueron modelados como cilindros. Los resultados en las diferentes etapas y para los componentes de la prótesis se muestran en la tabla 3.1

El diseño y los materiales propuestos desempeñan un buen comportamiento ante las cargas presentes. Los resultados más altos se obtuvieron durante la fase de despegue, el máximo valor de esfuerzo Von Mises obtenido del análisis de elemento finitos fue de 124.60 MPa ubicado en el tubo conector, el desplazamiento máximo situado en el adaptador de tubo fue 1.87 mm, la deformación máxima fue 0.00165 localizada en el tubo conector, al igual que el factor de seguridad mínimo siendo éste 1.17, la pieza no falla.

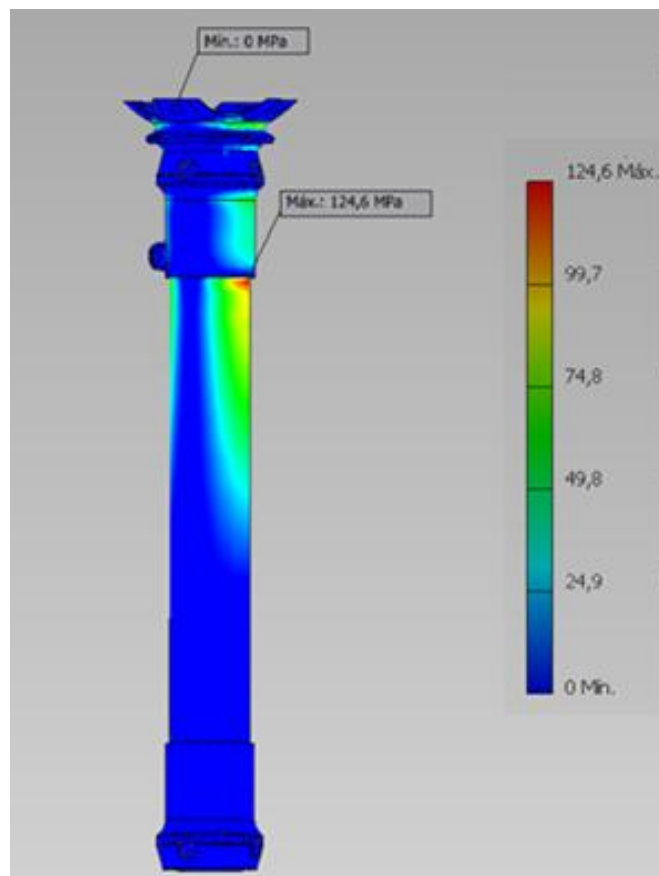


Figura 3. 9 Prótesis transtibial Esfuerzo Von Mises en la fase de despegue

Tabla 3.1 Resultados de la simulación del ensamblaje completo en las diferentes fases del ciclo de la marcha.

Fase del Ciclo de la Marcha	Componente	Max. Esfuerzo Von Mises (MPa)	Max. Desplazamiento (mm)	Max, Deformación	Min. Factor de Seguridad
Apoyo del Talón	Anclaje para Laminación	29.50	2.82e-3	3.86e-4	5.39
	Adaptador Ajustable	24.03	1.94 e-2	3.06e-4	6.62
	Tubo Conector	76.77	0.18	1.007e-3	1.89
	Adaptador de Tubo	95.00	0.24	1.212e-3	1.67
Apoyo Medio	Anclaje para Laminación	13.13	1.36e-3	1.72e-4	12.11
	Adaptador Ajustable	19.62	8.95e-3	2.50e-4	8.11
	Tubo Conector	30.95	0.36	3,98e-4	4.69
	Adaptador de Tubo	63.95	0.40	8.09e-4	2.49
Despegue	Anclaje para Laminación	92.44	9.40e-3	1.21e-3	1.72
	Adaptador Ajustable	123.10	7.99e-2	1.57e-3	1.29
	Tubo Conector	124.60	1.75	1.65e-3	1.17
	Adaptador de Tubo	35.4	1.87	4.51e-4	4.49

4. Materiales y Proceso de Fabricación

4.1 Materiales y proceso de fabricación del encaje

Debido a que el encaje es de suma importancia para el confort del paciente es necesario realizar previamente a la fabricación del mismo una detallada toma de medidas las cuales servirán para poder obtener un mejor y más eficiente encaje.

Existen dos principales métodos para esto, entre ellos se encuentran:

- Después de examinar el muñón, el técnico ortoprotésista mide y anota la longitud y circunferencia de ambos lados, el amputado y el sano. Medidas que serán utilizadas durante la modificación del molde positivo.

Una vez tomadas estas medidas, se realiza un molde negativo del muñón con vendajes de yeso sobre el miembro amputado en la cual el medico marca las prominencias de los huesos, las áreas sensibles a la presión y otros detalles que requieran una atención especial. Luego de que el molde se ha endurecido, se extrae suavemente dejando un negativo en el cual posteriormente será vertido un yeso líquido con el fin de obtener un molde positivo del muñón del paciente.

- Otro método utilizado para la toma de medidas es en el que se debe llenar un formulario, ya sea el paciente o el médico encargado, con ciertas medidas y datos únicos del muñón a tratar con el fin de luego ser introducidos a un CNC el cual procede a la creación de un molde positivo en yeso o espuma de poliuretano.

Para este tipo de proceso se recomienda, para un entendimiento más claro y una interpretación más correcta del muñón, acompañar los procesos anteriores con imágenes fotográficas del muñón en cuestión, marcando las zonas de importancia.

Aparte de estos dos métodos, existe un tercero el cual omite la fabricación de un molde positivo del muñón a tratar, ya que simplemente el encaje es fabricado

directamente sobre el muñón y es utilizado como protección un Liner de silicón o gel UP.

Ya conocida la forma del muñón se procede a la fabricación del encaje, para lo cual existen diversos materiales y métodos de fabricación. Dependiendo del proceso con el que se desee realizar, cada material posee sus ventajas y desventajas frente a los demás.

Se han realizado matrices de decisión donde se disponen características esenciales que se deberían considerar a la hora de elegir el material y el proceso de fabricación. Se estableció una escala de valor comprendida del 1 al 5, dándosele a las propiedades o características el mayor puntaje (5) cuando éstas beneficien al producto final. A manera de ejemplo serian: para el caso del costo del material lo esperado seria que el precio fuera lo menor posible, por ende a cada material con un costo de adquisición BAJO se les daría un puntaje de 5 o por encima de 1 dependiendo del resto de los materiales con los que fueron comparados; en cambio cuando se habla de resistencia a la fractura se espera que esta sea ALTA debido a que generaría mayor tiempo de vida del producto, así que se le asignaría un valor de 5 o por encima de 1 a este propiedad.

A continuación se expondrán los puntos tratados en las Tablas Comparativas realizadas, así como una corta explicación de lo que se consideró para fijar los puntajes:

- Peso: se busca una prótesis liviana para facilitar el andar del paciente. (Alto = 1; Bajo = 5)
- Rigidez: referente a la capacidad de soportar esfuerzos sin obtener una mayor deformación. (Alta = 5; Bajo = 1)
- Precio: se tomó en cuenta el economizar en la fabricación de las prótesis para ser más accesibles al paciente. (Alto = 1; Bajo = 5)

- Tiempo: menor tiempo fabricando, mayor producción. (Alto = 1; Bajo = 5)
- Características de Formación: para los termoplásticos se consideró el comportamiento del material en el proceso mediante la temperatura de formación y el tiempo de calentamiento de cada lámina. (Excelente = 5, Mala = 1)
- Contracción: Para los termoplásticos, capacidad del material de contraerse luego de ser formados. (Alto = 1; Bajo = 5)
- Resistencia: engloba la dureza del material. (Alta = 5, Baja = 1)
- Flexibilidad: referente a la maleabilidad del material durante el proceso. (Alta = 5; Baja = 1)
- Dificultad de Proceso: relativo a la serie de pasos necesarios para llevar a cabo el proceso. (Alta = 1; Baja = 5)
- Resistencia Mecánica: propiedad dada a las resinas, luego de ser unida a un elemento fibroso. (Alta = 5; Baja = 1)
- Proceso: en las resinas usadas, el grado de dificultad que presenta al proceso asociado (Fácil = 5; Difícil = 1)
- Adherencia: respecto a las resinas, facilidad de unión a las fibras. (Alta = 5; Baja = 1)
- Costo de Proceso: comparación entre procesos de fabricación de la cuenca donde se consideró el costo de los materiales, maquinaria y mano de obra. (Alto = 1; Bajo = 5)

Entre los procesos de fabricación de las cuencas resaltan dos principales métodos:

4.1.1 Fabricación de cuenca por Termoformado

Es un proceso el cual se inicia calentando una lámina de termoplástico con el fin de reblandecerlo y deformarlo, la duración del calentamiento de la lámina dependerá del tipo del polímero y el grosor de la lámina usada.

A continuación, el plástico deformado es colocado sobre el molde del muñón hecho en yeso donde se ejerce una presión negativa (o vacío) el cual es usado para que el termoplástico adopte la forma deseada.

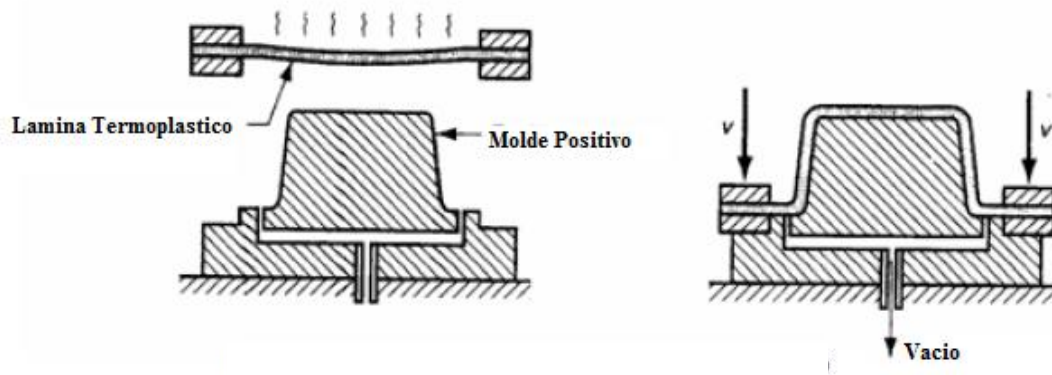


Figura 4.1 Proceso esquemático de termoformado



Figura 4.2 Cuenca fabricada por Termoformado

Los termoplásticos usados en estos casos son aquellos plásticos que pueden ser ablandados debido a que sus macromoléculas están unidas por débiles fuerzas que se rompen con el calor, permitiendo que sean moldeados a presión de manera permanente. A continuación se presentan los termoplásticos más comunes expuestos en una tabla comparativa:

Tabla 4.1 Termoplásticos

Material	Características de Formación	Contracción	Peso	Resistencia	Rigidez	Flexibilidad	Tiempo	Dificultad de Proceso	Precio	Total
Polipropileno	Buenas 4	Alta (Aprox. 7%) 1	Bajo 5	Alta 5	Medio Alto 4	Media-Alta 4	Poco 5	Difícil 1	Bajo 5	29
Poliestireno	Buenas 4	Baja (Aprox. 1%) 5	Bajo 5	Media-alta 4	Alto 5	Baja 1	Poco 5	Fácil 5	Bajo 5	30
Ionómero	Excelente 5	Media (Aprox. 3%) 3	Bajo 5	Media-alta 4	Medio Alto 4	Alta 5	Poco 5	Buena	Medio-bajo 2	25
Etileno Vinilo Acetato	Intermedias 3	Media (Aprox. 3%) 3	Bajo 5	Intermedia 3	Intermedia-baja 2	Media-Alta 4	Poco 5	Fácil 5	Bajo 5	29
Copoliester	Excelente 5	Baja (Aprox. 1%) 5	Bajo 5	Media-alta 4	Media-alta 4	Media-Alta 4	Poco 5	Fácil 5	Regular 3	30

4.1.2 Fabricación por Laminación con fibra:

Para la fabricación de la cuenca por laminación con fibras se deben colocar, luego de ya tener el modelo en positivo del muñón a tratar, una bolsa de PVA (Polivinilo de Acetato) directamente en contacto con el molde positivo y sobre esta se disponen diferentes capas de materiales como polifon, estoquinate y fibra de carbono o vidrio, luego es colocada de forma ajustada una segunda bolsa de PVA la cual se fija al plato de succión por un extremo y por el otro se une a un embudo.

Se realiza una mezcla de resina, peróxido, catalizador (en ciertas ocasiones es usada pintura marrón para darle a la cuenca un aspecto más natural), y un acelerante el cual varía el tiempo de secado de la cuenca, esta mezcla se vierte por el embudo de la bolsa de PVA donde se distribuye equitativamente, procurando que este se impregne bien por todo el molde.

Se activa la válvula de succión la cual permite la evacuación del aire atrapado entre la resina y el refuerzo de fibra de vidrio o de carbono y además, produce un espesor bastante uniforme de la capa formada. Luego que la mezcla dentro del PVA endurezca, se retira el plato de succión para proceder a realizar algunos cortes de material sobrante y el pulido de la cuenca.

El tiempo de secado varía dependiendo de los mezclas de químicos que se utilice. Igualmente la cantidad de materiales y en sí, el tipo de material a usar varía dependiendo del especialista protésico.



Figura 4.3 Fabricación de cuenca sobre plato de succión (izq.) y modelo de cuenca por laminación (dcha.)

Las fibras más comunes en este tipo de fabricación se presentan a continuación en una tabla comparativa donde son expuestas ciertas propiedades, a nuestro criterio importante, a la hora de decidir la mejor entre ellas:

Tabla 4.2 Fibras

Material	Precio	Peso	Resistencia	Rigidez	Dificultad de Proceso	Flexibilidad	Total
Fibra de Carbono	Alto 1	Bajo 5	Alta (como el acero) 5	Medio-alta (Epoxi lo hace rígido) 4	Fácil 5	Media-alta 4	24
Fibra de Vidrio	Medio-bajo 4	Bajo 5	Media-alta (comparado con F.C) 4	Media-alta (pero menos que F.C) 4	Fácil 5	Alta 5	27

Es de suma importancia la elección de una buena resina que reaccione con el resto de los materiales utilizados en la fabricación de una cuenca, la matriz comparativa que se muestra a continuación expone las resinas más comunes y algunas de sus propiedades que se deben considerar a la hora de utilizar una de ellas:

Tabla 4.3 Resinas

Material	Precio	Peso	Resistencia Mecánica	Proceso	Adherencia	Contracción	Total
Poliéster	Bajo 5	Bajo 5	Media-alta 4	Fácil 5	Media-alta 4	Alta 1	32
Epoxi	Alto 1	Bajo 5	Alta 5	Fácil 5	Alta 5	Baja 5	36
Acrilico	Intermedio 3	Bajo 5	Alta 5	Medio-fácil 4	Media-alta 4	Medio-baja 4	33
Poliamidas	Alto 1	Bajo 5	Media-alta (depende contenido de humedad) 5	Medio-fácil 4	Media-alta 4	Baja 5	33

4.1.3 Comparación entre Procesos de Fabricación de Cuenca

Para definir cuál proceso de fabricación es el ideal se realizó una matriz de decisión donde se compararon varias características del cada proceso de tal forma de obtener un resultado más rápido y eficaz.

Según los datos obtenidos por la matriz de decisiones mostrada a continuación el proceso de laminado con fibras es más eficiente que el proceso de termoformado. Aunque si se comparan de manera general cada proceso con sus ventajas y desventajas puede resultar favorable.

Ambos métodos de fabricación son de gran utilidad dependiendo de lo que se desee obtener como producto final considerando que comúnmente el termoformado es usado para el desarrollo de cuencas preparatorias que frecuentemente son modificadas un par de veces para ser remodeladas en caso de errores y cambio en el muñón, mientras que el proceso de laminación la mayoría de las veces es usado como método de fabricación de encaje final con una laminación de fibras de carbono o vidrio.

Tabla 4.4 Tabla Comparativa de Procesos de Fabricación

Proceso	Peso	Resistencia	Rigidez	Dificultad de Proceso	Flexibilidad	Tiempo	Costo de Proceso	Total
Termoformado	Bajo 5	Media-alta 4	Media-alta 4	Medio (calentado, fundido, moldeado a P y enfriado) 3	Media-alta 4	Medio-bajo 4	Medio-alto 2	26
Laminación con Fibra	Bajo 5	Alta (mecánica y térmica T<500) 5	Alta 5	Medio 3	Media (baja resist a Flexión) 3	Medio-alto 2	Medio-bajo 4	27

4.2 Materiales y proceso de fabricación de adaptadores protésicos

4.2.1 Materiales

La selección del material no puede realizarse independientemente de la elección del proceso por el cual va a ser formado, unido, acabado y tratado. Además en el costo interviene tanto la selección y la forma en que es procesado. Por otra parte debe reconocerse que un buen diseño no es suficiente para vender un producto, los aspectos estéticos y ergonómicos son muy importantes.

Para la selección de materiales las propiedades como resistencia y densidad son primordiales para este proyecto, ya que el peso de la prótesis debe de tener el menos peso posible, siempre y cuando tenga un alto grado de resistencia. Con estos parámetros se deduce que el material viable a usar y el más predominante en el diseño de la prótesis es el aluminio en dos aleaciones diferentes, ya que su densidad es de 2700 kg/m^3 y los esfuerzos que soporta son suficientes. Las características de los tipos de aleaciones de aluminio a emplear así como sus propiedades se nombraran a continuación.

- Aluminio A380

Para los componentes de la prótesis como el anclaje para laminación, el adaptador y el adaptador ajustable para tubo se utilizó la aleación de aluminio A380, debido a que es una aleación empleada para fundiciones y éste es el proceso de fabricación seleccionado en las piezas nombradas anteriormente.

La aleación A380 ofrece la mejor combinación de propiedades de inyección y de características mecánicas y térmicas. Posee muy buenos resultados en cuanto a fluidez, hermeticidad y resistencia al agrietado en caliente. Este aluminio es utilizado para una amplia variedad de productos.

Tabla 4.5 Composición Química Aluminio A380

Material	Porcentaje (%)
Cobre	3.0-4.0
Magnesio	0,1
Hierro	1,3
Estaño	0,35
Níquel	0,5
Manganeso	0,5
Zinc	3,0
Silicio	7,5-9,5
Otros	0,5

Tabla 4.6 Propiedades Mecánicas Aluminio A380

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	7.1e+010	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	2.65e+010	N/m ²
Densidad	2760	Kg/m ³
Límite de tracción	317000000	N/m ²
Límite elástico	159000000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	2.12e-005	/K
Conductividad térmica	109	W/(m.K)
Calor específico	963	J/(kg.K)

- Aluminio 6063 T5

Para el tubo de la pieza tubo adaptador corto se seleccionó la aleación de aluminio 6063 T5, ésta es una aleación que se utiliza comúnmente para aplicaciones residenciales y comerciales. La designación T5 se refiere al tipo de tratamiento térmico que se le da a este material, en este caso la letra T corresponde a un tratamiento térmico de solubilización, cuya resistencia es estable dentro de unas semanas después de que este ha sido tratado. Y el T5 específicamente indica que es enfriado a partir de un proceso de conformado a alta temperatura y envejecido artificialmente.

Tabla 4.7 Composición Química Aluminio 6063 T5

Material	Porcentaje (%)
Silicio	0,2-0,6
Hierro	0-0,35
Cobre	0-0,10
Manganeso	0-0,10
Magnesio	0,45-0,9
Cromo	0-0,10
Zinc	0-0,10
Titanio	0-0,10

Tabla 4.8 Propiedades Mecánicas Aluminio 6063 T5

Módulo elástico	6.9e+010	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	2.58e+010	N/m ²
Densidad	2700	Kg/m ³
Límite de tracción	185000000	N/m ²
Límite elástico	145000000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	2.34e-005	/K
Conductividad térmica	209	W/(m.K)
Calor específico	900	J/(kg.K)

- Acero inoxidable AISI304

Para la pirámide invertida que forma parte del anclaje para laminación se utilizó el acero inoxidable AISI304.

El acero es un material muy fuerte y resistente, sin embargo es relativamente pesado, por lo que no es la mejor opción en una prótesis, sin embargo debido a estas propiedades se puede utilizar para fabricar componente pequeños como es el caso en el anclaje para laminación, en donde importa más la resistencia del material para soportar las fuerzas y el peso del cuerpo, que el diseño de la pieza.

Una aleación muy utilizada en las prótesis es el acero inoxidable, tiene excelentes características de formado, así como una alta resistencia a la corrosión.

Tabla 4.9 Composición Química Acero inoxidable AISI304

Material	Porcentaje (%)
Carbono	0,08
Manganeso	2,0
Fosforo	0,045
Sulfuro	0,030
Silicón	0,75
Cromo	18,0-20,0
Níquel	8,0-10,5
Nitrógeno	0,10

Tabla 4.10 Propiedades Mecánicas Acero inoxidable AISI304

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	1.9e+011	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.29	NA
Módulo cortante	7.5e+010	N/m ²
Densidad	8000	Kg/m ³
Límite de tracción	5.1702e+008	N/m ²
Límite elástico	2.0681e+008	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.8e-005	/K
Conductividad térmica	16	W/(m.K)
Calor específico	500	J/(kg.K)

4.2.2 Proceso de fabricación de adaptadores protésicos

Debido a la complejidad de las piezas que conforman la prótesis transtibial fue necesario fabricar las piezas mediante dos procesos: fundición por revestimiento y mecanizado. Con el proceso de fundición se obtuvo gran parte de la forma final de

cada una de las piezas, los agujeros y cavidades se realizaron mediante el mecanizado individual de cada adaptador.

4.2.2.1 Fundición por revestimiento

Para la fabricación de los adaptadores protésicos se utilizó principalmente el proceso de fundición por revestimiento, método que se optó por utilizar debido a que conlleva un buen acabado superficial y es más económica que otras fundiciones (*Anexo 1. Tablas comparativas de procesos de fundición*), además la cera usada para la fabricación del molde puede ser recuperada y reutilizada. Se disponía de las maquinarias necesarias para realizar este proceso en el Taller de Corpórea Producciones ubicado en el IMME Sur de la Universidad Central de Venezuela.

La fundición por revestimiento consiste primero en realizar un modelo en cera o plástico (poliestireno) de la pieza que se desea fabricar. Esto se llevó a cabo mediante la inyección de cera (288B Pattern Wax en pastillas) fundida en un molde de metal previamente fabricado.



Figura 4.4 Cera 288B Pattern Wax en pastillas

En este caso, mediante un centro de mecanizado por control numérico se realizaron los diferentes moldes en aluminio para mecanizar con las preformas de cada pieza a fabricar. Según los datos estadísticos adquiridos de piezas fundidas en el taller donde se realizaron las piezas, con aluminio A380 (material con el que se fabricaron

las piezas protésicas) se obtuvo un factor de contracción de 0,2mm con respecto a la medida original, por ende se buscó realizar los moldes con una sobremedida la cual nos permitiera obtener unas piezas con las dimensiones lo más cercanas a las diseñadas luego de fundir el aluminio. En el *Apéndice B* se muestran los planos a detalle de cada molde fabricado.

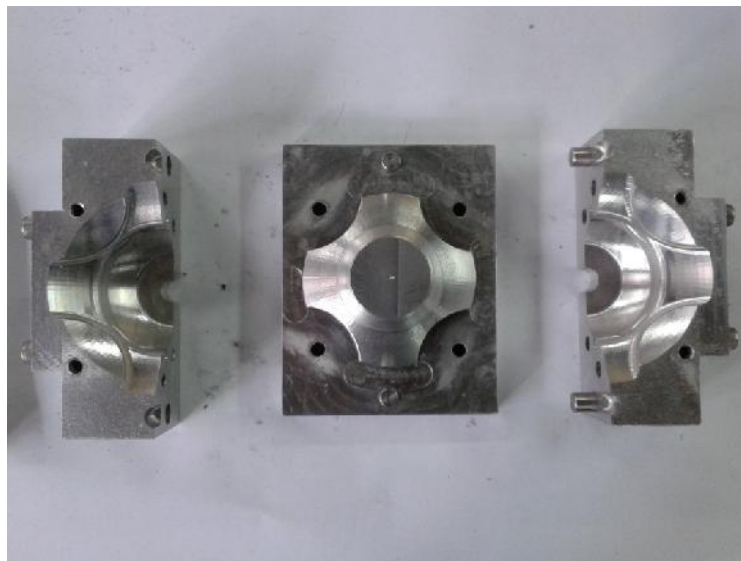


Figura 4.5 Molde en aluminio de Anclaje para Laminación

Luego de la inyección de cera en cada molde se desmoldó cada pieza en cera. Para agilizar la fabricación e incrementar la tasa de producción se procedió a unir un conjunto de estos patrones sobre una superficie del mismo material, cera 288B, mediante el calentamiento por un caudín del punto de inyección de cada pieza y pegándolo a esta superficie para así formar un molde llamado árbol.

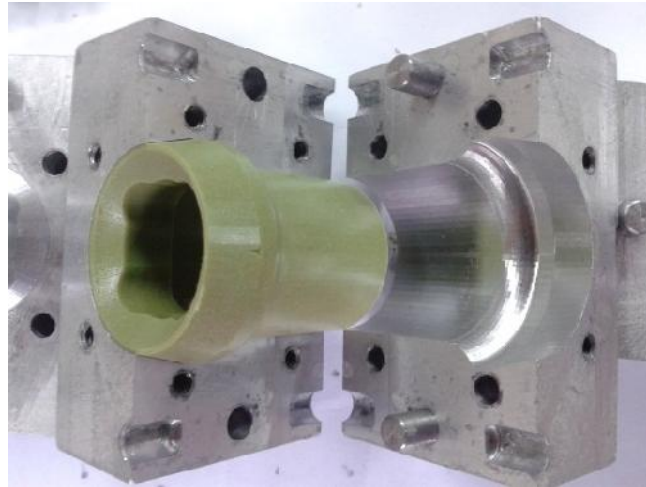


Figura 4.6 Desmolde de Adaptador para Tubo



Figura 4.7 Construcción de árbol de cera (izq.) y árbol finalizado (dcha.)

Luego de fabricado, el árbol se sumergió en un barro de material refractario y aglutinante conocido como lecho, hasta quedar recubierto en su totalidad, momento en el que se extrajo para ser recubierto por una capa de un refractario en forma granular. Una vez seca la primera capa se repitió el procedimiento sumergiéndolo en el segundo lecho (tantas veces fuera necesario) y antes de secarse cada una de estas

cubiertas posteriores se recubrió con una capa de refractario granular a fin de incrementar su espesor, a medida que aumentaba el número de capas se utilizó refractarios más gruesos.

Los materiales utilizados para recubrir los modelos en cera fueron.

Lecho primera capa:

- Remasol Adbond Advantage (aglutinante)
- Zircon Dry Milled (refractario)
- Fused Silica (refractario)

Lecho segunda capa y posteriores:

- Remasol Adbond Ultra (aglutinante)
- Remasol 48RG200 (refractario)
- Fused Silica (refractario)

Como refractarios granulares se utilizaron:

- 1ra capa: Zircon Sand
- 2da capa: Remasil 48RG30
- 3ra capa y posteriores: Remasil 48RG50

El secado del molde revestido se realizó a temperatura ambiente durante 24 horas, aproximadamente. Posteriormente el molde fue calentado en un horno infrarrojo a una temperatura de 90°C, dejándose en una posición invertida durante aproximadamente 4 horas para fundir la cera residual dentro del molde.



Figura 4.8 Horno infrarrojo

El molde fue introducido al horno, donde gradualmente se aumentó la temperatura con el fin de realizar el “curado” del molde, quemándose el resto de cera dentro.

Ya con el molde sin cera, se procedió al vaciado del Aluminio A380 previamente fundido a una temperatura entre 680°C a 700°C, se debe considerar que el molde estuvo a la misma temperatura que el aluminio para prevenir el choque térmico. Luego de solidificado se rompió el molde para poder retirar el árbol en aluminio con las diferentes piezas protésicas.



Figura 4.9 Vaciado de aluminio en moldes



Figura 4.10 Fundición ruptura del molde

Cada pieza fue separada de la base por el punto de inyección y expuestas a un tratamiento termino T6 el cual consistido en introducir las piezas en el horno a 525°C durante 6 horas y media, luego enfriadas bruscamente y vueltas a ser introducidas al horno a una temperatura de 165°C por 4.5 horas. Posteriormente las piezas fueron pulidas para eliminar ciertas imperfecciones y superficies irregulares causadas por la fundición.

4.2.2.2 Proceso de Mecanizado

Luego de obtener las piezas por fundición se procedió al mecanizado de cada una de ellas individualmente. Se realizó para cada modelo una hoja de procesos donde se especificó el tiempo aproximado de cada mecanizado y un tiempo total. A continuación se expone un formulario, aclarando cada término utilizado en dicha hoja:

Fórmulas Mecanizado con Torno:

- Velocidad de Corte = V_c $\left[\begin{array}{ll} \text{Refrentado: 50\%} & \text{Rosado: 30\%} \\ \text{Cilindrado: 80\%} & \text{Ranurado: 50\%} \\ \text{Coneado 80\%} & \text{Taladrado 30\%} \end{array} \right]$ m/min
- Revoluciones por minuto: $n = \frac{V_c \times 1000}{\pi \times D_m} = [rev/min]$
- Avance: $f = \sqrt{\frac{R_{max} \times 8 \times r_e}{1000}} = [mm/rev]$ donde R_{max} = Rugosidad máxima y r_e = Radio de la herramienta
- Diámetro Medio: $D_{\bar{M}} = \frac{D_M + D_m}{2} = [mm]$ donde el D_M = Diámetro mayor y D_m = Diámetro menor
- Velocidad de Avance: $V_f = n \times f = [mm/min]$
- Profundidad de Mecanizado: $d_t = \frac{D_i - D_f}{2} = [mm]$ (Para Cilindrado)

$$d_t = h = 0.68 \times \text{paso} \text{ (Para Roscado)}$$

El d_t para el refrentado depende de r_e
- Numero de Pasadas: $i = \frac{d_t}{f} = [rev \times mm/min]$ donde d_i = Profundidad de corte o mecanizado

Este valor para Roscado varia en:

$$\left\{ \begin{array}{lll} 0 < \emptyset & 10 & i = 5 \\ 10 < \emptyset & 20 & i = 10 \\ 20 < \emptyset & 40 & i = 20 \\ \emptyset > 40 & & i = 30 \end{array} \right.$$

- Longitud de Mecanizado: $Lm = L + 2\text{paso} = [\text{min}/\text{rev}]$ (Para Roscado)

$$Lm = \frac{Di - Df}{2} \text{ (Para Refrentado y Ranurado)}$$

- Tiempo de Mecanizado: $Tm = \sum \frac{Lm \times i}{vf} = [\text{min}]$

NOTA: Para estos casos, se utilizó una velocidad de corte de 50 m/min cuando se trabajó con aluminio y de 15 m/min en el caso de aceros para calcular la velocidad de corte (Vc) con los porcentajes anteriormente dados. Datos obtenidos mediante tabla ubicada en el *Anexo 2* y experiencia de los trabajadores del taller donde se fabricó las piezas de la prótesis.

Cálculos tipo

Como ejemplo de estos cálculos se consideró el cilindrado realizado para el utillaje:

Proceso: Cilindrado

Herramienta: HSS

Con un tocho de 1½” de diámetro, se buscó realizar un cilindrado hasta alcanzar la medida de 30mm.

$$\text{Diámetro medio: } D_{\bar{M}} = \frac{Di + Df}{2} = \frac{38.1 + 30}{2} = 34,05 \text{ mm}$$

Con una Velocidad de corte de 45 m/min, y sabiendo que para el proceso de cilindrado se utiliza el 80% de la velocidad, obtenemos que $V_c = 36$ m/min.

$$n = \frac{V_c \times 1000}{\pi \times D_f} = \frac{36 \times 1000}{\pi \times 34.05} = 336.54 \text{ rpm}$$

Calculando el avance se obtuvo:

$$f = \sqrt{\frac{R_{max} \times 8 \times r_e}{1000}} = \sqrt{\frac{2.5 \times 8 \times 1.2}{1000}} \cong 0.2 \text{ mm/rev}$$

Con los datos de avance y cálculo el velocidad de avance:

$$V_f = n \times f = 336.54 \times 0.15 = 52.14 \text{ mm/min}$$

$$d_t = \frac{D_i - D_f}{2} = \frac{38.1 - 30}{2} = 4 \text{ mm}$$

Tomando $d_i = 1$

$$i = \frac{d_t}{d_i} = \frac{4}{1} = 4$$

En el caso de cilindrado la longitud de mecanizado es la longitud que se piensa cilindrarse, en este caso sería 100 mm.

$$T_m = \sum \frac{L_m \times i}{V_f} = \frac{100 \times 4}{52.14} = 7.77 \text{ min}$$

Fórmulas Mecanizado en Fresa:

- Revoluciones por Minuto: $n = \frac{V_c \times 1000}{\pi \times D_f}$ donde D_f es diámetro de la herramienta.

- Avance: $f = fz \times z$ donde $fz =$ Avance por Diente.
- Velocidad de Avance: $Vf = fz \times z \times n$
- Numero de pasadas laterales $S = \frac{B}{(\frac{3}{4}) \times W}$
- Tiempo de Mecanizado: $\sum Tm = \frac{Lm \times i \times s}{fz \times z \times n}$

NOTA: los valor fz y z se supusieron 0.05 y 4 respectivamente.

Cálculos tipo

Como ejemplo se realizó en detalle los cálculos para el agujero del anclaje para laminación donde posteriormente ira la pirámide invertida:

Proceso: Fresado

Herramienta: Fresa 3/8'' HSS

Tomando $Vc = 45$ y con el diámetro de la herramienta de 9.5 mm se calculó:

$$n = \frac{Vc \times 1000}{\pi \times Dm} = \frac{45 \times 1000}{\pi \times 9.5} = 1503.83 \text{ rpm}$$

Ya que S es número de pasadas axiales, y considerando que se realizaron aproximadamente 9 pasadas axiales para obtener el diámetro y la profundidad deseada $S = 9$. La Lm fue 40 mm y con $fz = 0.15$; $z = 4$ e $i = 1$ se pudo calcular el tiempo de mecanizado:

$$\sum Tm = \frac{Lm \times i \times s}{fz \times z \times n} = \frac{40 \times 1 \times 9}{0.15 \times 4 \times 1503.83} = 1.20 \text{ min}$$

Fórmulas Mecanizado Taladrado:

- Revoluciones por Minuto: $n = \frac{Vc \times 1000}{\pi \times D}$ donde D = Diámetro de la Broca.
- Longitud de Mecanizado: $Lm = L + a$ donde L = Profundidad a Mecanizar y $a = \frac{R}{\tan \alpha}$ donde R = Largo de la punta de broca y α = ángulo de la punta de la broca.
- Tiempo de Mecanizado: $Tm = \sum \frac{Lm}{f \times n}$

Cálculo tipo

Como referencia se utilizó la realización de los cuatro agujeros de la pieza anclaje para laminación:

Proceso: Taladrado

Herramienta: Broca 5 mm HSS

Tomando $Vc = 45$ y con el diámetro de la herramienta de 9.5 mm se calculo:

$$n = \frac{Vc \times 1000}{\pi \times D} = \frac{45 \times 1000}{\pi \times 5} = 2864.79 \text{ rpm}$$

Para calcular la longitud de mecanizado se tuvieron que medir tanto el largo de la punta de la broca ($R = 4 \text{ mm}$) como el ángulo que este forma con la horizontal ($\alpha = 30^\circ$), así como conocer la profundidad del mecanizado, en este caso 6.5 mm.

$$Lm = L + \frac{R}{\tan(\alpha)} = 6.5 + \frac{4}{\tan 30^\circ} = 5.88$$

Sustituyendo los valores anteriores se obtiene el tiempo de mecanizado por agujero:

$$Tm = \sum \frac{Lm}{f \times n} = \frac{5.88}{0.2 \times 2864.79} = 0.01$$

NOTA: Para los casos de fresado y taladrado se utilizó una velocidad de corte de 50 m/min, obtenidas por tablas y como recomendación de los trabajadores del taller donde se fabricaron las piezas, y para taladrado se asume un avance de 0.2.

4.2.2.2.1 Anclaje para laminación

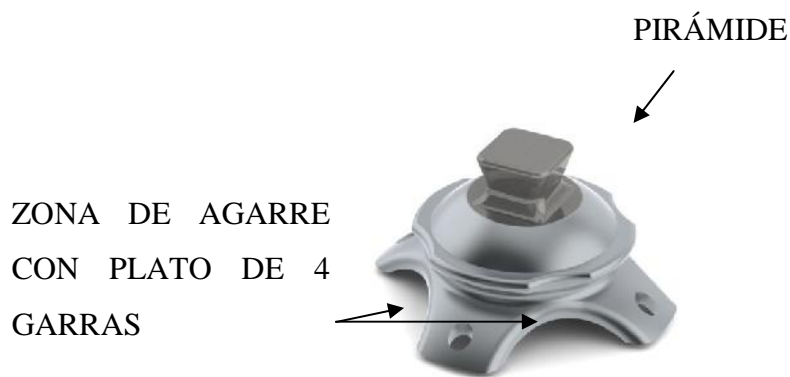


Figura 4.11 Partes anclaje para laminación

Debido al diseño del anclaje para laminación el cual consiste en dos piezas, una fabricada en aluminio y la otra en acero inoxidable, se decidió realizar el mecanizado de la siguiente manera.

La pieza en acero inoxidable consta de una pirámide invertida y debido a su complejidad se decidió fabricar mediante un CNC en un barra maciza de Acero AISI 304. Luego se procedió a realizar el roscado externo el cual permitirá la unión a la pieza fabricada mediante fundición.

Mediante el agarre con el husillo en dicha pirámide se procedió a realizar un cilindrado, reduciendo el diámetro de 1'' a uno de 24 mm con el torno, esto permitió

elaborar posteriormente el roscado M24 x2 con datos dados por el mismo torno, por último fue cortado el exceso de material con el fin de adaptar la medida a la del diseño.

Para el mecanizado de la pieza fabricada previamente por fundición se necesitó de un plato de 4 garras (Figura 4.10) que permitió un buen agarre sin perjudicar a la pieza, apoyándose en las 4 curvaturas como se esquematiza en la figura 4.9



Figura 4.12 Plato de 4 garras

Ya dispuesto este agarre y marcados las ubicaciones de los 4 agujeros necesarios, se ubicó la pieza para realizar cada uno de ellos con una broca de 5mm. Cambiando la broca por una fresa de diámetro 3/8'' y centrándola a la pieza se elaboró el agujero de profundidad 9 mm para después hacer el roscado manual, con un macho, necesario para unirse a la pirámide invertida nombrada anteriormente.

Hoja de Procesos incluida en *Apéndice G*.

Programación del mecanizado de la pieza *Apéndice K*.

4.2.2.2 Adaptador ajustable para tubo



Figura 4.13 Partes adaptador ajustable para tubo

Para facilitar el mecanizado de la abrazadera de tubo se fabricó un utillaje con el uso del torno y un CNC:

Utillaje: con el fin de realizar una arandela para mejorar el soporte de la pieza, en un tocho de 1 ½” se realizó un cilindrado en aproximadamente 150mm de longitud, para obtener una reducción del diámetro a uno 30mm. Luego, en uno de los extremos se mecanizó un positivo con la forma de la contraparte de la pirámide invertida con el uso de CNC. A continuación se esquematiza lo que se realizó:



Figura 4.14 Vistas de utillaje utilizado para mecanizado de adaptador ajustable

Luego de fabricado el utillaje se procedió al mecanizado de los agujeros mediante el uso de una fresadora y el aparato divisor (figura 4.12) con el cual se permite inclinar los grados necesarios a la pieza a mecanizar.

Primero, con el aparato divisor y sujetando la pieza por la parte cilíndrica, procurando no sujetar la abrazadera de tubo, se realizaron los 4 agujeros previos en la contra parte de la pirámide invertida inclinando la pieza 15 grados respecto a la horizontal con la broca 6.8 mm. Seguidamente fueron roscados manualmente con el uso de un macho para rosca M8x1,5.



Figura 4.15 Aparato divisor

Para cambiar de posición la pieza y realizar la ranura y el agujero de la abrazadera, fue necesario utilizar el utillaje previamente fabricado, sujetado igualmente por el aparato divisor. Primero con una fresa de disco con dientes de sierra se realizó la ranura de 1 mm de espesor como se expresa en el croquis de la hoja de procesos. A continuación cambiando la herramienta por una broca de 3.2 mm se elaboró un agujero pasante en el cual una mitad fue roscada manualmente y en el

otro, se realizó nuevamente un agujero con una broca de 4 mm. Esto con la intención de simular una abrazadera con respecto al tubo conector.

Ver Hoja de Procesos en los *Apéndice H*

Programación del CNC para mecanizado de esta pieza *Apéndice L*.

4.2.2.2.3 Tubo Conector

Para la fabricación del tubo conector se adquirió un cilindro hueco de Aluminio 6063 T5 con las medidas estandarizadas de diámetro externo 33.4 mm y diámetro interno 27 mm (diámetro más cercano al del diseño).

Se realizó el cilindrado externo de este tubo conector, reduciéndolo a una medida de 30 mm según lo estipulado.

Ver Hoja de Procesos en los *Apéndice I*

4.2.2.2.4 Adaptador



Figura 4.16 Partes del adaptador para tubo

Para realizar el mecanizado de los agujeros en esta pieza se utilizó el aparato divisor, sujetando la pieza por la parte cilíndrica y adaptando el agarre a un ángulo de 15 grado respecto a la horizontal se procedió a realizar los agujeros previos en la contraparte de la pirámide invertida con una broca de 6.8 mm donde seguidamente se realizó el roscado de ellos manualmente.

Ver Hoja de Procesos ubicada en *Apéndice J*.

Nota: Datos de maquinaria *Anexo 3*.

4.3 Acabado superficial

Con el fin de obtener un mejor acabado de las piezas previamente fabricadas se procedió a usar el Shot Blasting el cual consistió en atacar la superficie de cada pieza con pequeñas esferas de vidrio impulsados a presión con el fin de eliminar grandes irregularidades de la superficie, obteniéndose una superficie lisa y de aspecto mate.



Figura 4.17 Adaptadores Protésicos

4.4 Ensamblaje

El tubo adaptador corto es una pieza compuesta por un adaptador y un tubo conector, estas dos piezas se unieron permanentemente a través de un adhesivo epóxico estructural, marca Loctite, al igual que la pirámide invertida fabricada en acero y el anclaje para laminación fabricado en aluminio, los cuales se decidió asegurar la unión roscada con el mismo adhesivo debido que es una parte que se encontrará sometida a grandes esfuerzos.

Los adhesivos epoxicos son adhesivos cuyo polímero base está formado por el grupo químico denominado epoxi, son conocidos también como adhesivos rígidos, dado a que poseen una alta resistencia frente tensiones o cargas, sobre 30 MPa, y muy poca elongación, sobre el 10% antes de producirse la fractura, estas propiedades son debidas a la estructura termoestable que adoptan el conjunto de polímeros que conforma el adhesivo una vez que ha curado.



Figura 4.18 Ensamblaje adaptadores protésicos

CAPITULO IV

ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Se seleccionó el tipo de encaje KBM, ya que, se recomienda para una amputación transtibial de tercio medio, además ofrece un grado de confort adecuado para el paciente. Se recomienda utilizar el método de laminación con fibra para la fabricación del encaje, debido a que resulta más resistente, de precios considerables y bajo peso.

Se diseñó el modelo propuesto de exóprotesis mediante un programa CAD, con el cual luego de decidir el material con el que se fabricaría (diferentes aleaciones de aluminio y acero inoxidable) se realizó un estudio estático de las piezas con el fin de comprobar que el diseño desempeña un buen comportamiento ante las cargas presentes.

Se fabricaron las piezas utilizando el método de fundición por revestimiento o cera perdida y posteriormente se realizaron los respectivos mecanizados de agujeros y ranuras de cada una de ellas con el uso del torno manual, fresadora manual y máquina CNC.

A pesar de obtenerse unas piezas con un buen acabado superficial, estas presentaron una contracción mayor a la esperada, siendo esta 0.5 mm.

Para obtener las piezas con los requerimientos estipulados fue necesario sobredimensionar los moldes de los modelos en cera, para ello nos basamos en fundiciones que se habían elaborado anteriormente en el taller donde se realizaron las

piezas, pero debido a la variación de la composición del aluminio (pureza del material) cambiaron los resultados de la contracción al realizar la colada.

Por esta razón nuevamente se sobredimensionaron las piezas de acuerdo al factor de contracción volumétrica que sufren los metales de fundición. Como la sección transversal de canal de alimentación es suficientemente grande y permite compensar la contracción del metal durante la solidificación de la pieza, solo se usó la contracción térmica del sólido siendo esta 5.6% (tabla 5.1). Además se utilizó el programa CAD, ya que, a través de los modelos digitales, éste determino el volumen y las áreas superficiales.

Tabla 5.1 Contracción volumétrica para diferentes metales de fundición debida a la contracción por solidificación y contracción del sólido

Metal	Contracción volumétrica debida a:	
	Contracción por solidificación %	Contracción térmica del solido %
Aluminio	7.0	5.6
Fundición de hierro gris	1.8	3.0
Fundición de hierro gris al alto carbono	0	3.0
Fundición de acero al bajo carbono	3.0	7.2
Cobre	4.5	7.5
Bronce	5.5	6.0

Por ejemplo para el conector de tubo el volumen deseado es 13725.33 mm^3 , el volumen del modelo en cera (volumen sobredimensionado) es 14493.94 mm^3 , por lo tanto la cavidad del molde se realizara empleando éste volumen. Los planos de los moldes ubicados en el *Apéndice B*, fueron modificados con el nuevo sobredimensionamiento.

Es importante considerar en el diseño y fabricación de una prótesis de miembro inferior, el tipo de material usado para su construcción. Los materiales de la interfaz influenciarán en la comodidad del encaje protésico. Los materiales estructurales afectarán a la fuerza y al peso de la prótesis total. Es por ello que el técnico ortoprotésista tiene una gran variedad de materiales a elegir, con el fin de diseñar la prótesis óptima para cada individuo.

También hay que recordar que ningún material o componente es el mejor para todos los pacientes. Cada individuo necesita ser evaluado con el estudio detallado dado a su forma de vida, expectativas y características físicas.

CAPITULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- Se logró el diseño de los componentes modulares de una exoprótesis transtibial, adaptándose a pacientes de hasta 100 kg.
- Se comprobó la resistencia de cada pieza por separado y del ensamblaje ante las cargas presentes durante el ciclo de la marcha, empleando un programa de elementos finitos.
- Se logró construir la exoprótesis transtibial, a través de la fundición por revestimiento, mecanizado y posterior acabado superficial.
- La fabricación en serie de los componentes modulares de la prótesis, abarcaría la demanda de las mismas.
- La fabricación nacional de la exoprótesis transtibial representaría una solución de costos razonables, en comparación con los productos similares, para atender las necesidades de la población con recursos económicos limitados.

5.2 Recomendaciones

- Se precisa la realización de un análisis detallado de la exoprótesis transtibial haciendo uso de un programa de elementos finitos más preciso, en una computadora con mejores componentes para tal fin, para obtener simulaciones más precisas.
- Realizar un análisis detallado de la contracción del aluminio con el fin de realizar moldes con medidas más precisas.
- De igual manera se recomienda la realización de ensayos mecánicos para una mejor comprobación del diseño.
- Posteriormente del análisis mecánico, probar la prótesis en pacientes con amputación transtibial, en un período de prueba determinado, realizando el seguimiento pertinente.

BIBLIOGRAFIA

Asociación Nacional De Amputados De España. (2008). *Manual para amputados de miembro inferior*. España: Autor

Caceres, A. (2003). *Fabricación de prótesis transtibial tipo exoesqueletica y ortesis larga tipo Kafo*. Tesis de grado. Universidad Don Bosco. El Salvador

Camargo, E.; Luengas, L. y Garzón, E. (2011). *Modeling a transtibial Prosthesis*. Tesis de grado. Universidad Distrital. Colombia.

Cely, M. y Díaz, A. (2007). Diseño y análisis por el método de elementos finitos y tomografía computarizada de una prótesis transtibial. *Scientia et Technica XIII*, (36) 743 – 749.

Cembrero, J.; Ferrer, G.; Pascual, M. y Pérez, M. (2005). *Ciencia y tecnología de materiales, Problemas y cuestiones*. Madrid: Pearson Educación.

Endolite. (s.f.). *Prosthetic Products*. Estados Unidos: Autor

Jensen, C.; Helsel, D. y Short, D. (2004). *Dibujo y diseño en Ingeniería*. (6ª ed.). México: McGraw Hill.

Kalpajian, S. y Schmidt, S. (2002). *Manufactura, ingeniería y tecnología*. (4ª ed.). México: Pentice Hall Inc.

Lanza, U.; Müller-Karger, C. y Graciano, C. (2006). Análisis por elementos finitos de adaptadores modulares para prótesis ortopédicas transtibiales. *Asociación Argentina de Mecánica Computacional. XXV*, 2565-2571.

Menager, D. (2002). *Amputación y prótesis del miembro inferior*. Francia: Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS.

Nieto, J.; Carvajal, M. y Urriolagoitia, G. (2003). *Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finito*. Instituto Politécnico Nacional. México.

Nordin, M. y Frankel, V. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. (3a ed.). Estados Unidos: Lippincott Williams and Wilkins.

Omasta, M.; Palousek, D.; Návrat, T. y Rosický, J. (2011). Finite element analysis for the evaluation of the structural behaviour, of a prosthesis for trans-tibial amputees. *Medical Engineering & Physics, Elsevier, 34*, 38-45

Ossur. (s.f.). *Encaje de Silicona Iceross Seal- In, Manual técnico*. Estados Unidos: Autor.

Otto Bock. (2005). *Orthotic-Prosthetic Materials Catalog*. Alemania: Autor.

Tonon da Luz, S.; Avila, A.; Oliveria, T.; Andrade, M.; Ventoza, C. y Berral, F. (2010). *Valoración del daño corporal en amputados de miembros inferiores: prueba de sensibilidad, postura, sobrecarga articular y calidad de vida*. España: Fundación MAPFRE.

Universidad de El Salvador. (2002). *Amputaciones*. El Salvador: Autor.

Valencia, A. (2009). *Diseño y desarrollo de una prótesis Flex Foot*. Instituto Politécnico Nacional. México.

REFERENCIAS ELECTRÓNICAS

ADM Diseñarte. (2011). *Resina Poliuretánica*. Consultado el 08 de junio de 2012 en: <http://admpublicity2011.jimdo.com/definición-resina-flexible/>

Allstudies.com. (2007). *Resinas Epoxi*. Consultado el 08 de junio de 2012 en: <http://www.allstudies.com/resinas-epoxi.html>

BBC News. (2007). *El Cairo poco antes de caer cuerpo falso*. Consultado el 4 de junio de 2012 en: <http://news.bbc.co.uk/2/hi/health/6918687.stm>

Biofísica Uniboyaca. (2011). *Biomecánica de la pierna*. Consultado el 30 de mayo de 2012 en: <http://biofisicauniboy.wordpress.com/2011/11/17/tema-5-biomecanica-de-la-pierna/>

Blogger.com. (2007). *Primera prótesis de la historia*. Consultado el 4 de junio de 2012 en: <http://totalinternet.blogspot.com/2007/07/primera-prtesis-de-la-historia.html>

Brust, G. (1995). *Ionomeros*. Consultado el 12 de junio de 2012 en: <http://pslc.ws/spanish/ionomer.htm>

Buenas Tareas. (2010). *Acrílicos*. Consultado el 07 de junio de 2012 en: <http://www.buenastareas.com/ensayos/Acrilicos/636789.html>

Digital Resource Foundation for the Orthotics & Prosthetics Community. (s.f). *Capacidades funcionales*. Consultado el 19 de noviembre del 2011 en: <http://www.oandplibrary.org/reference/protesica/LLP-19.pdf>

EHow. (2012). *La historia de la prótesis de piernas*. Consultado el 4 de junio de 2012 en: http://www.ehow.com/about_5257327_history-prosthetic-legs.html

ESCET. (s.f.). *Polimeros*. Consultado el 11 de junio de 2012 en: <http://www.escet.urjc.es/~ihierro/estructuradelamateria/Tema%209.pdf>

Fernández, R. (s.f.). *Introducción a la amputación y a la protésica*. [Tesis en línea]. Universidad de las América Puebla, México. Consultada el 15 de septiembre de 2012 en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/rayon_f_a/capitulo_1.html

Frías, E. (2004). *Aportaciones al estudio de las maquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos*. [Tesis en línea]. Universidad Provincial de Córdoba, Argentina. Consultada el 10 de octubre de 2012, en: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6294/06Efv06de23.pdf?sequence=6>

Habasit. (2012). [Página web en línea]. Disponible en: <http://www.habasit.com/>

Humberto, J. y Reyes, B. (s.f.). *Los plásticos reforzados en fibra de vidrio (PRFV), sus aplicaciones y desarrollo en la industria nacional*. [Tesis en línea]. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Perú. Consultada el 07 de junio de 2012 en: http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtualdata/Tesis/Ingenie/Bendezu_R_J/cap4.pdf

Los adhesivo.com. (2011). [Página web en línea]. Disponible en: <http://www.losadhesivos.com/>

Moreno, M, (2011). *Tecnología de los plásticos*. Consultado el 11 de junio de 2012 en: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/poliestireno.html>

Jordi Sagristá. (s.f.). [Página web en línea]. Disponible en: <http://www.jordisagrsta.com/>

Sevilla, L. (2007). *Fabricación de fibra de carbono y materiales compuestos*. Consultado el 12 de junio de 2012 en: <http://es.scribd.com/doc/6113275/Fabricacion-de-fibra-de-carbono-y-materiales-compuestos-Presente-y-futuro>

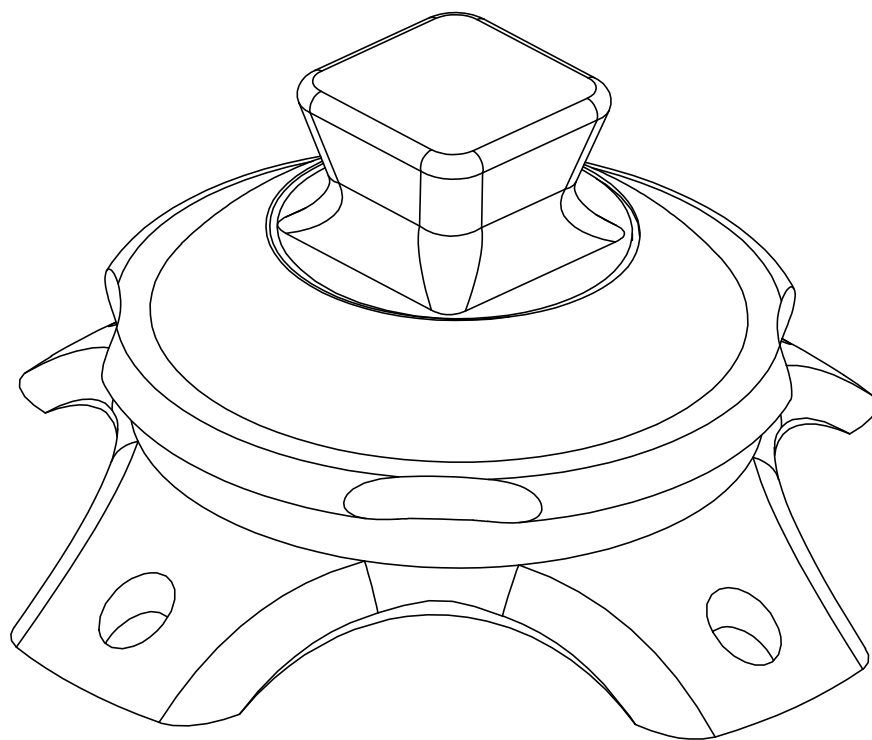
Otto Bock. (2012). [Página web en línea]. Disponible en: <http://www.ottobock.com/>

Think Quest. (2012). *La historia de la prótesis*. Consultado el 5 de junio de 2012 en: <http://library.thinkquest.org/C0110311/history.shtml>

Uellendahl, J. (1998). Manual protésico. *Materiales usados en la protésica*. [Revista en línea], 8 (6). Consultado el 11 de junio de 2012 en: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_98/primer.html

APÉNDICES

Apéndice A. Planos de las piezas de la prótesis transtibial



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



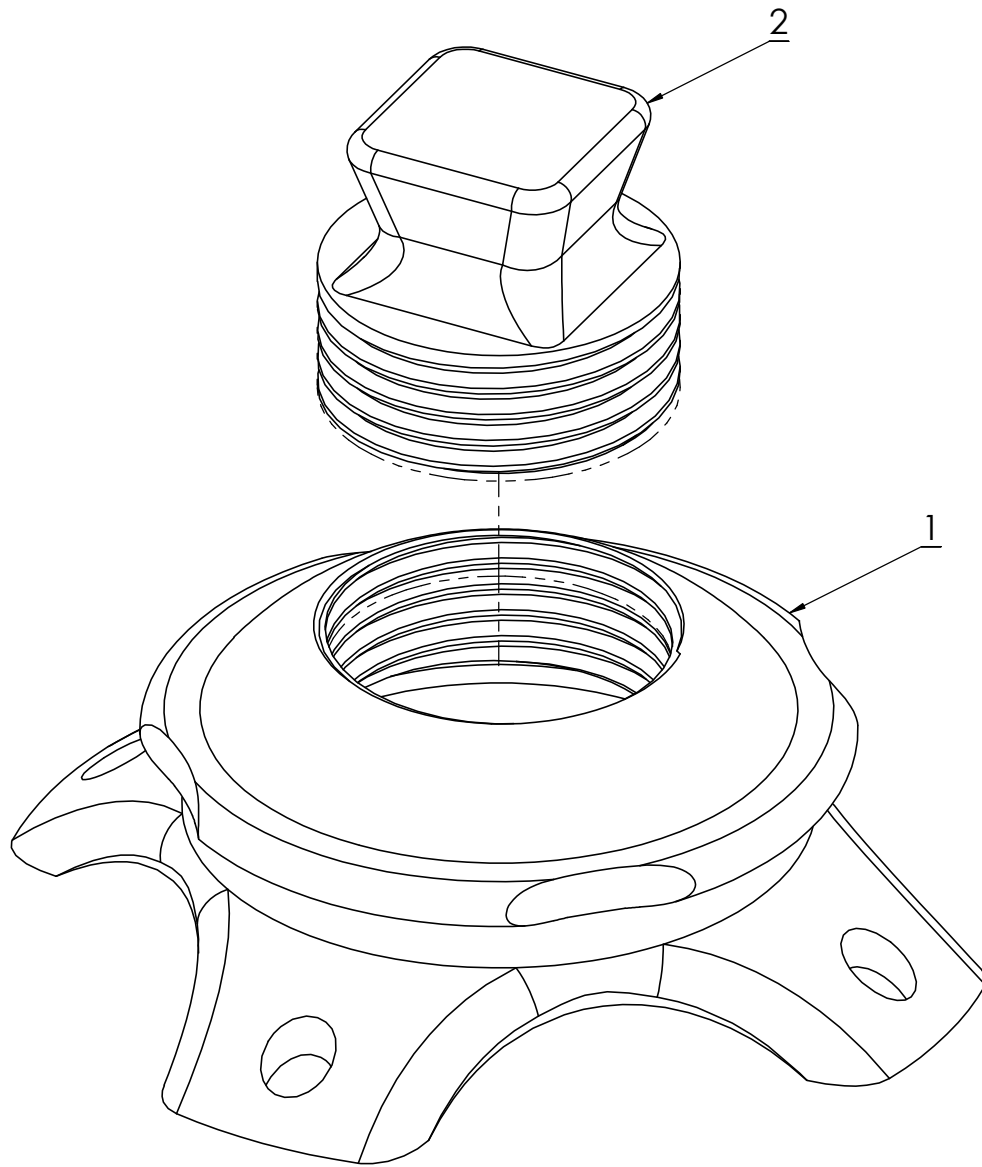
Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
Anclaje para laminación

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material:
Escala: 2:1

Nº de parte: -
Nº de hoja: 01/04
Unidades: mm



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Anclaje para laminación	Adaptador, Aluminio A380	1
2	Piramide invertida	Acero AISI304	1

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

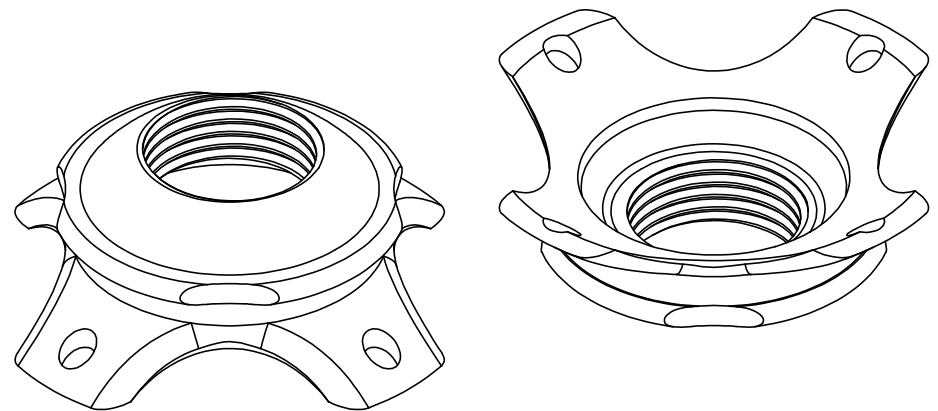
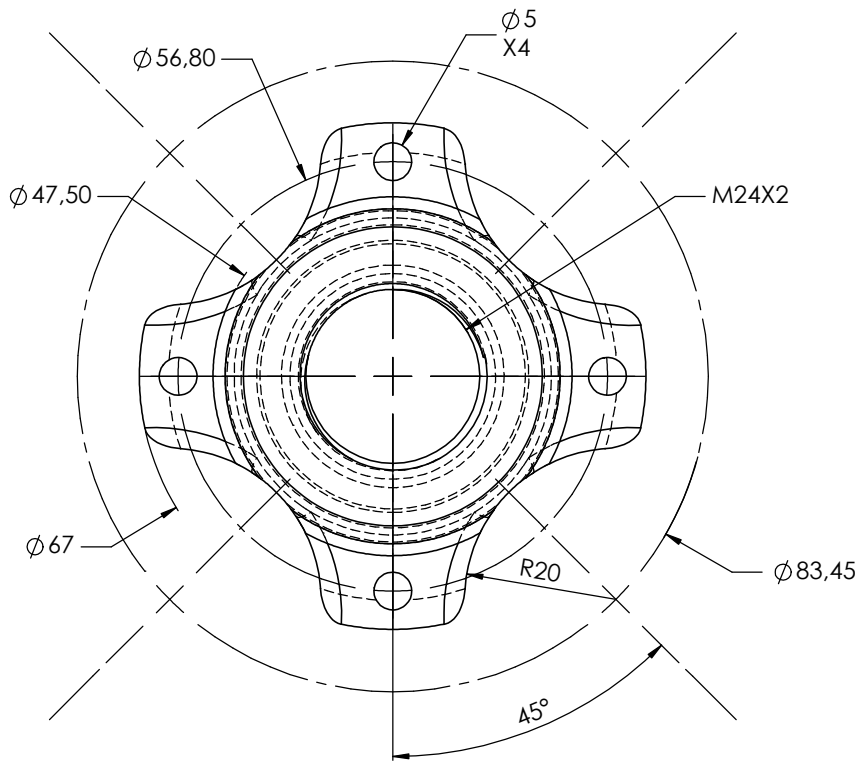
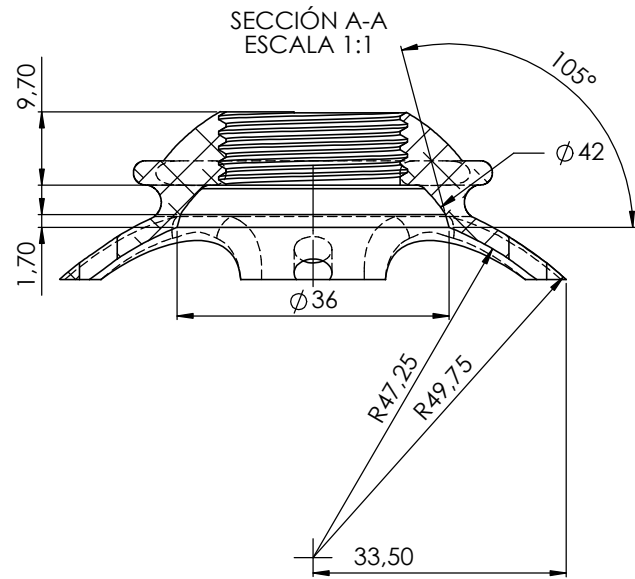
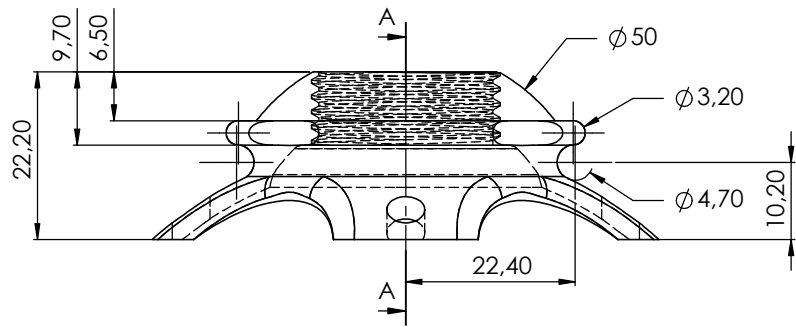
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
Anclaje para laminación

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material:
Escala: 2:1

Nº de parte: -
Nº de hoja: 02/04
Unidades: mm



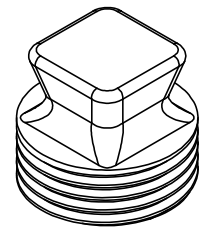
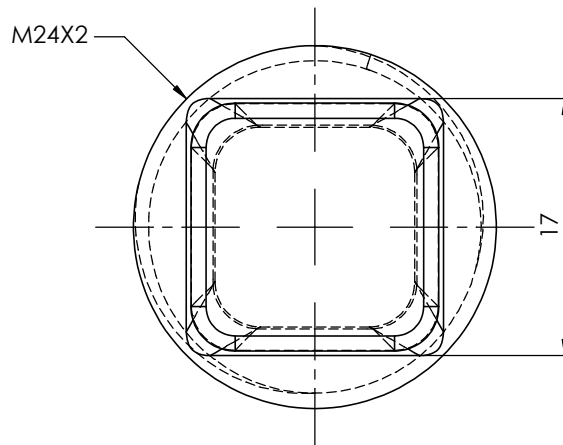
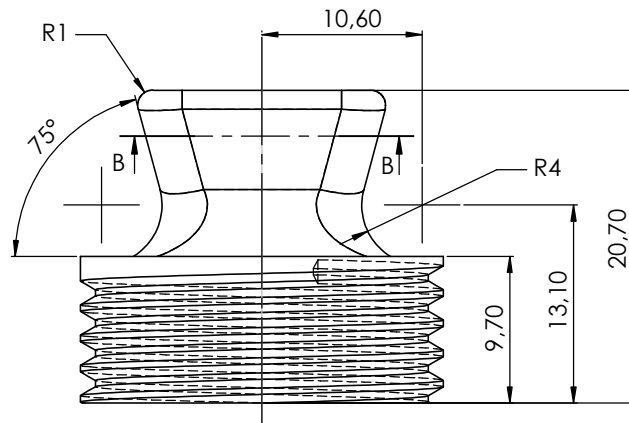
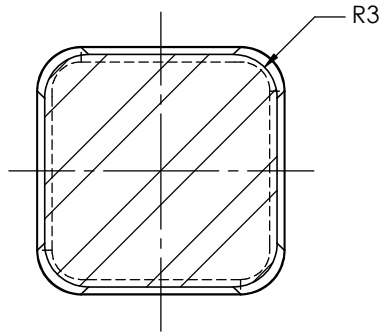
Nota: Todos los redondeos y filetes, a menos que se especifique otra cosa R 1.59 mm.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Anclaje para laminación	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio A380	Escala: 1:1	
Nº de parte: 1		Nº de hoja: 03/04	Unidades: mm	

SECCIÓN B-B
ESCALA 2:1



Nota: Todos los redondeos y filetes, a menos que se especifique otra cosa R 1.59 mm.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

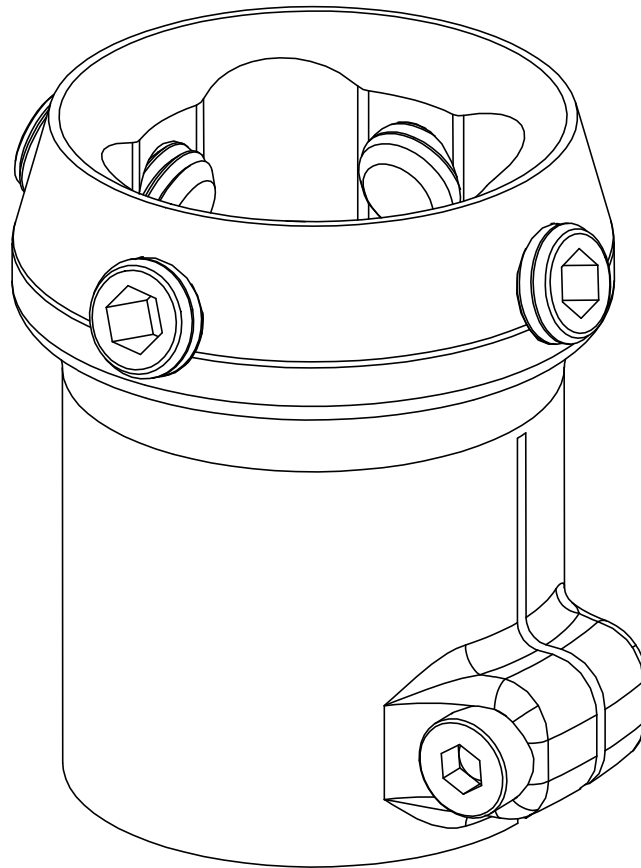
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
Anclaje para laminación

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: AISI 304 Escala: 2:1

Nº de parte: 2 Nº de hoja: 04/04 Unidades: mm



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto: **Adaptador ajustable para tubo**

Tutor:
Ing. O. Falcón

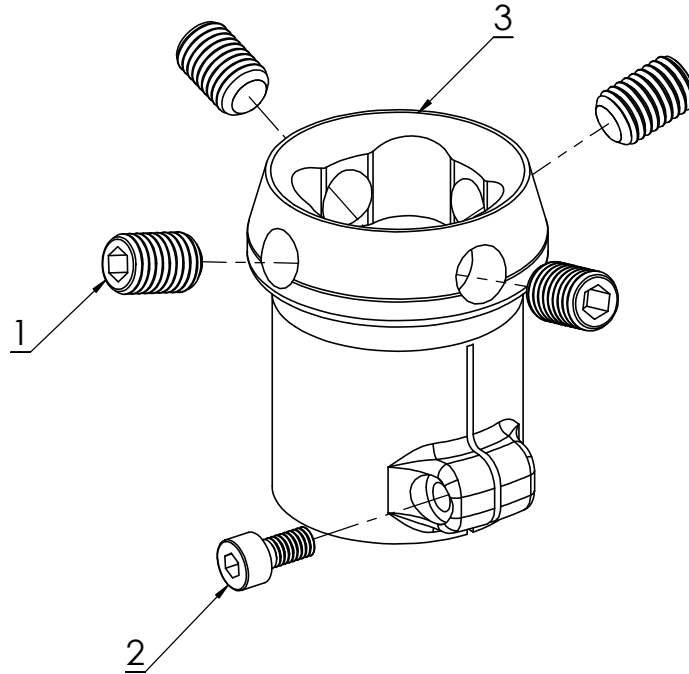
Material: **Aluminio A380**

Escala: **2:1**

Nº de parte: **-**

Nº de hoja: **01/03**

Unidades: **mm**



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Tornillo M8 x 1.25 x 12	Tornillo Prisionero, Allen, Acero inoxidable	4
2	Tornillo M4 x 0.7 x 15	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica, Acero inoxidable	1
3	Adaptador ajustable para tubo	Aluminio A380	1

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto: **Adaptador ajustable para tubo**

Tutor:
Ing. O. Falcón

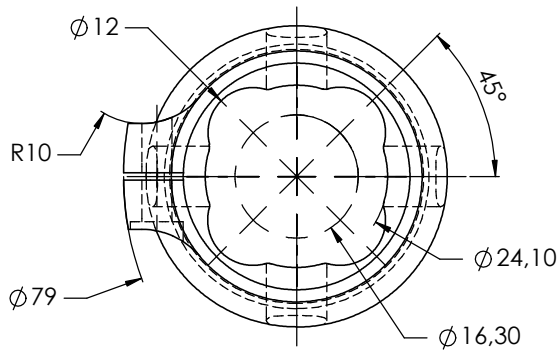
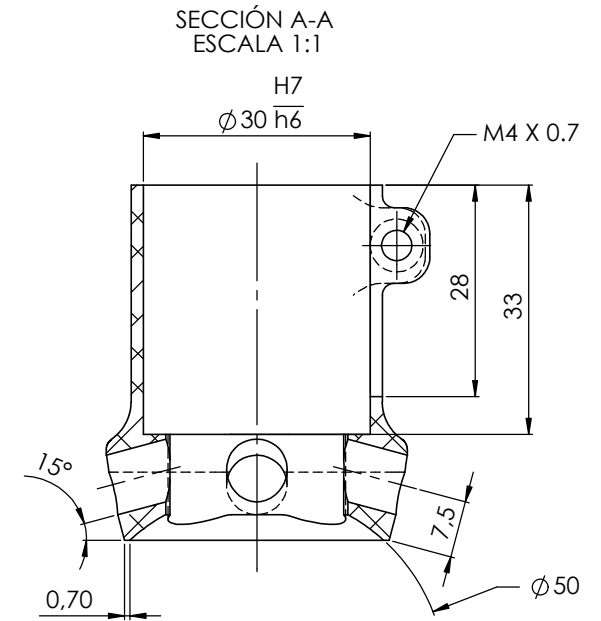
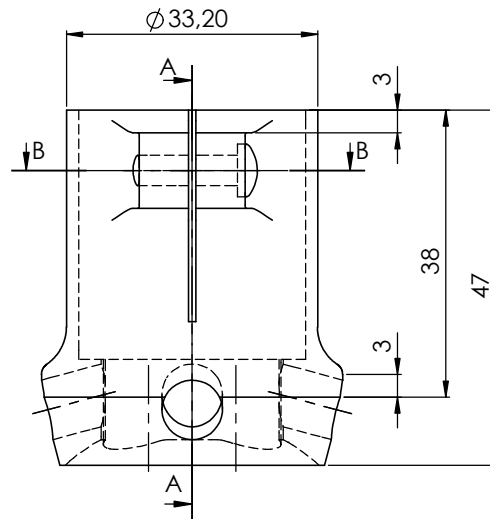
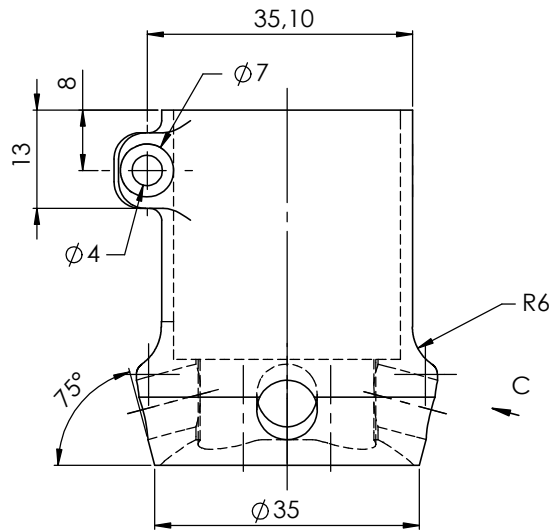
Material: Aluminio A380

Escala: 1:1

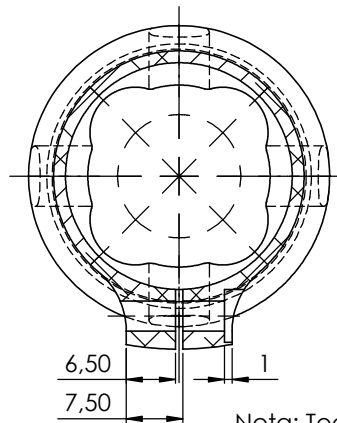
Nº de parte: -

Nº de hoja: 02/03

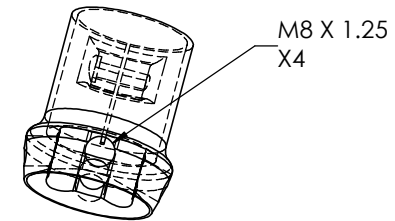
Unidades: mm



SECCIÓN B-B
ESCALA 1:1

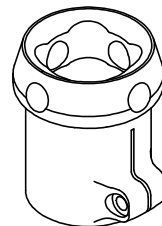


VISTA C
ESCALA 1:2



Nota: Todos los redondeos y filetes, a menos que se especifique otra cosa R1.59 mm.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

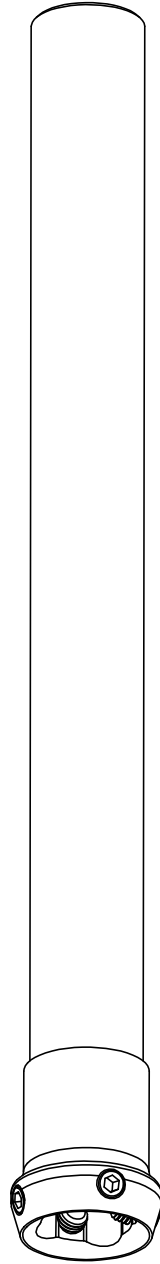
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
**Adaptador ajustable
para tubo**

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: Aluminio A380 Escala: 1:1

Nº de parte: 3 Nº de hoja: 03/03 Unidades: mm



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Tubo Adaptador

Tutor:
Ing. O. Falcón

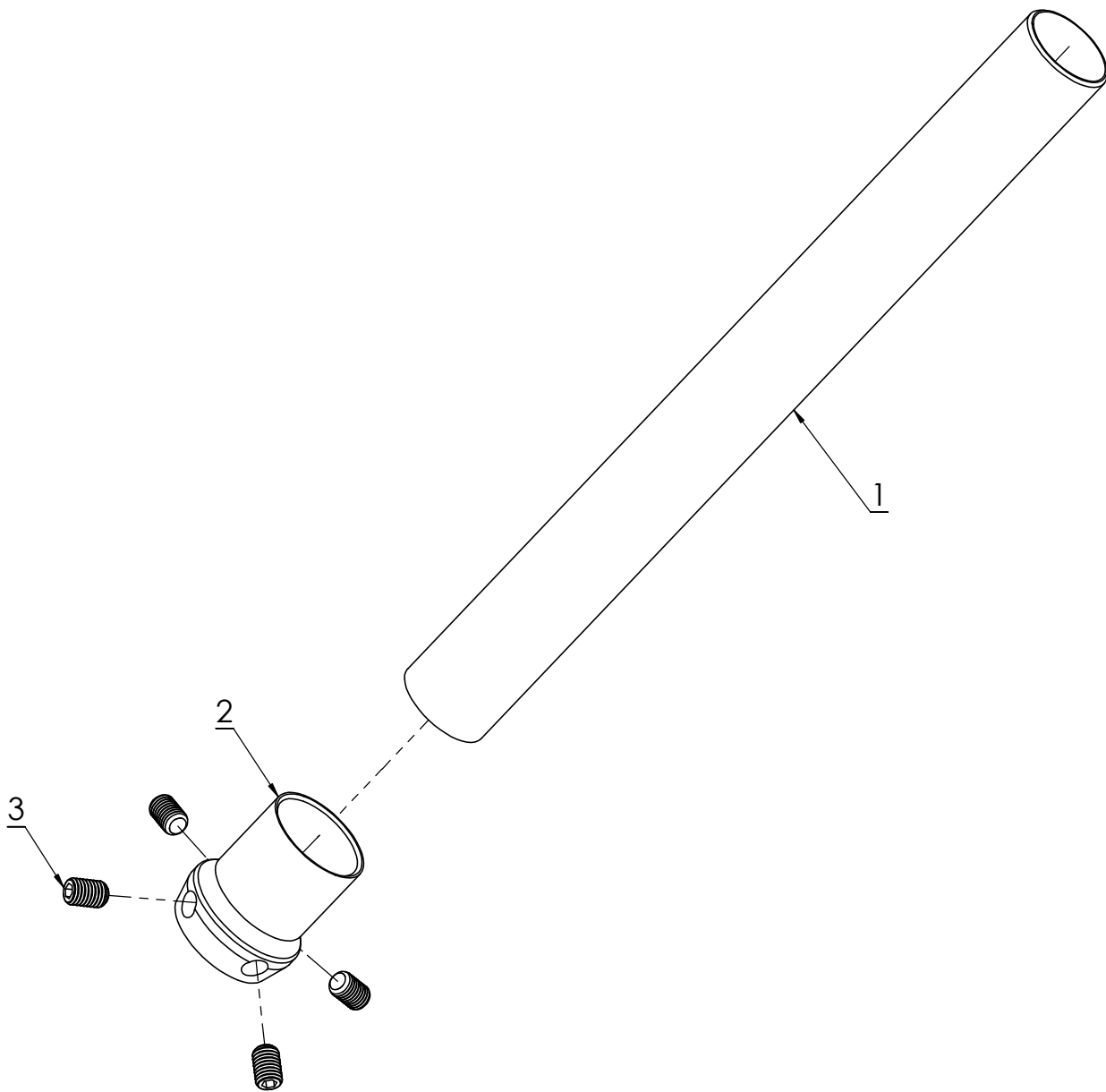
Material:

Escala: 1:2

Nº de parte: -

Nº de hoja: 01/04

Unidades: mm



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Tubo Conector	Tubo conector, Aluminio 6063 T5	1
2	Adapatador	Conector, Aluminio A380	1
3	Tornillo M8 x 1.25 x 12	Tornillo Prisionero, Allen, Acero inoxidable	4

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Tubo Adaptador

Tutor:
Ing. O. Falcón

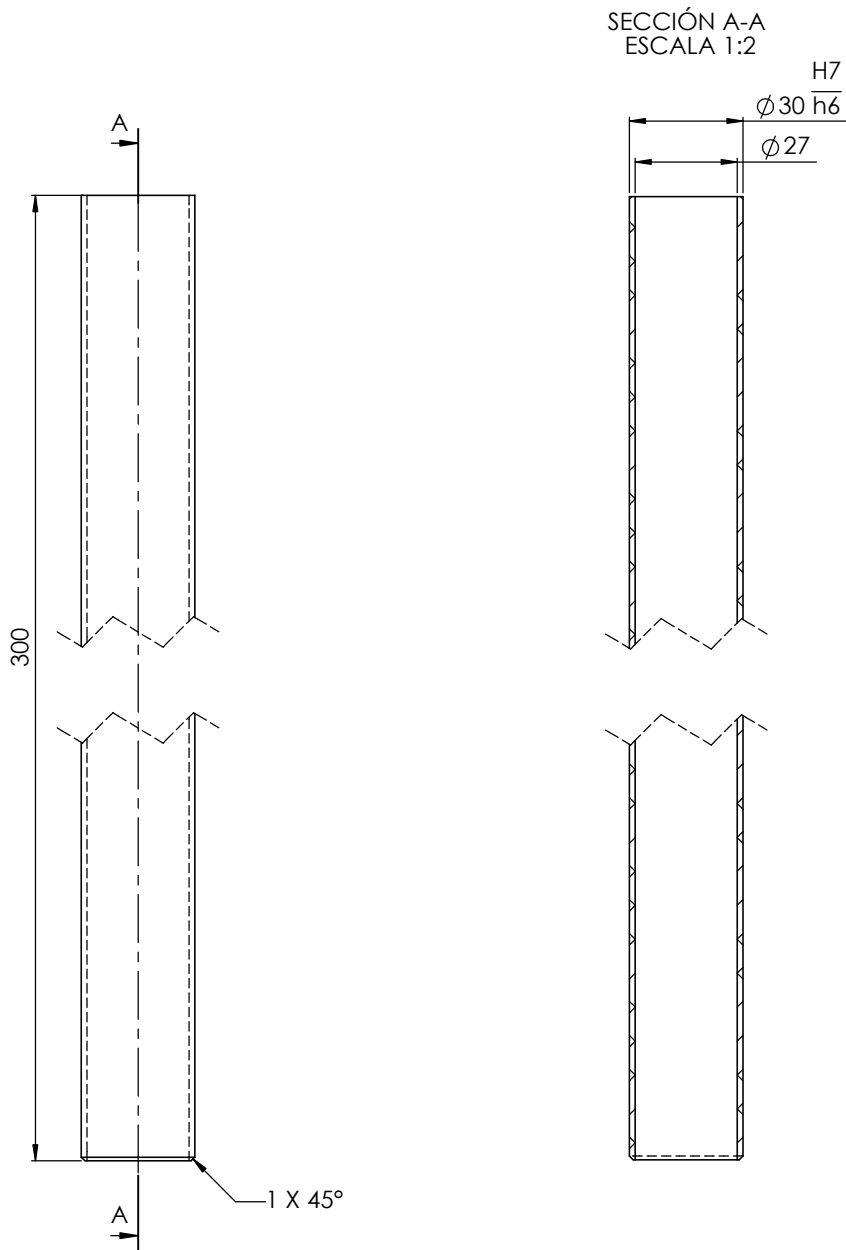
Material:

Escala: 1:2

Nº de parte: -

Nº de hoja: 02/ 04

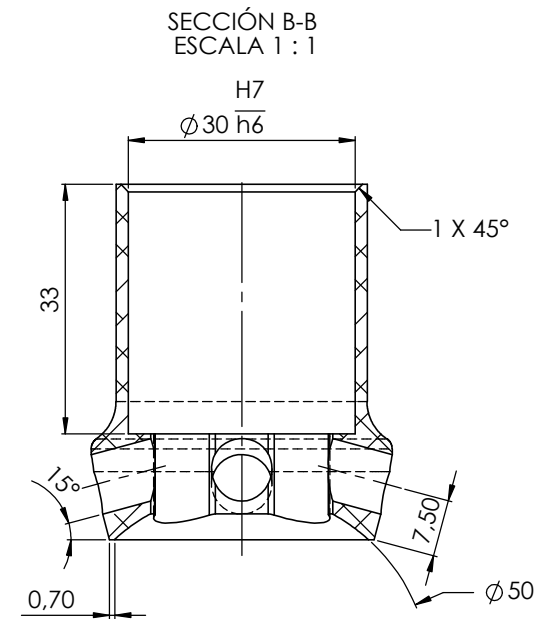
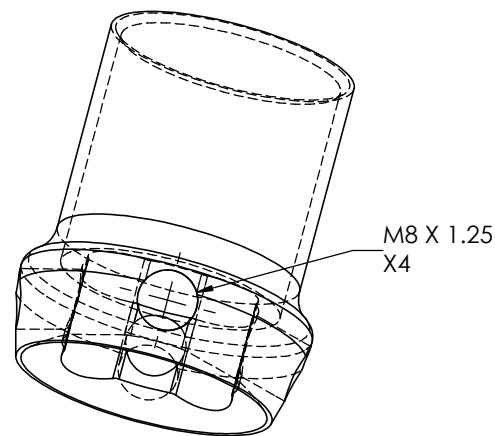
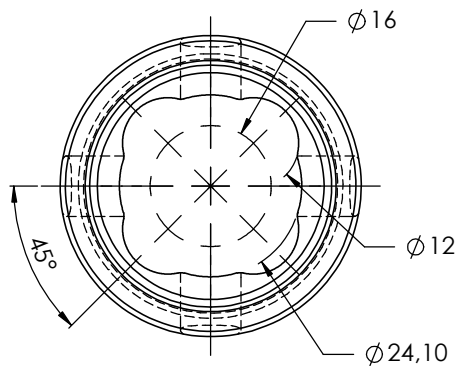
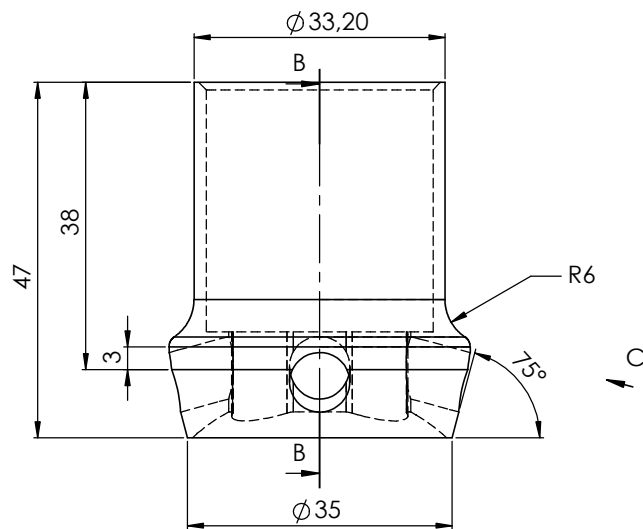
Unidades: mm



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13		Proyecto: Tubo Conector	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio 6063 T5		Escala: 1:2	
		Nº de parte: 1		Nº de hoja: 03/ 04	
				Unidades: mm	



VISTA C
ESCALA 1 : 1

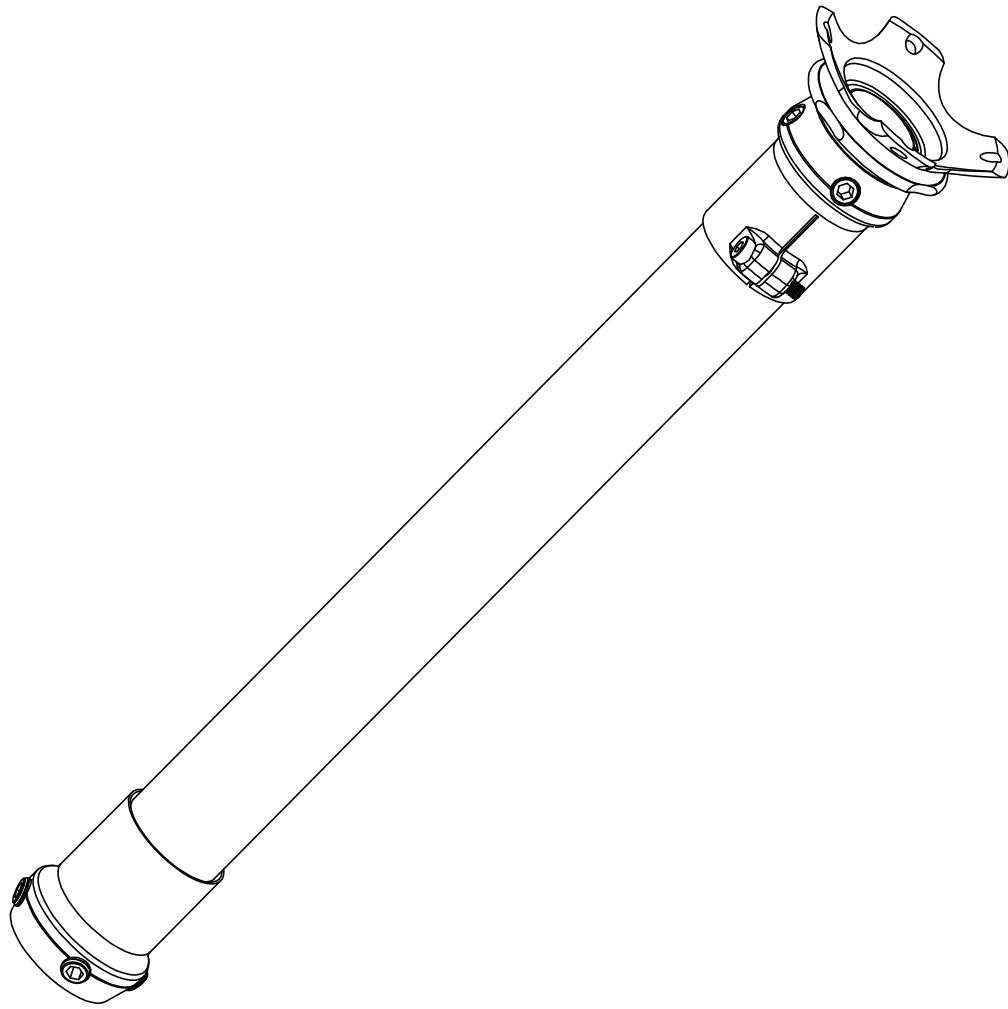
SECCIÓN B-B
ESCALA 1 : 1

Nota: Todos los redondeos y filetes, a menos que se especifique otra cosa R1.59 mm.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Adaptador	
Tutor: Ing. O. Falcón		Materia: Aluminio A380	Escala: mm	
Nº de parte: 2	Nº de hoja: 04/ 04	Unidades: 1:1		



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



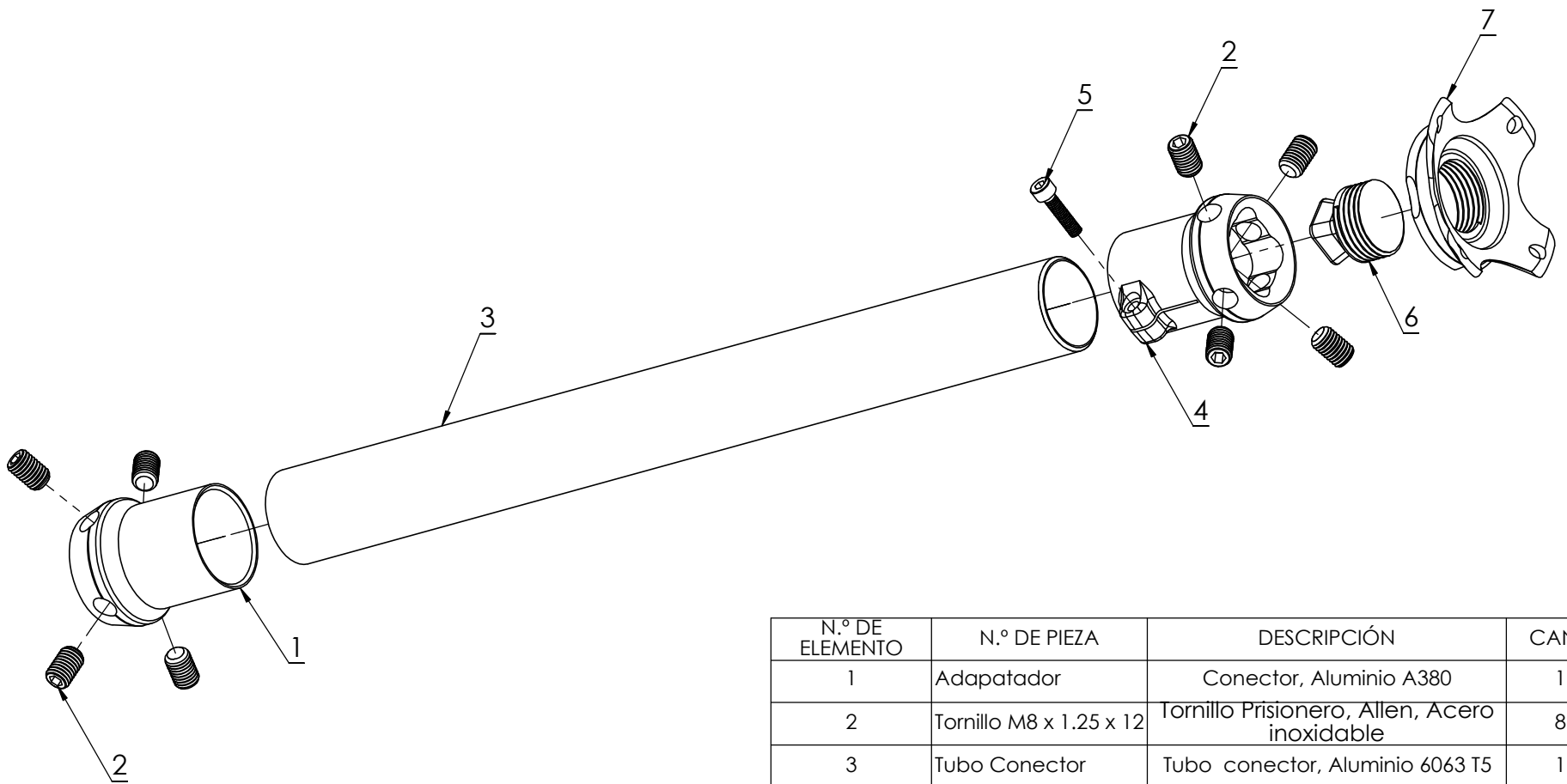
Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
Exoprótesis transtibial

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material:
Escala: 1:2
Nº de parte:
Nº de hoja: 01 / 02
Unidades: mm



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Adapatador	Conector, Aluminio A380	1
2	Tornillo M8 x 1.25 x 12	Tornillo Prisonero, Allen, Acero inoxidable	8
3	Tubo Conector	Tubo conector, Aluminio 6063 T5	1
4	Adaptador ajustable para tubo	Aluminio A380	1
5	Tornillo M4 x 0.7 x 15	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica, Acero inoxidable	1
6	Piramide invertida	Acero AISI304	1
7	Anclaje para laminación	Adaptador, Aluminio A380	1

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:

Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Exoprótesis transtibial

Tutor:

Ing. O. Falcón

Material:

Escala:

1:2

Nº de parte:

-

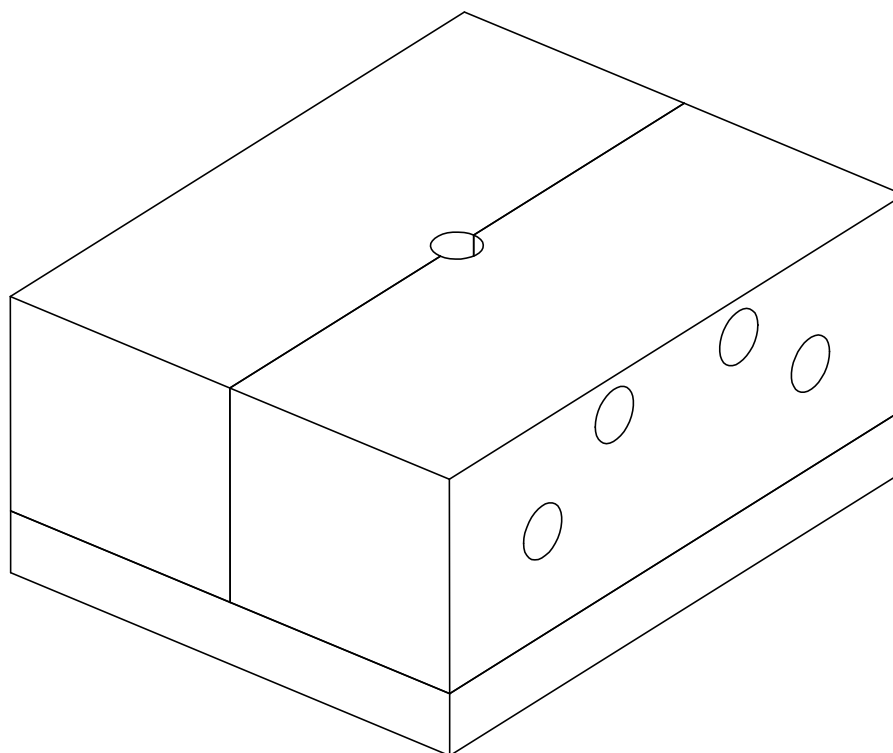
Nº de hoja:

02/ 02

Unidades:

mm

Apéndice B. Planos de los moldes de los modelos en cera



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

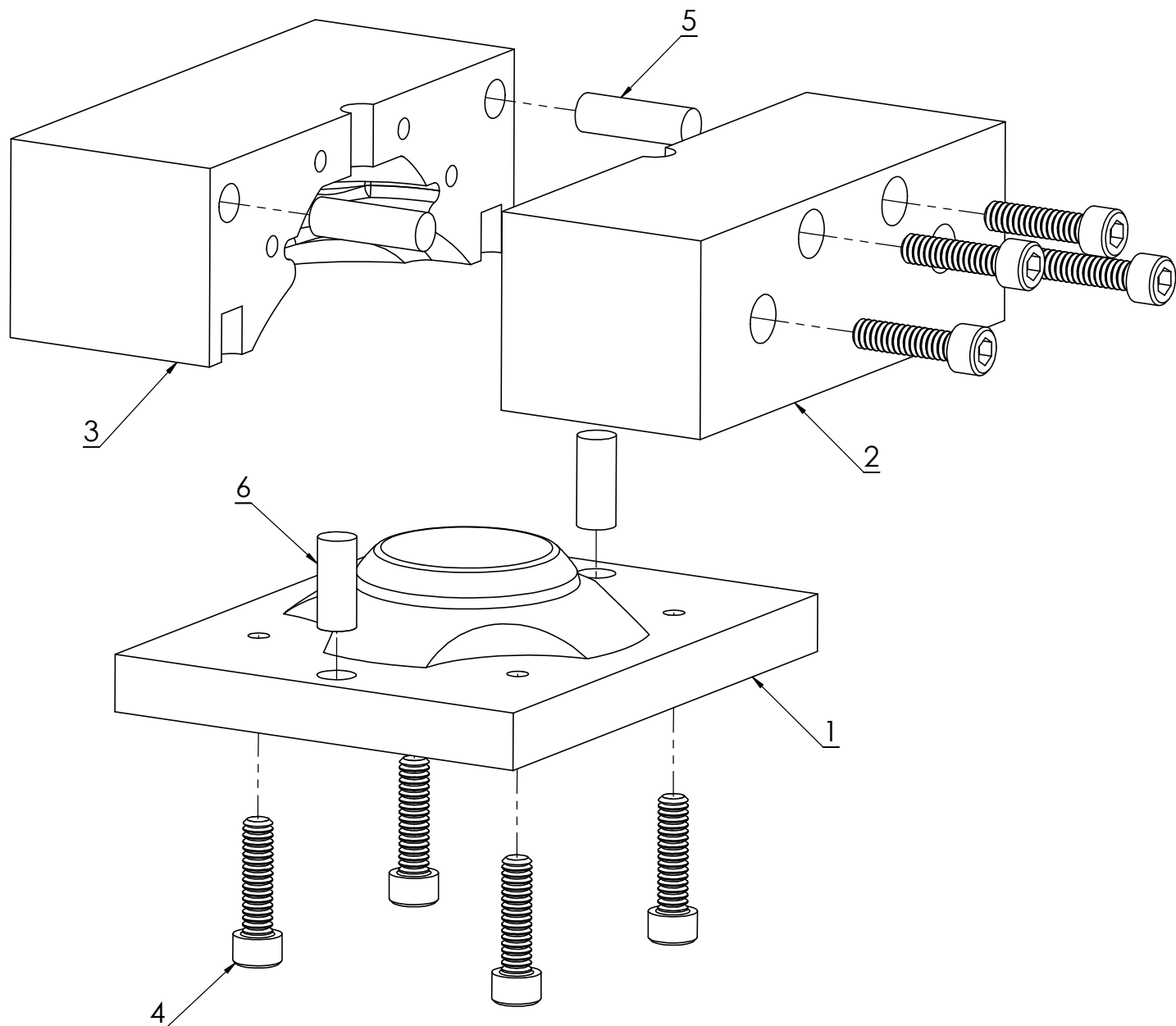
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto: **Molde Anclaje para laminación**

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: **Aluminio** Escala: **1:1**

Nº de parte: **-** Nº de hoja: **01/05** Unidades: **mm**



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Molde Anclaje para Laminación_1	Molde inferior, Aluminio	1
2	Molde Anclaje para Laminación_2	Molde lateral derecho, Aluminio	1
3	Molde Anclaje para Laminación_3	Molde lateral izquierdo, Aluminio	1
4	Tornillo 10-24 x 3/8"	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica	8
5	PIN 1/2"	Pin para alineación, Aluminio	2
6	PIN 3/8"	Pin para alineación, Aluminio	2

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

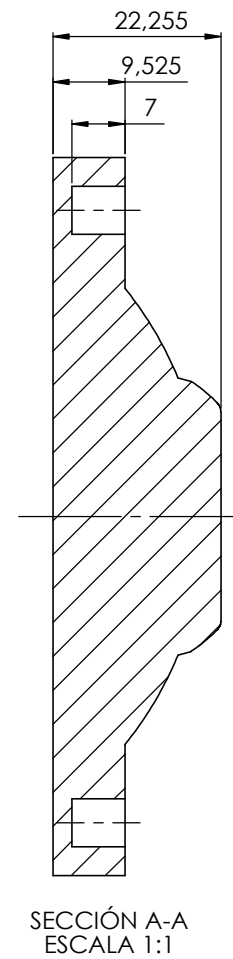
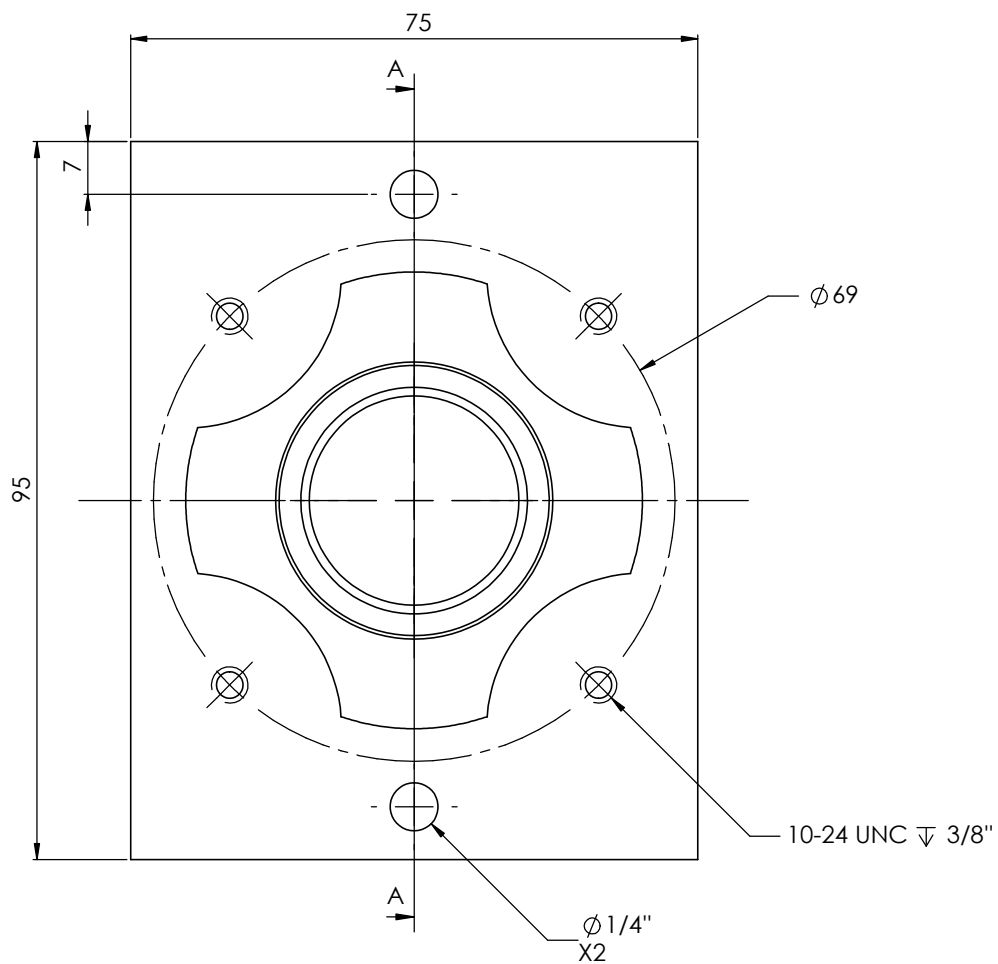
Proyecto: Molde Anclaje para laminación

Tutor: Ing. O. Falcón

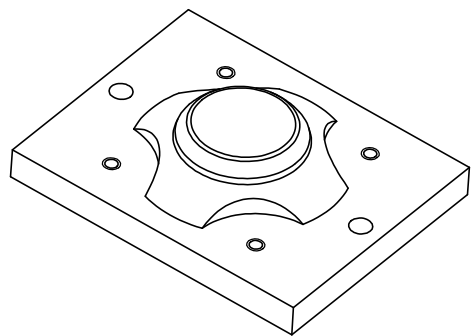
Material: Aluminio Escala: 1:1

Nº de parte: - Nº de hoja: 02/05 Unidades: mm

Nota: Las cavidades del molde tienen una escala de aumento 1.0184:1 de las dimensiones originales, para compensar la contracción de los metales por fundición.



SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1

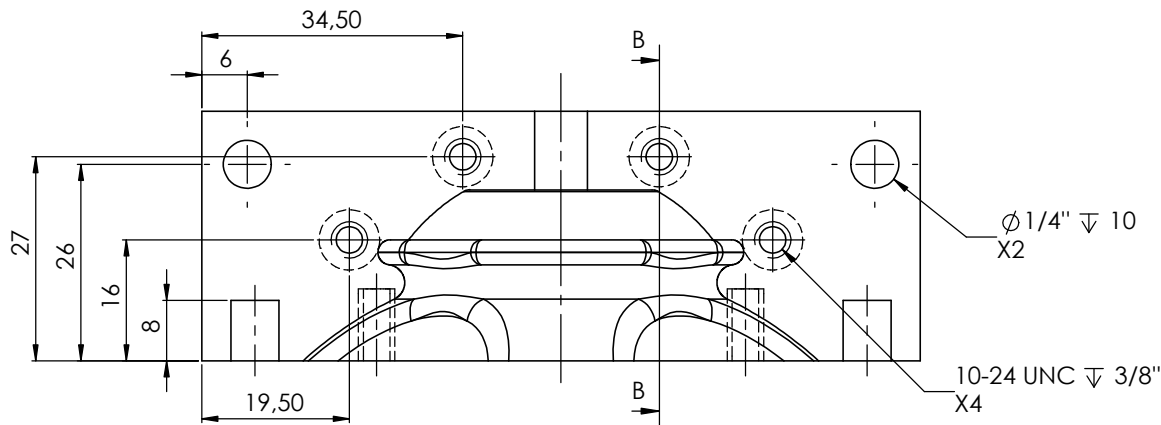
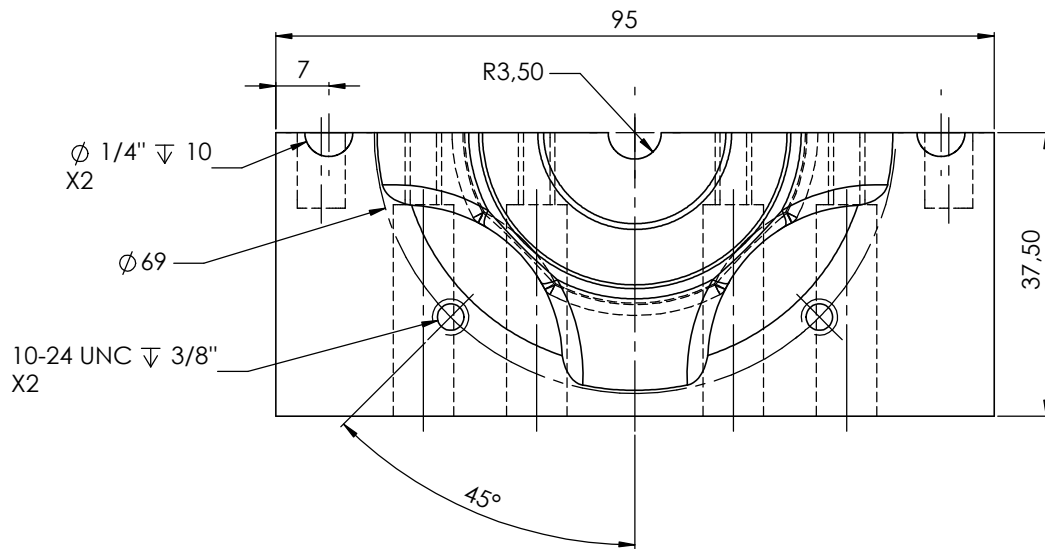


Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

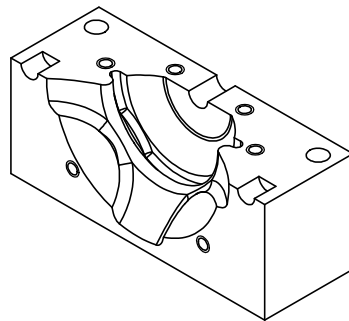
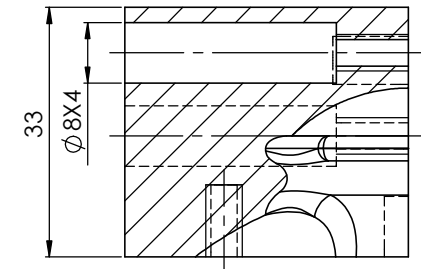
ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Molde Anclaje para laminación	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio	Escala: 1:1	
Nº de parte: 1	Nº de hoja: 03/05	Unidades: mm		



SECCIÓN B-B
ESCALA 1:1



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

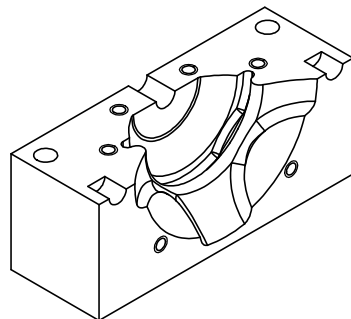
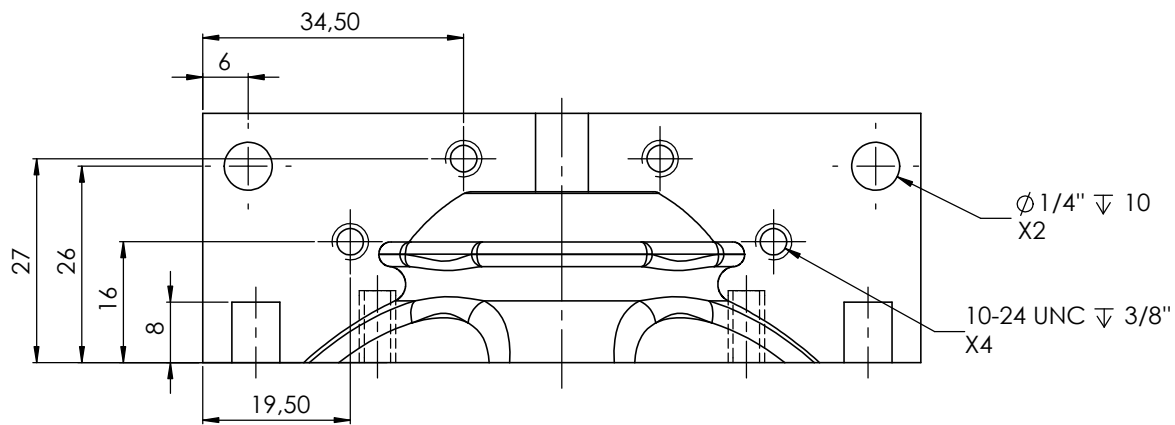
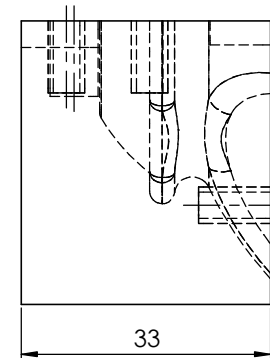
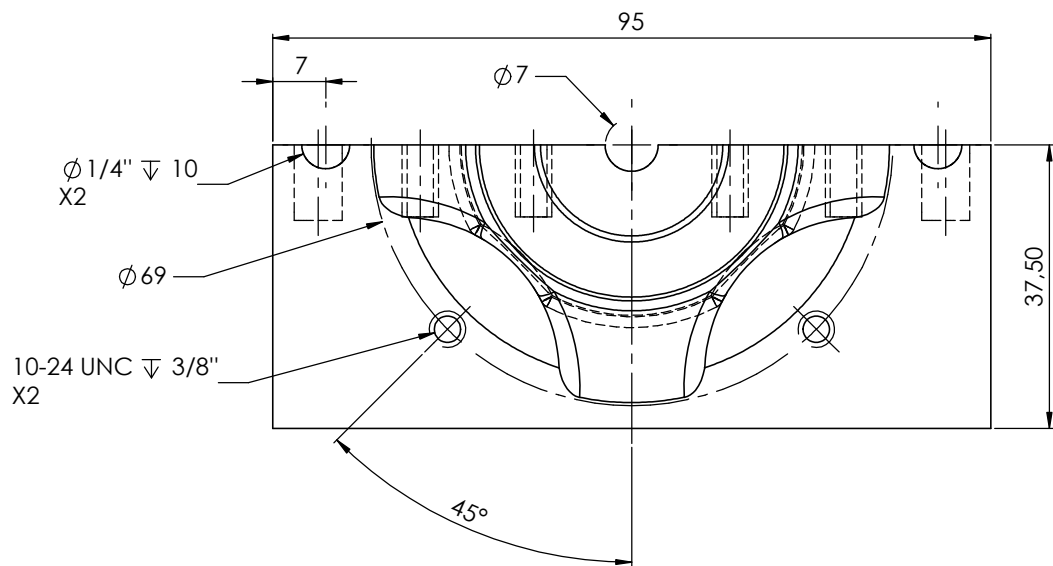
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
**Molde Anclaje
para laminación**

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: **Aluminio** Escala: **1:1**

Nº de parte: **2** Nº de hoja: **04/05** Unidades: **mm**



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



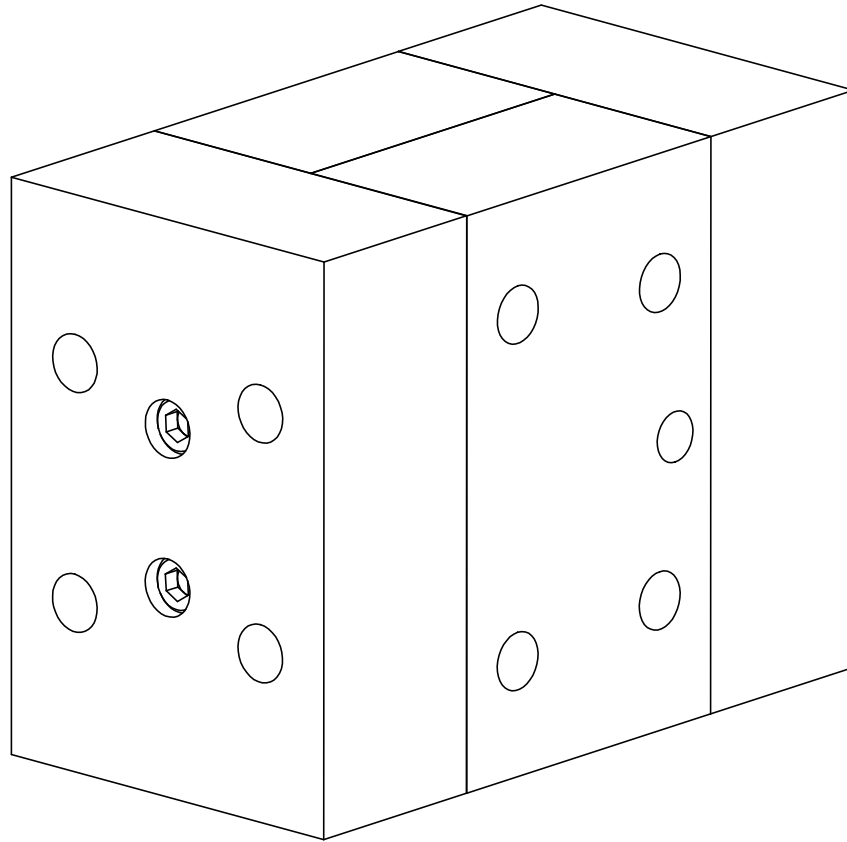
Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
**Molde Anclaje
para laminación**

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: **Aluminio** Escala: **1:1**
N° de parte: **3** N° de hoja: **05/05** Unidades: **mm**



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Molde Adaptador Ajustable

Tutor:
Ing. O. Falcón

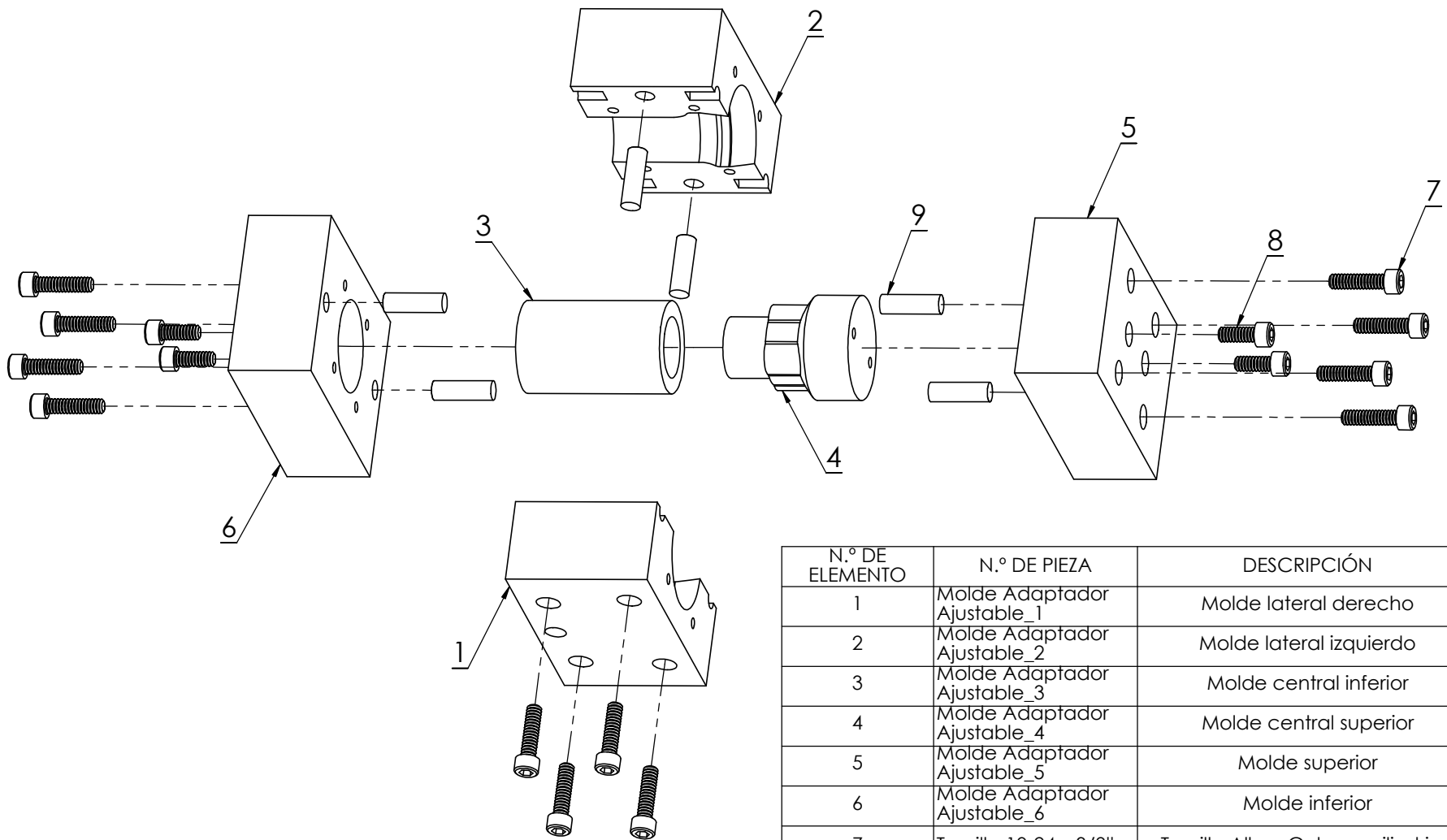
Material: Aluminio

Escala: 1:1

Nº de parte: -

Nº de hoja: 01/08

Unidades: mm



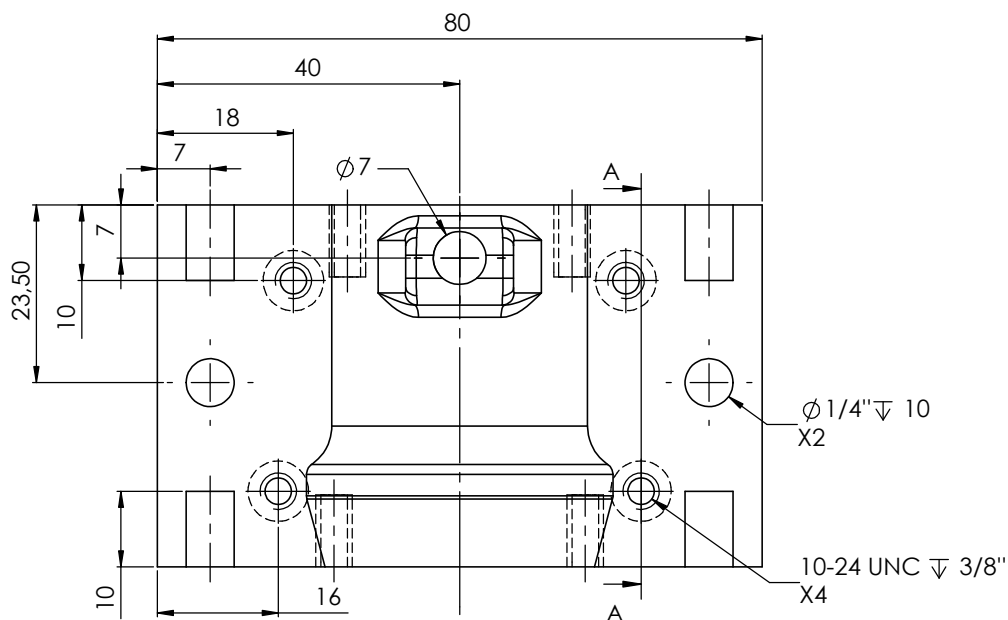
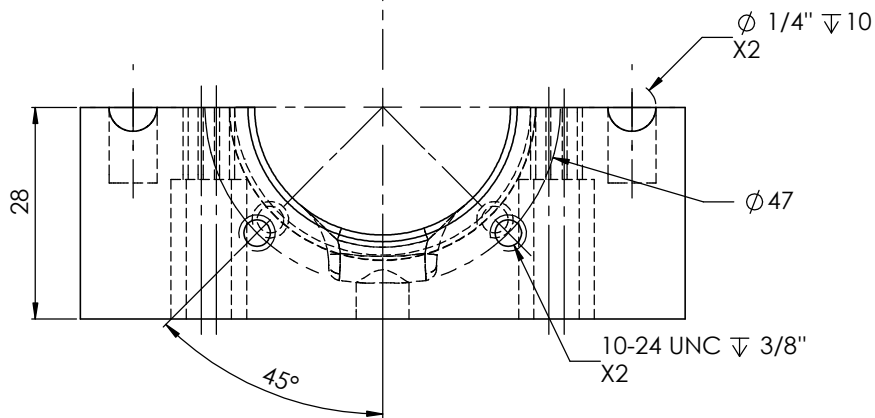
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Molde Adaptador Ajustable_1	Molde lateral derecho	1
2	Molde Adaptador Ajustable_2	Molde lateral izquierdo	1
3	Molde Adaptador Ajustable_3	Molde central inferior	1
4	Molde Adaptador Ajustable_4	Molde central superior	1
5	Molde Adaptador Ajustable_5	Molde superior	1
6	Molde Adaptador Ajustable_6	Molde inferior	1
7	Tornillo 10-24 x 3/8"	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica	12
8	Tornillo 10-24 x 1/2"	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica	4
9	PIN 1/2"	Pin para la alieneación	6

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**

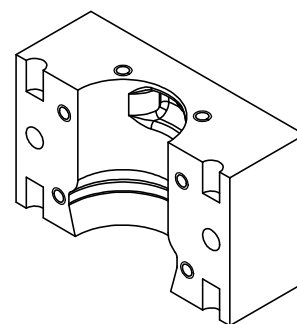
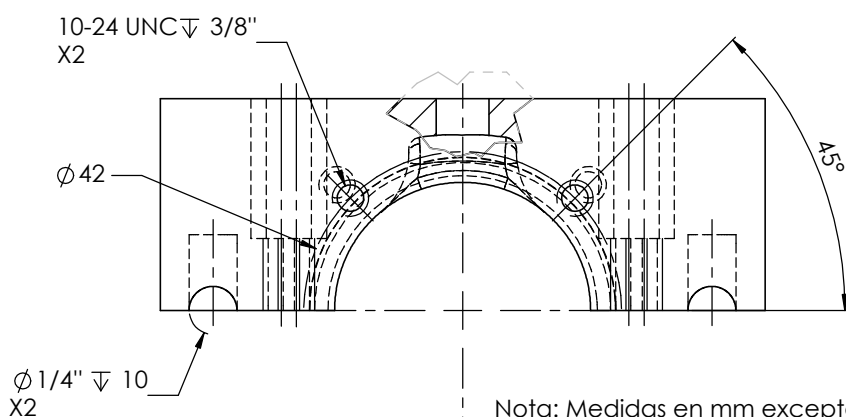
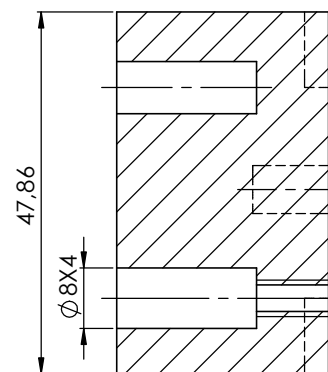


Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Molde Adaptador Ajustable	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio	Escala: 1:2	
		Nº de parte: -	Nº de hoja: 02/08	Unidades: mm

Nota: Las cavidades del molde tienen una escala de aumento 1.0184:1 de las dimensiones originales, para compensar la contracción de los metales por fundición.



SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

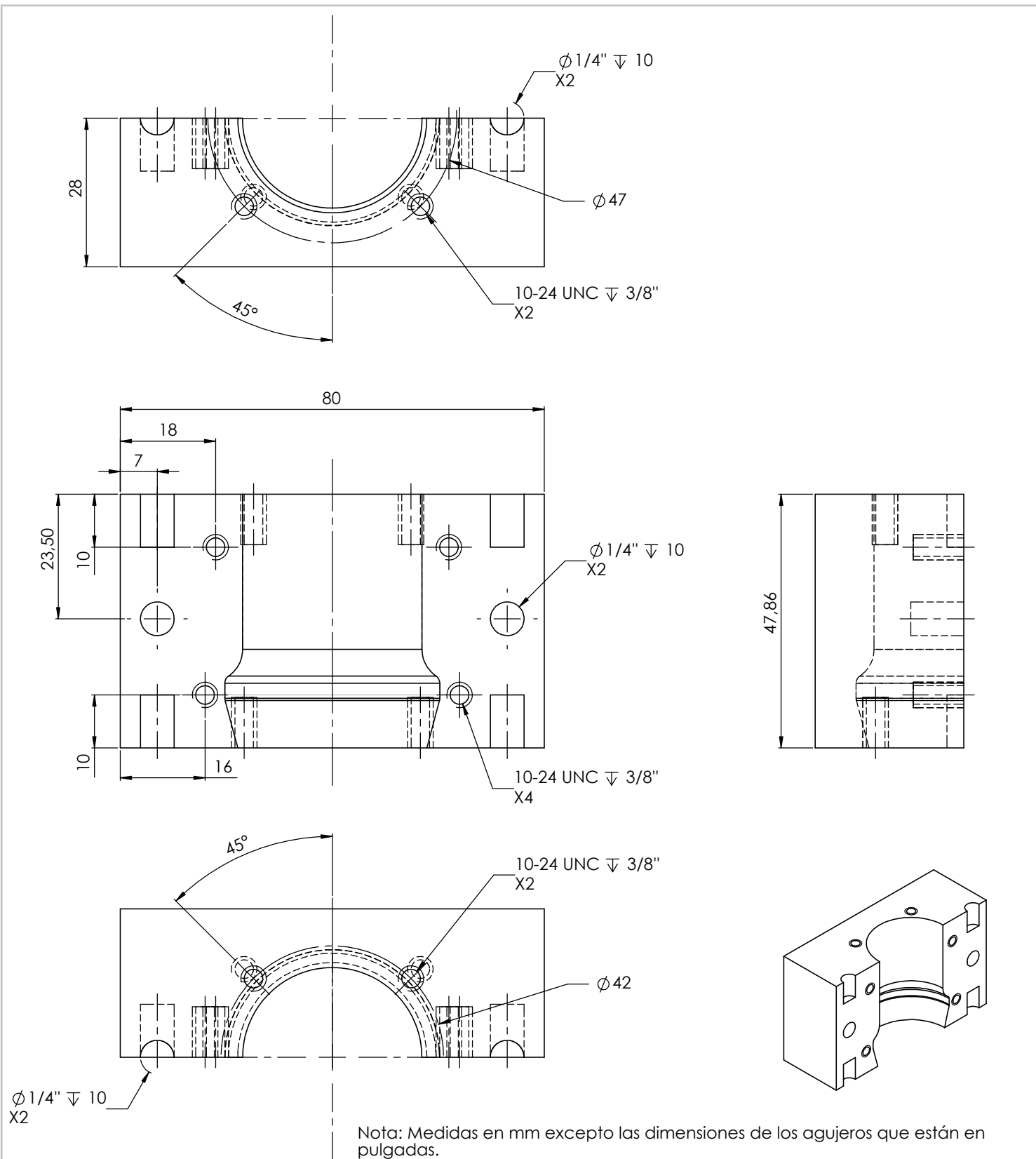
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
Molde Adaptador Ajustable

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: **Aluminio** Escala: **1:1**

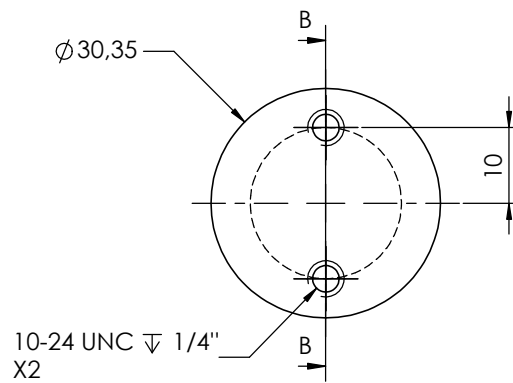
Nº de parte: **1** Nº de hoja: **03/08** Unidades: **mm**



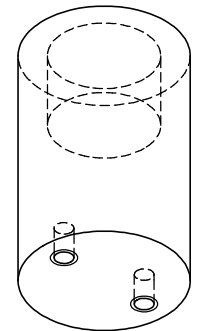
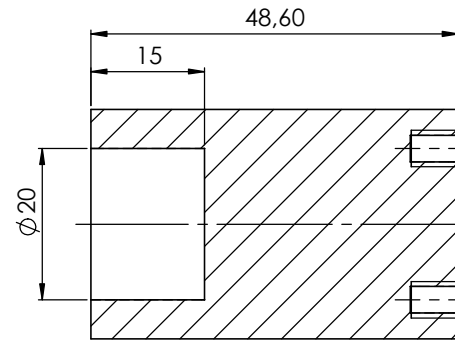
ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13		Proyecto: Molde Adaptador Ajustable	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio		Escala: 1:1	
Nº de parte: 2		Nº de hoja: 04/08		Unidades: mm	



SECCIÓN B-B
ESCALA 1 : 1

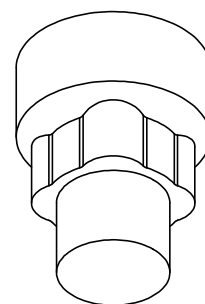
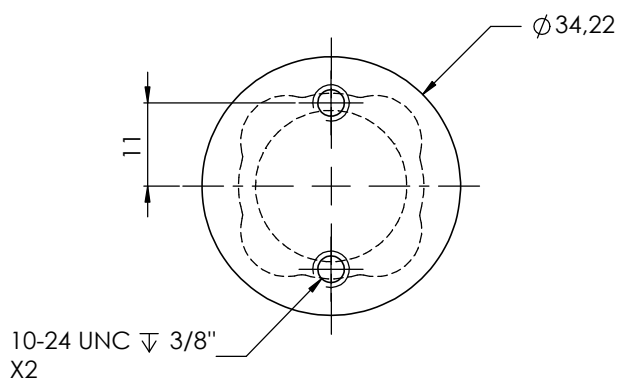
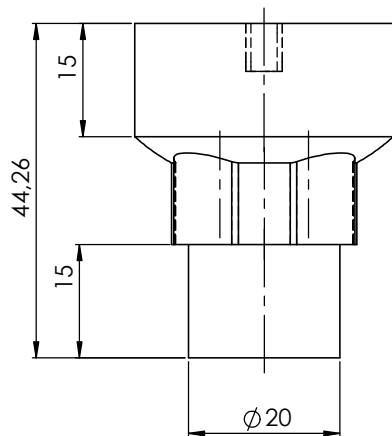


Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Molde Adaptador Ajustable	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio	Escala: mm	
		Nº de parte: 1:1	Nº de hoja: 3	Unidades: 05/08



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Molde Adaptador Ajustable

Tutor:
Ing. O. Falcón

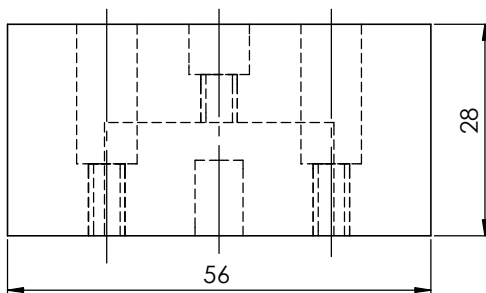
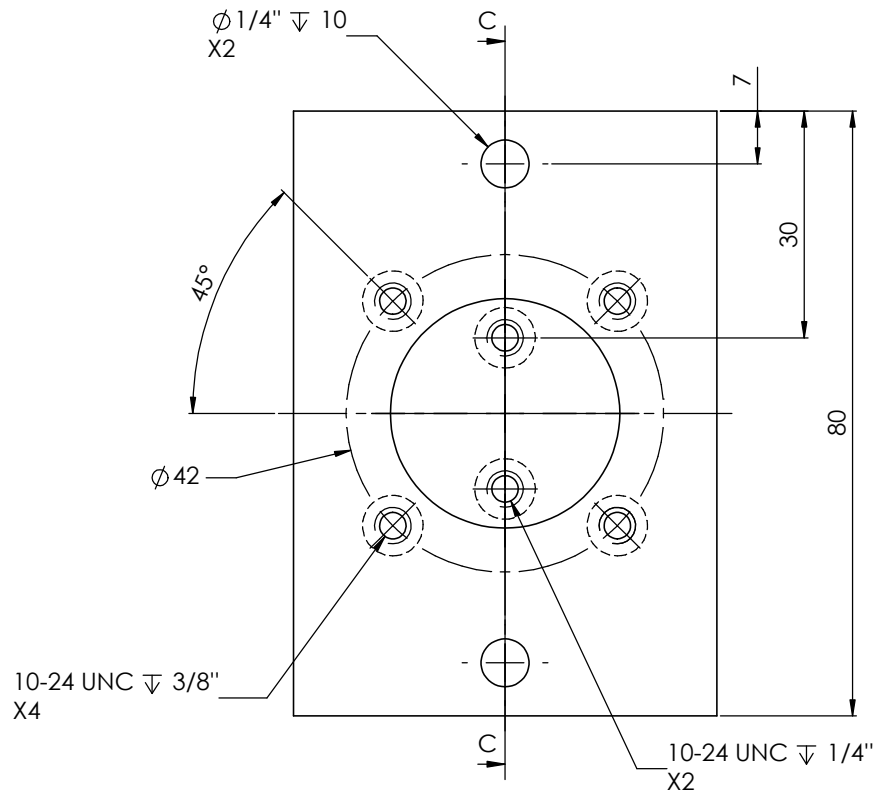
Material:
Aluminio

Escala: 1:1

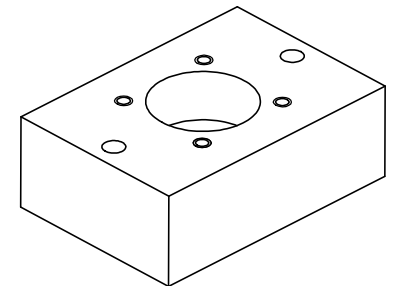
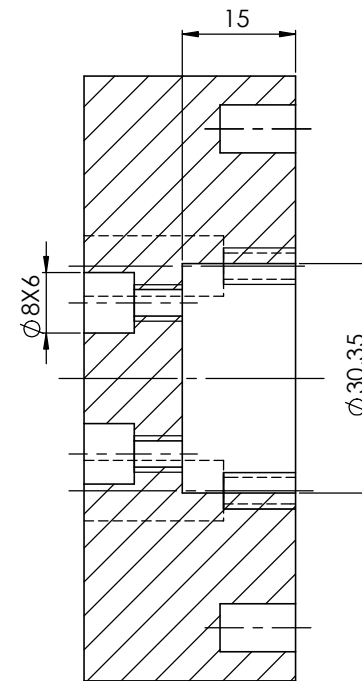
Nº de parte: 4

Nº de hoja: 06/08

Unidades: mm



SECCIÓN C-C
ESCALA 1:1

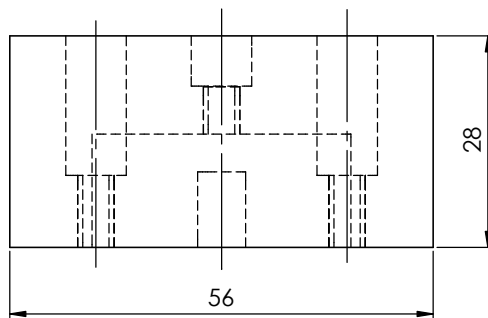
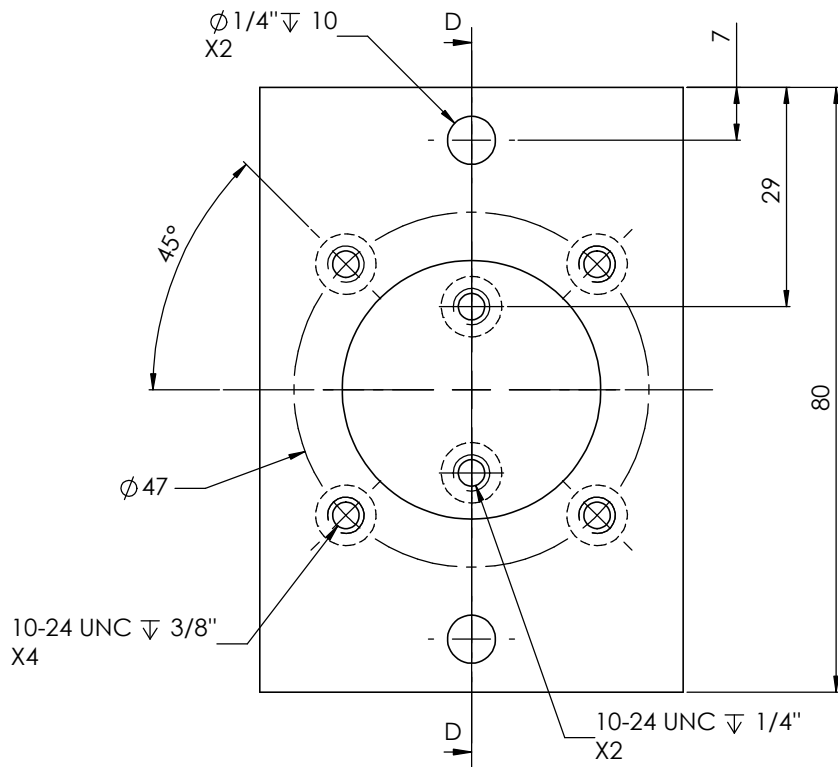


Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

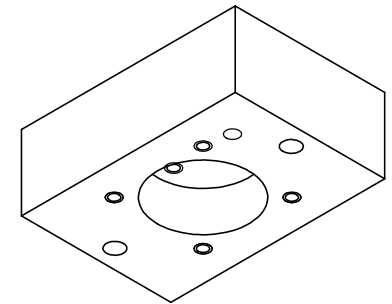
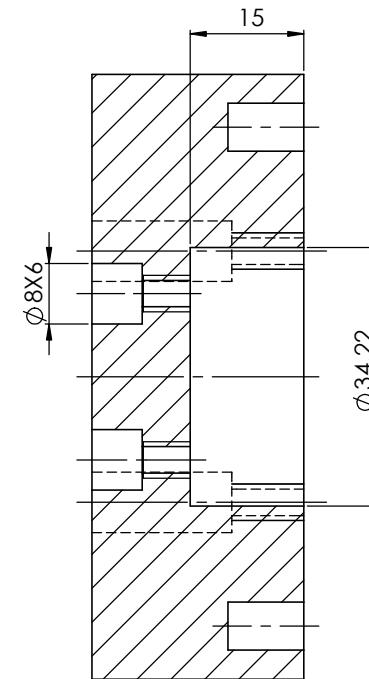
ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Molde Adaptador Ajustable	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio	Escala: 1:1	
Nº de parte: 5	Nº de hoja: 07/08	Unidades: mm		



SECCIÓN D-D
ESCALA 1:1

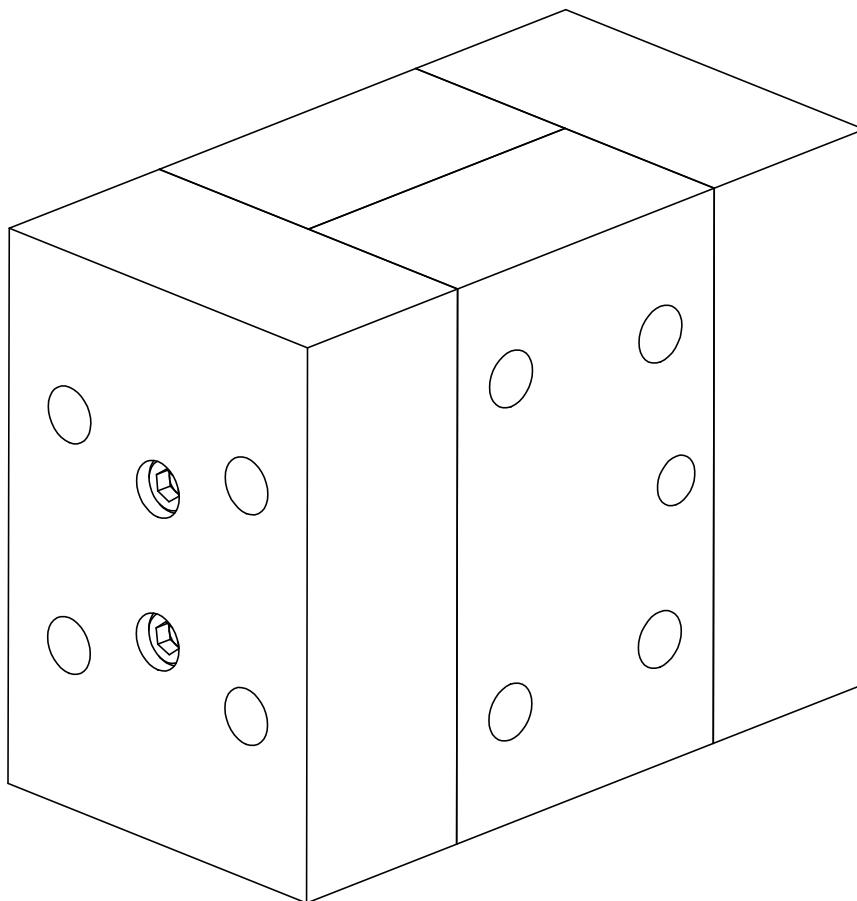


Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



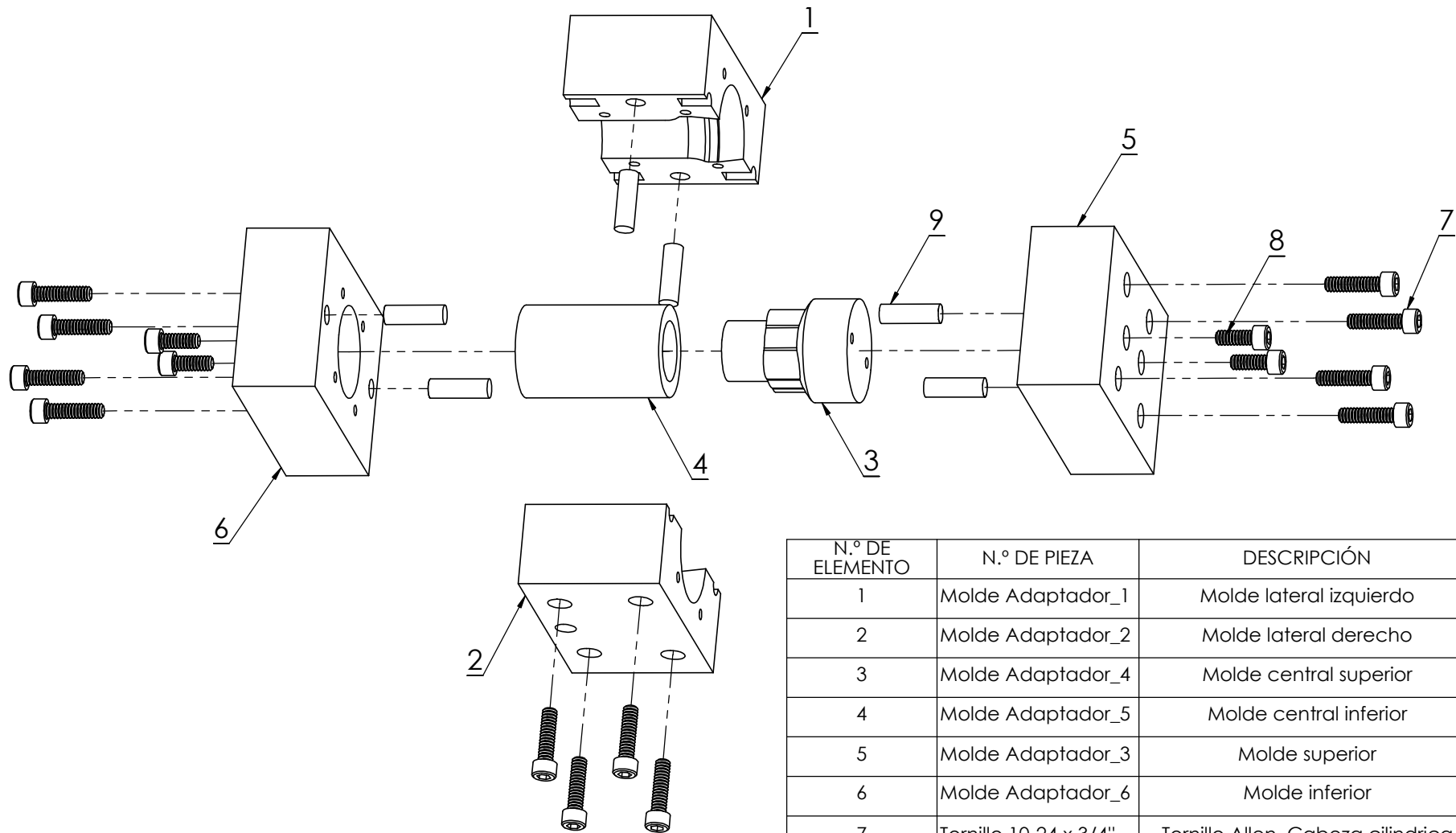
Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13		Proyecto: Molde Adaptador Ajustable	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio		Escala: 1:1	
Nº de parte: 6		Nº de hoja: 08/08		Unidades: mm	



ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13		Proyecto: Molde Adaptador	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio		Escala: 1:1	
		Nº de parte: -		Nº de hoja: 01/08	
				Unidades: mm	



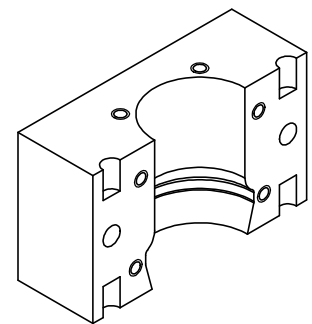
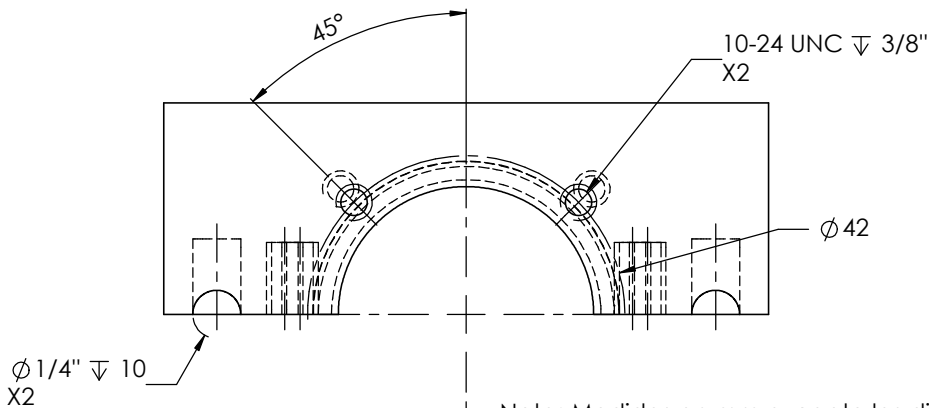
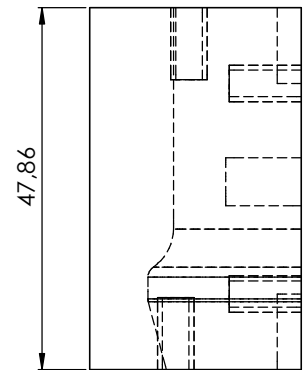
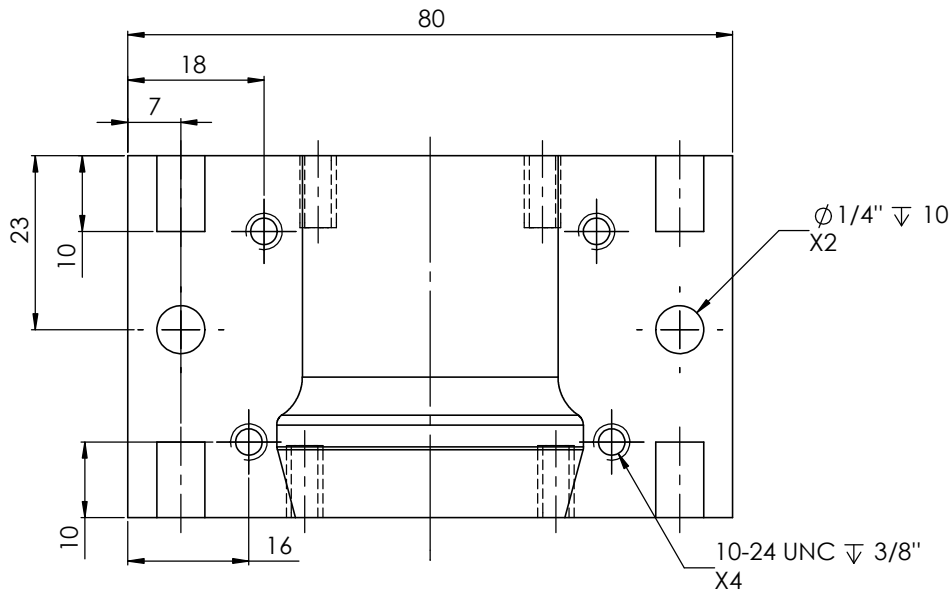
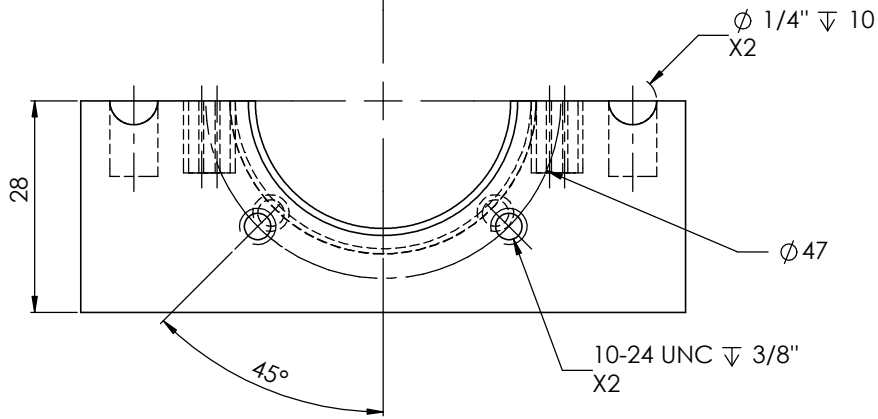
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANT.
1	Molde Adaptador_1	Molde lateral izquierdo	1
2	Molde Adaptador_2	Molde lateral derecho	1
3	Molde Adaptador_4	Molde central superior	1
4	Molde Adaptador_5	Molde central inferior	1
5	Molde Adaptador_3	Molde superior	1
6	Molde Adaptador_6	Molde inferior	1
7	Tornillo 10-24 x 3/4"	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica	12
8	Tornillo 10-24 x 1/2"	Tornillo Allen, Cabeza cilíndrica	4
9	PIN 1/2"	Pin para la alineación	6

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13		Proyecto: Molde Adaptador	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio		Escala: 1:1	
Nº de parte: -		Nº de hoja: 02/08		Unidades: mm	

Nota: Las cavidades del molde tienen una escala de aumento 1.0184:1 de las dimensiones originales, para compensar la contracción de los metales por fundición.



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Molde Adaptador

Tutor:
Ing. O. Falcón

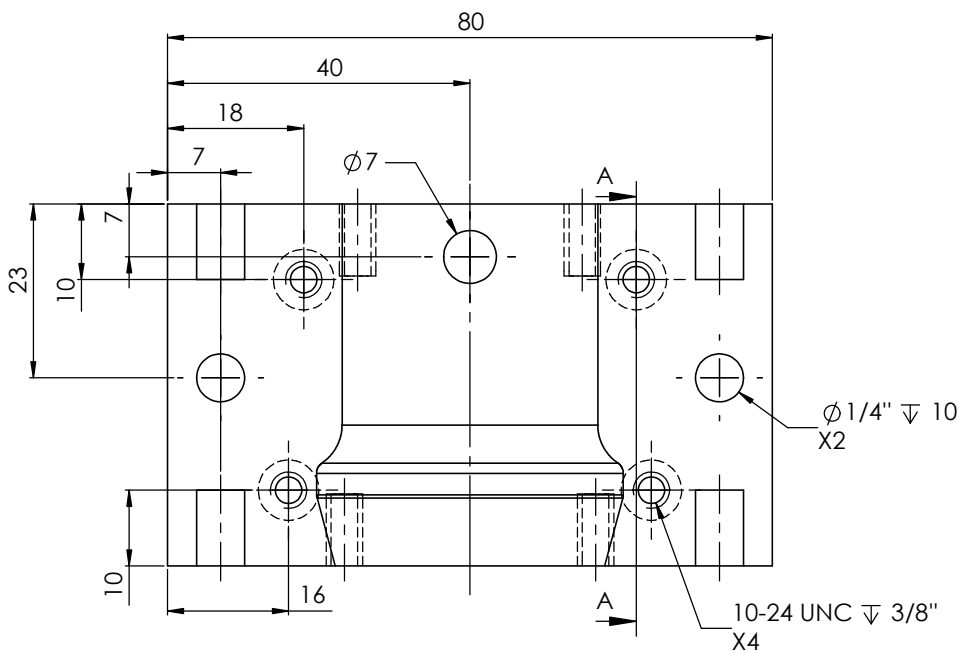
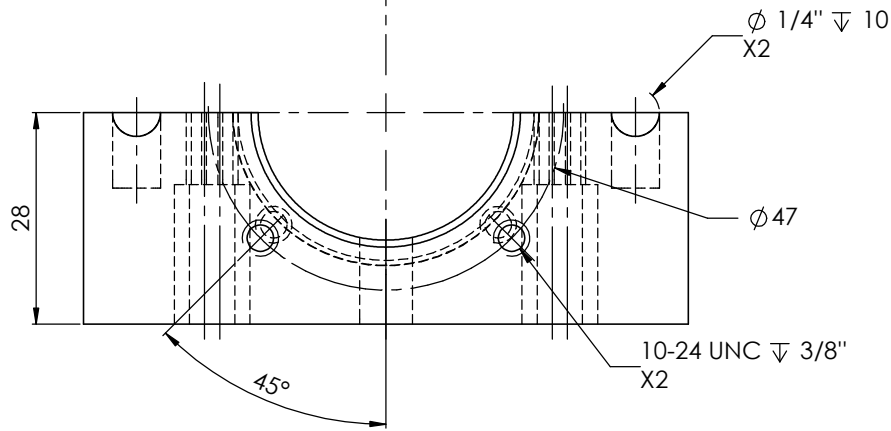
Material: Aluminio

Escala: 1:1

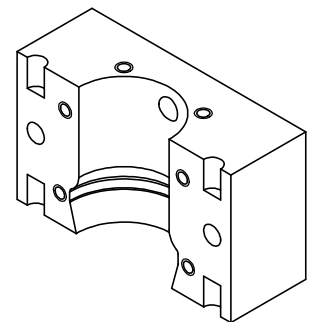
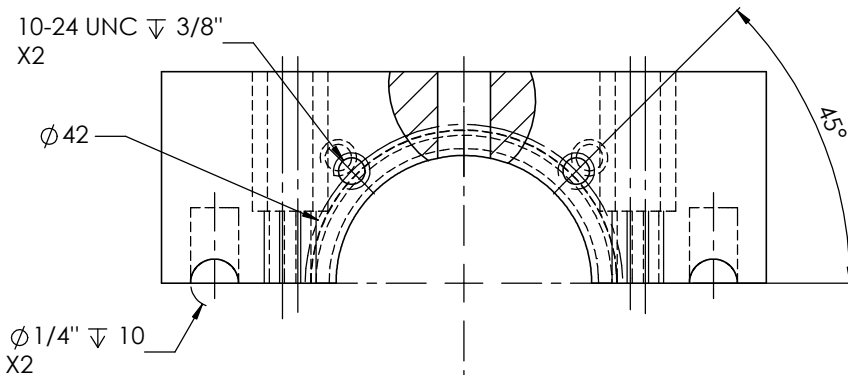
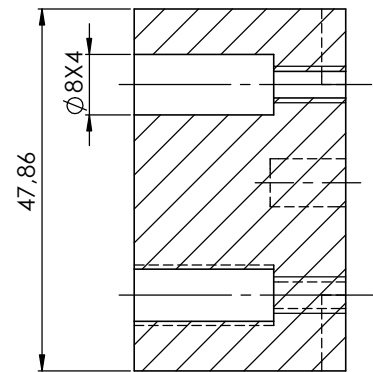
Nº de parte: 1

Nº de hoja: 03/08

Unidades: mm



SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

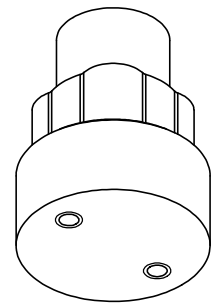
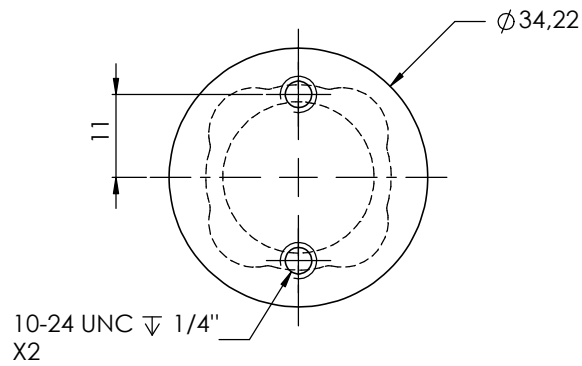
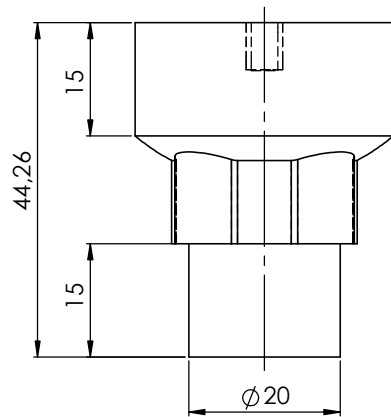
Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:
Molde Adaptador

Tutor:
Ing. O. Falcón

Material: Aluminio Escala: 1:1

Nº de parte: 2 Nº de hoja: 04/08 Unidades: mm



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado:
Siboney Hernández
José Choque

Fecha: 30 /05 /13

Proyecto:

Molde Adaptador

Tutor:
Ing. O. Falcón

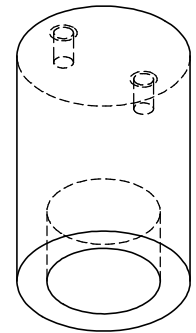
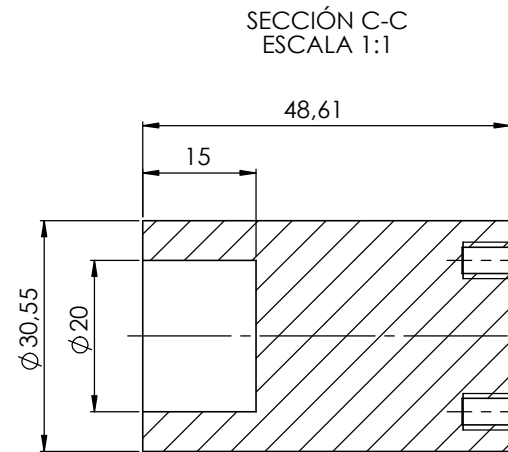
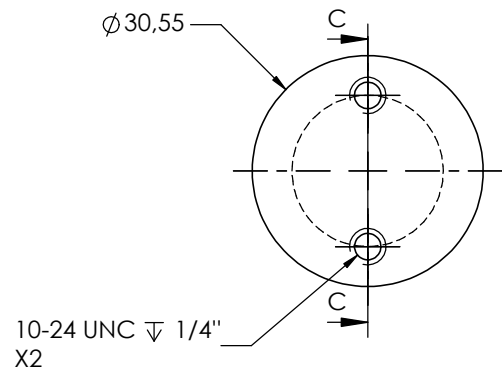
Material:
Aluminio

Escala:
1:1

Nº de parte: 3

Nº de hoja: 05/08

Unidades: mm

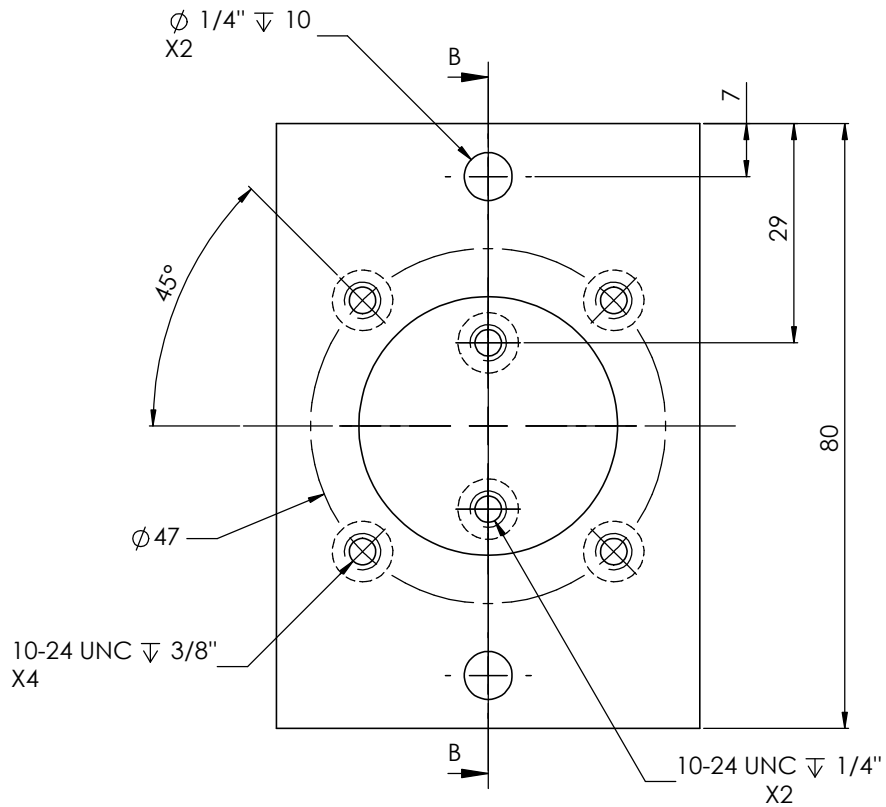


Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**

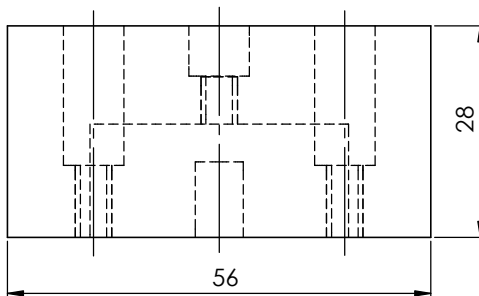


Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13	Proyecto: Molde Adaptador	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio	Escala: 1:1	
		Nº de parte: 4	Nº de hoja: 06/08	Unidades: mm

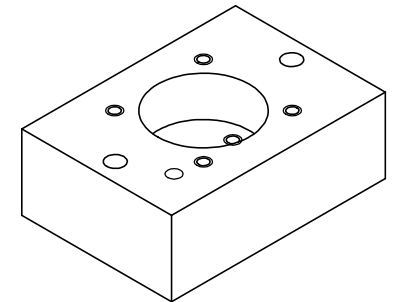
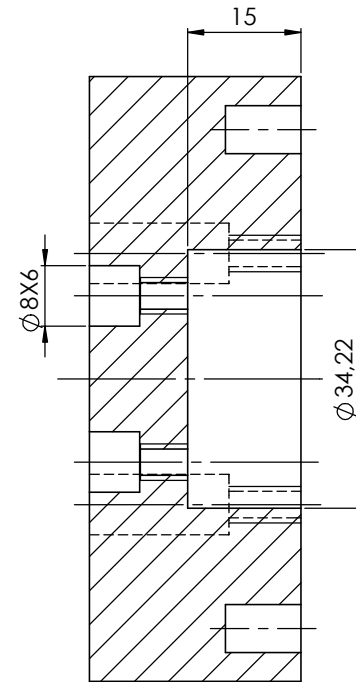


10-24 UNC ∇ 3/8"
X4

10-24 UNC ∇ 1/4"
X2



SECCIÓN B-B
ESCALA 1:1

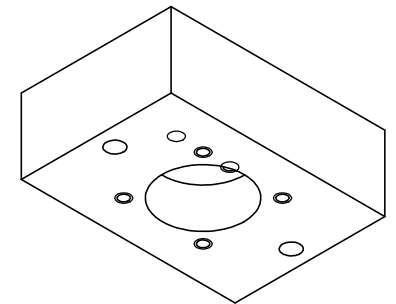
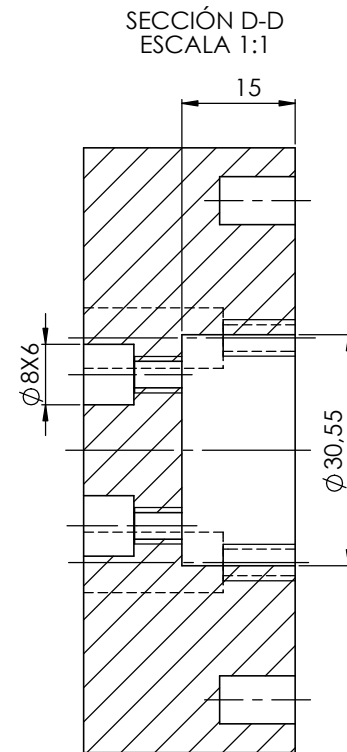
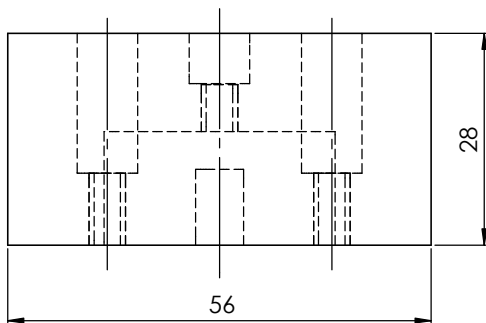
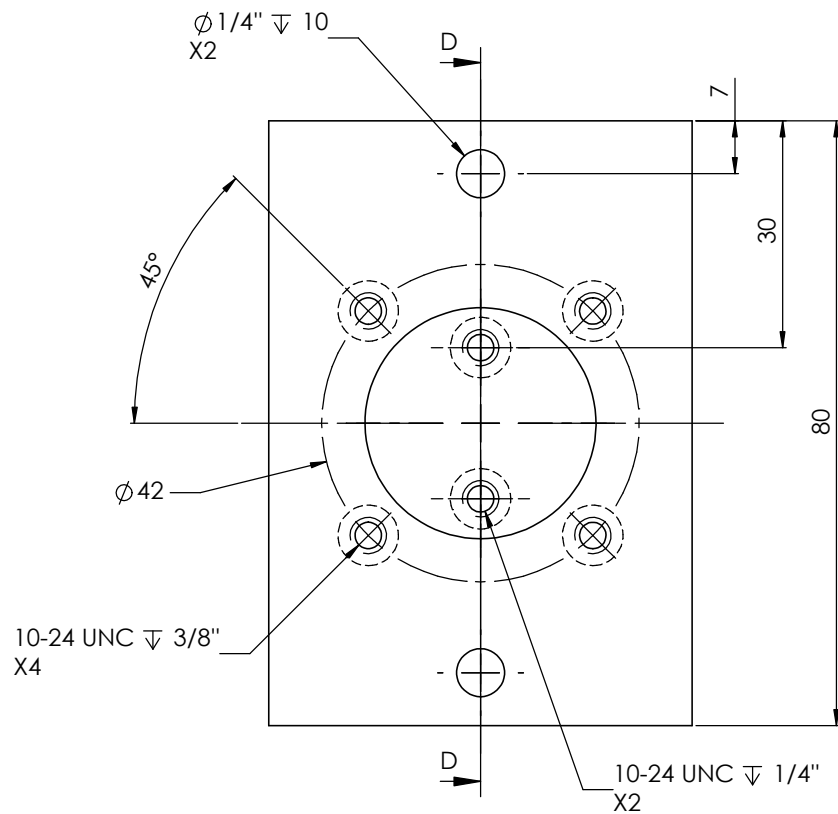


Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 /05 /13		Proyecto: Molde Adaptador	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio		Escala: 1:1	
Nº de parte: 5		Nº de hoja: 07/08		Unidades: mm	



Nota: Medidas en mm excepto las dimensiones de los agujeros que están en pulgadas.

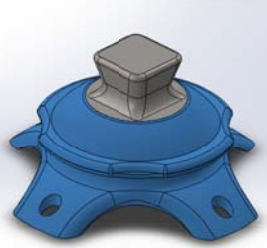
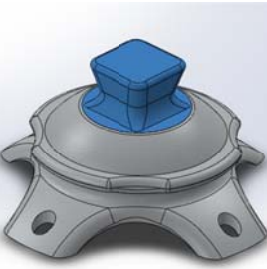
ESTE DOCUMENTO ESTA PROTEGIDO POR LOS DERECHOS DE COPIA Y LOS DATOS ESCRITOS EN EL O EL ADJUNTO CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE **CORPOREA U.C.V c.a** NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS A CUALQUIER PERSONA SIN PERMISO DE **CORPOREA U.C.V c.a**



Elaborado: Siboney Hernández José Choque		Fecha: 30 / 05 / 13		Proyecto: Molde Adaptador	
Tutor: Ing. O. Falcón		Material: Aluminio		Escala: 1:1	
Nº de parte: 6		Nº de hoja: 08/08		Unidades: mm	

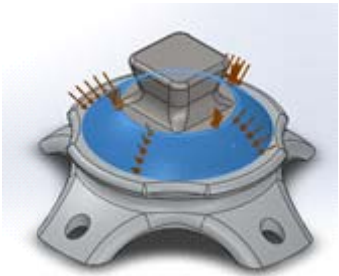
Apéndice C. Simulación del Anclaje para Laminación

Información del modelo

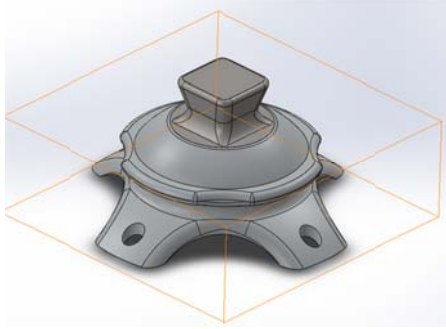
Sólidos		
Componentes del modelo	Propiedades volumétricas	Propiedades de material
<p>Sólido 1 Anclaje para laminación</p> 	<p>Masa:0.0341127 kg Volumen:1.23597e-005 m³ Densidad:2760 kg/m³ Peso:0.334305 N</p>	<p>Nombre: AA380 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Límite elástico: 1.59e+008 N/m² Límite de tracción: 3.17e+008 N/m² Módulo elástico: 7.1e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2760 kg/m³ Módulo cortante: 2.65e+010 N/m² Coeficiente de dilatación térmica: 2.1e-005 /Kelvin</p>
<p>Sólido 2 Pirámide invertida</p> 	<p>Masa:0.0511286 kg Volumen:6.39107e-006 m³ Densidad:8000 kg/m³ Peso:0.50106 N</p>	<p>Nombre: AISI 304 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Límite elástico: 2.06807e+008 N/m² Límite de tracción: 5.17017e+008 N/m² Módulo elástico: 1.9e+011 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.29 Densidad: 8000 kg/m³ Módulo cortante: 7.5e+010 N/m² Coeficiente de dilatación térmica: 1.8e-005 /Kelvin</p>

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Sujeción Fija		Entidades: 30 cara(s) Tipo: Geometría fija

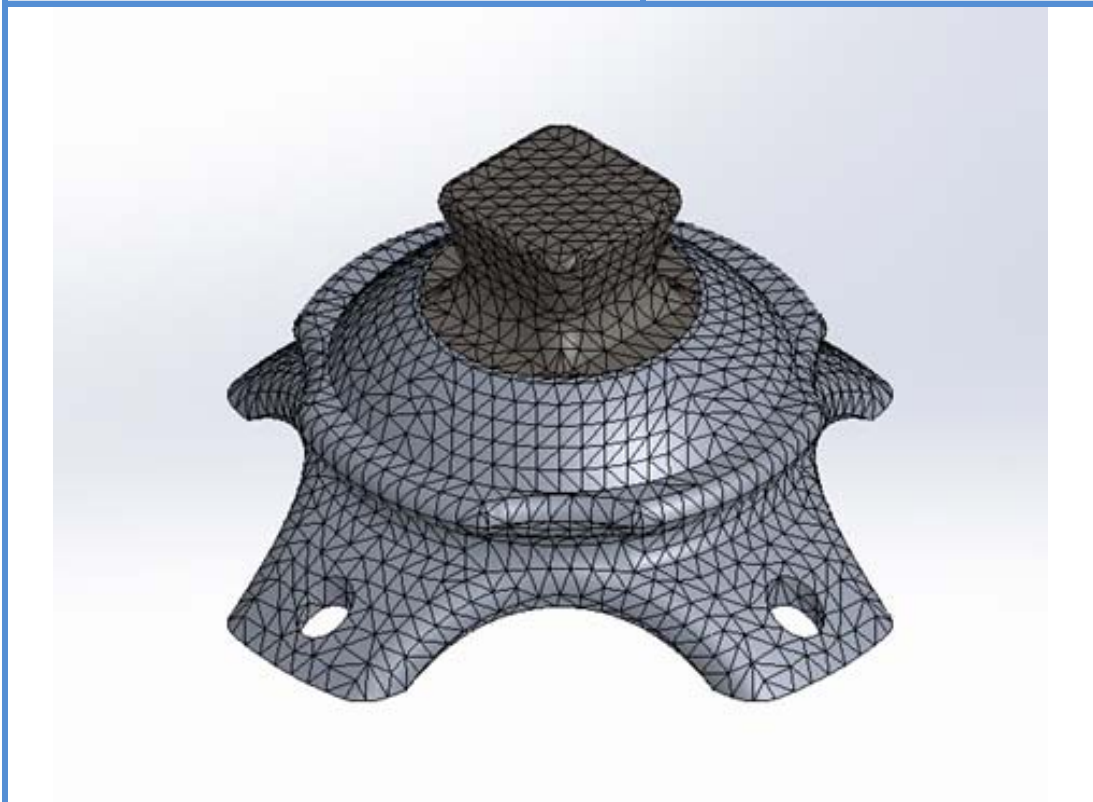
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1000 N

Información de contacto

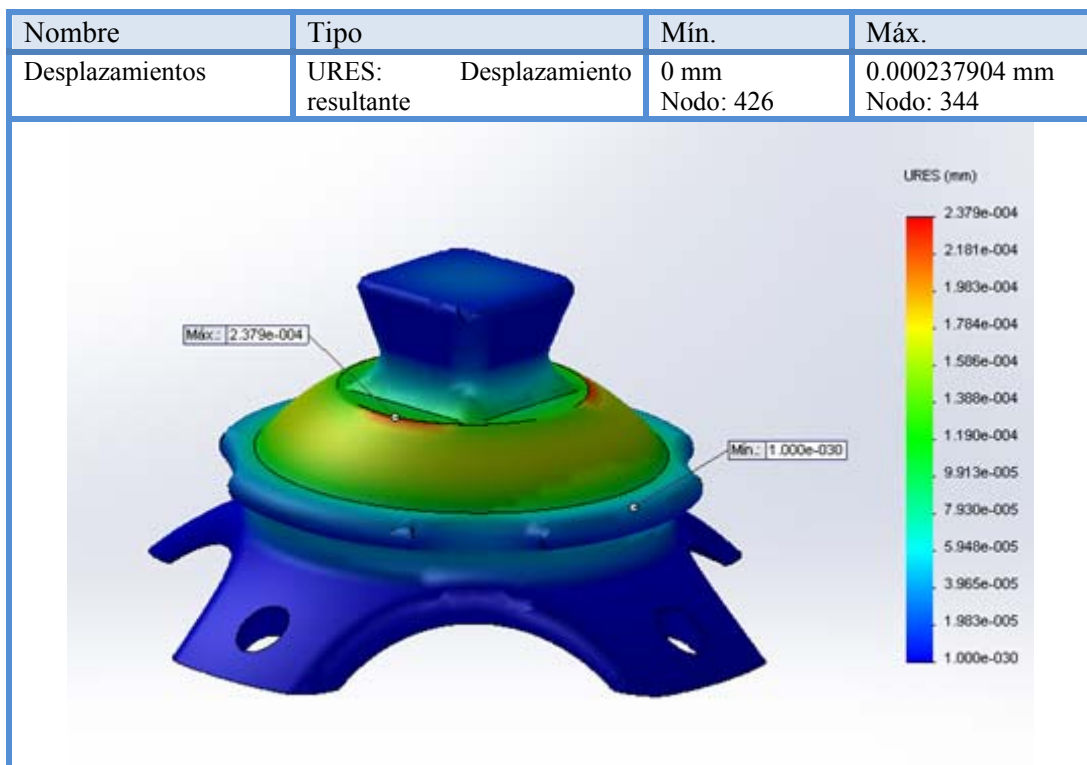
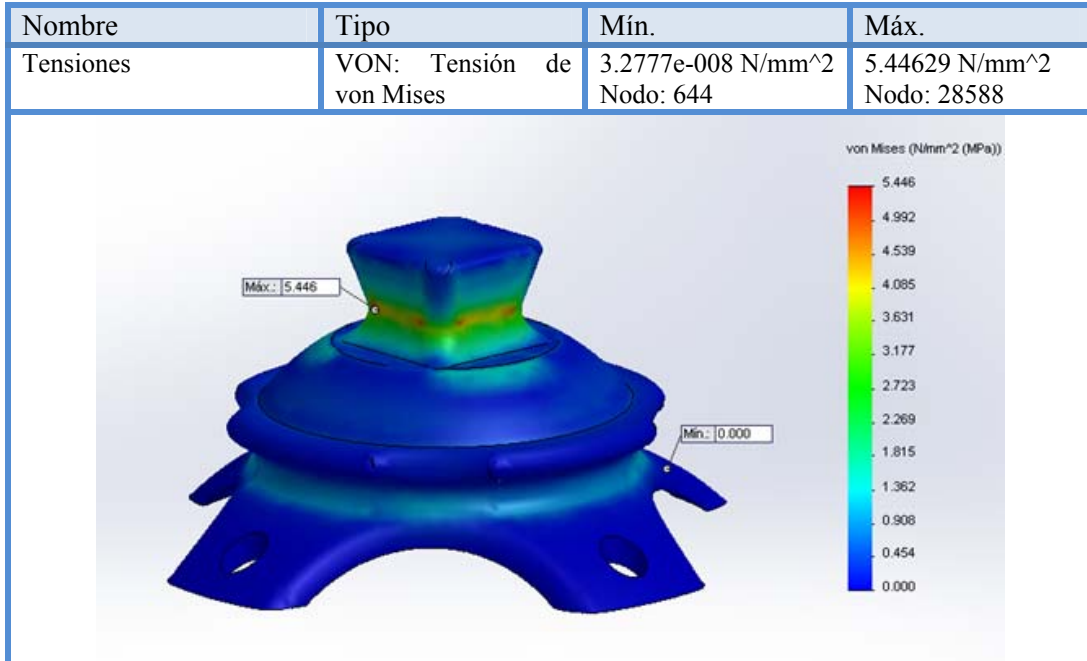
Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto
Contacto global		Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente Opciones: Mallado compatible

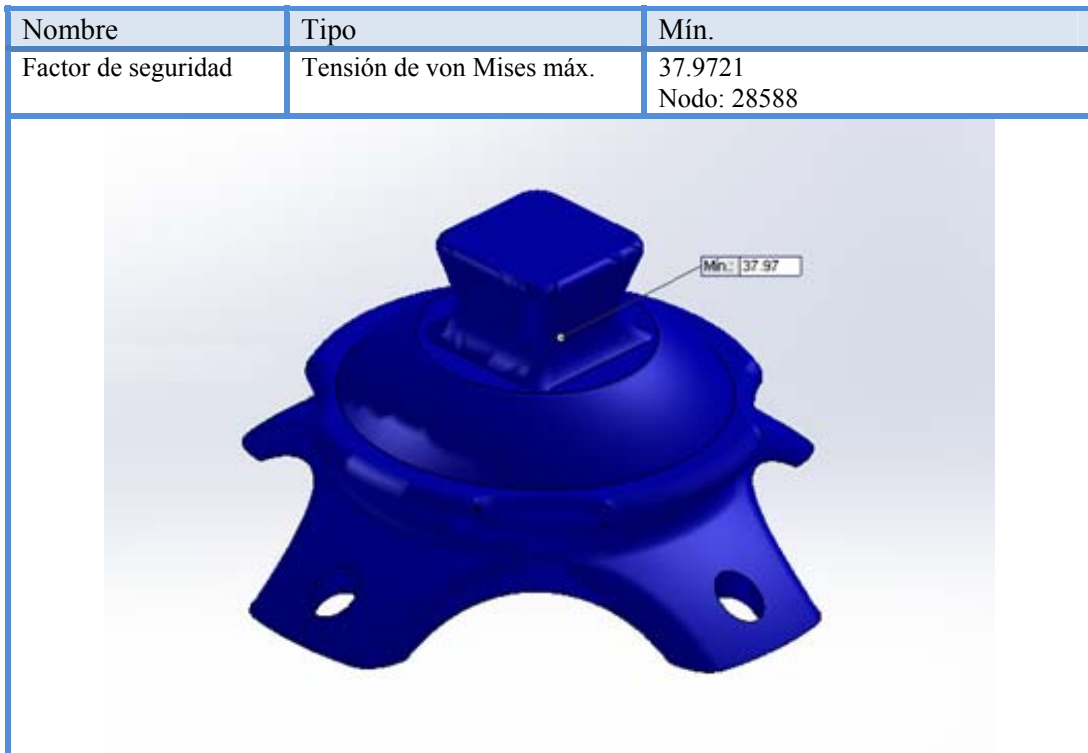
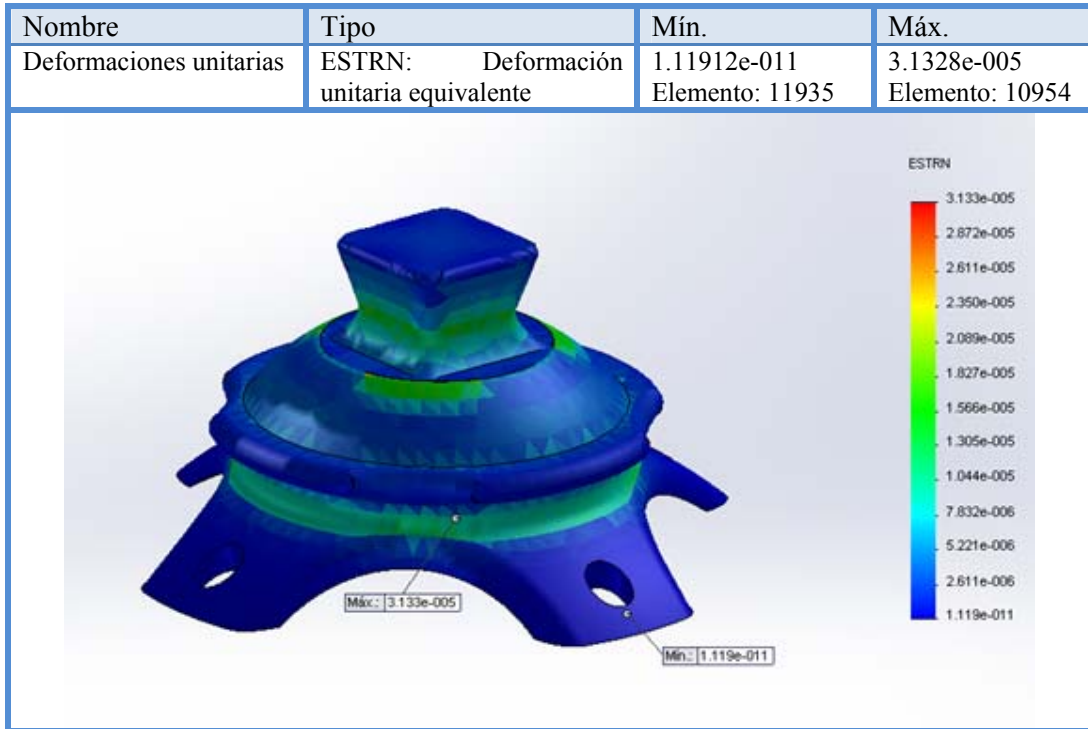
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	2 mm
Tolerancia	0.1 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	30563
Número total de elementos	19124
Cociente máximo de aspecto	232.66
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	94.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.267
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:21



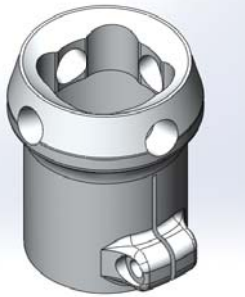
Resultados del estudio



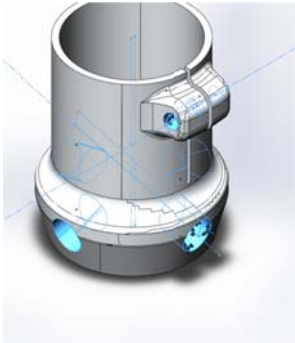


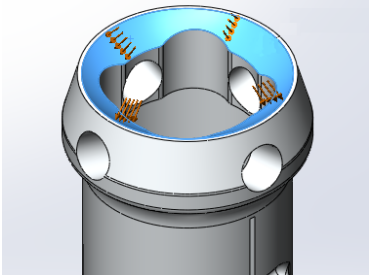
Apéndice D. Simulación del Adaptador Ajustable para Tubo

Información del modelo

Sólidos		
Componentes del modelo	Propiedades volumétricas	Propiedades de material
<p>Sólido Adaptador ajustable para tubo</p> 	<p>Masa: 0.0350176 kg Volumen: 1.26875e-005 m³ Densidad: 2760 kg/m³ Peso: 0.343172 N</p>	<p>Nombre: AA380 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Límite elástico: 1.59e+008 N/m² Límite de tracción: 3.17e+008 N/m² Módulo elástico: 7.1e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2760 kg/m³ Módulo cortante: 2.65e+010 N/m² Coeficiente de dilatación térmica: 2.1e-005 /Kelvin</p>

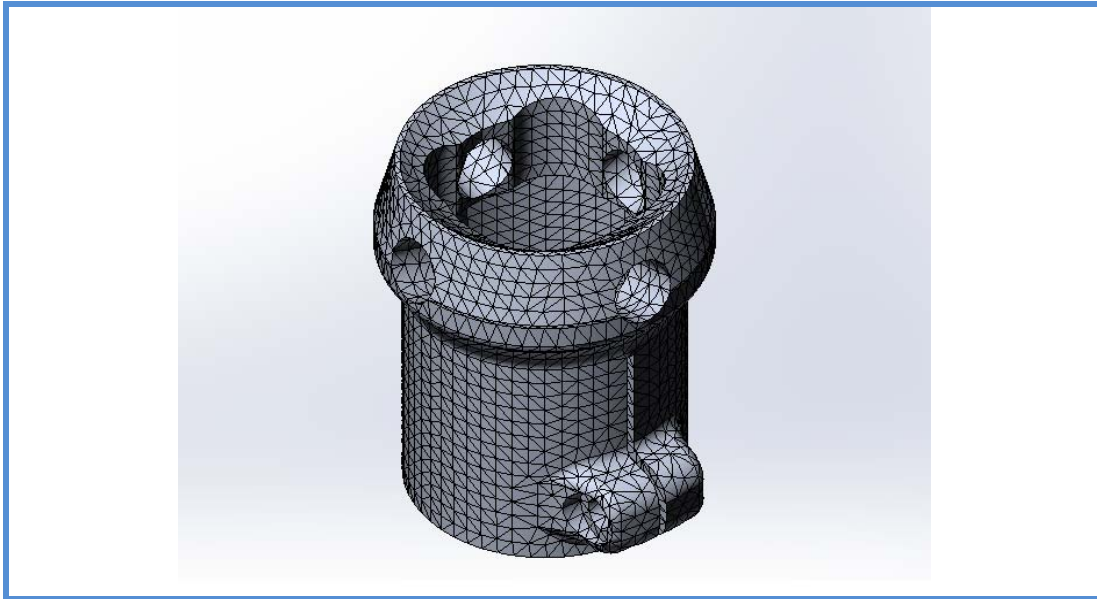
Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Sujeción Fija		<p>Entidades: 6 cara(s) Tipo: Geometría fija</p>

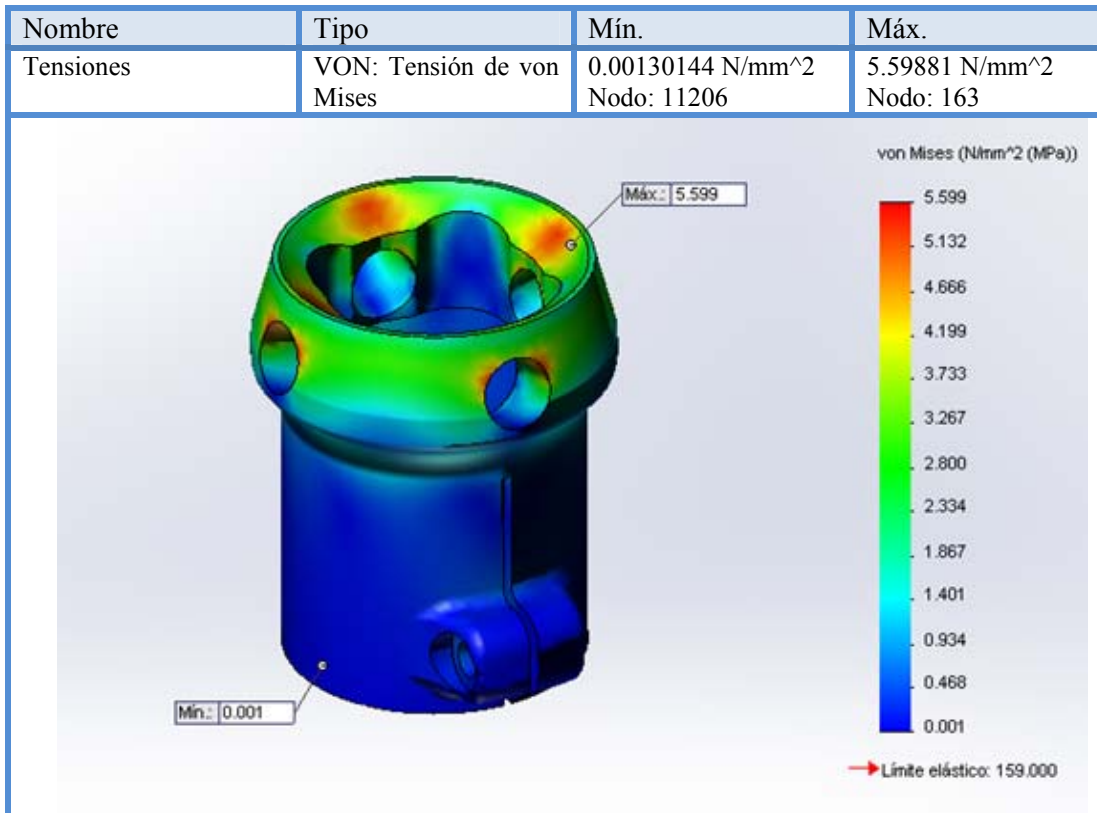
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1000 N

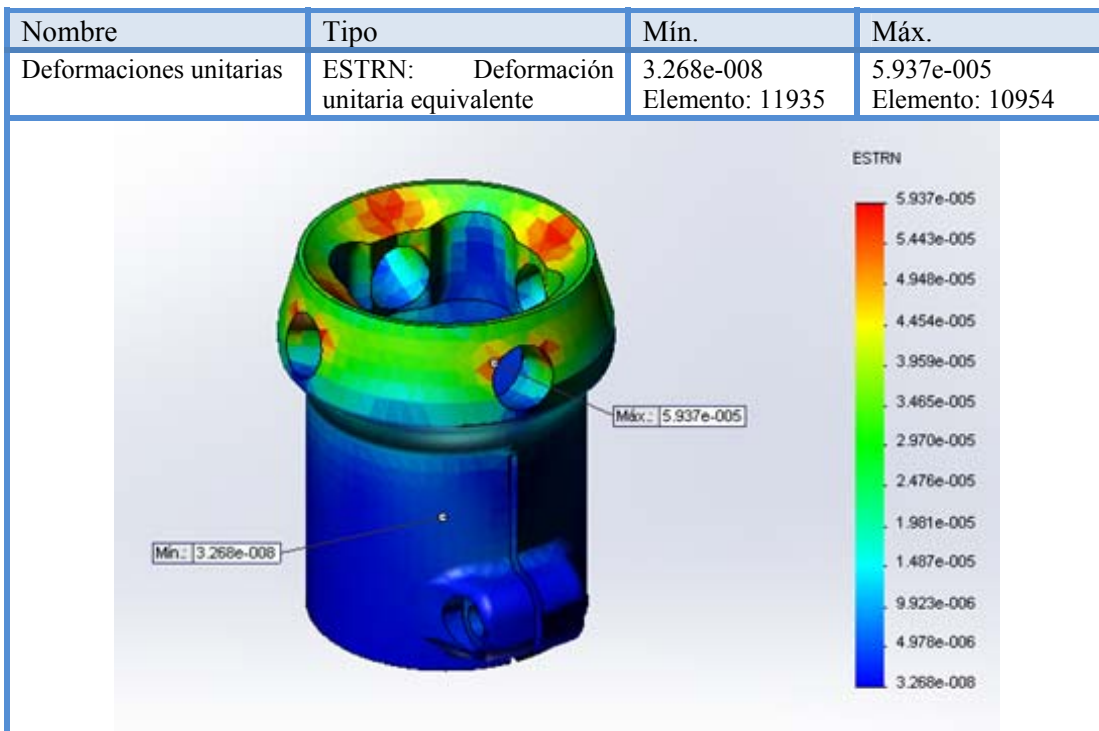
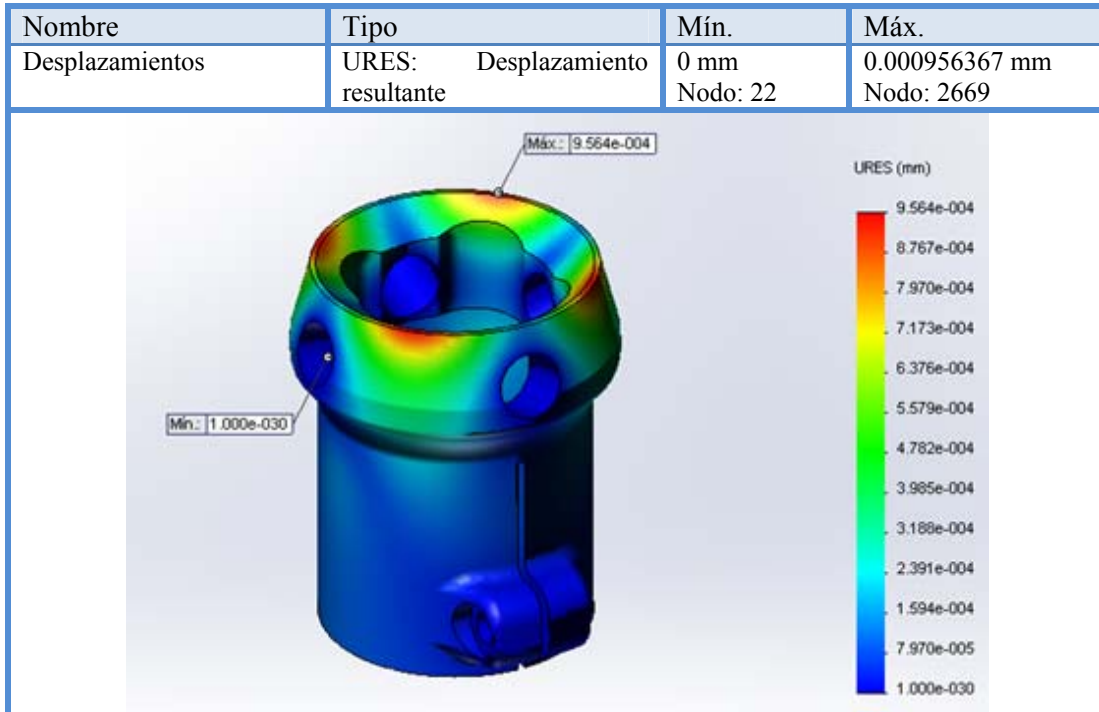
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	2 mm
Tolerancia	0.1 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	24397
Número total de elementos	13524
Cociente máximo de aspecto	14.682
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	95.8
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.0739
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:13



Resultados del estudio







Nombre	Tipo	Mín.
Factor de seguridad	Tensión de von Mises máx.	28.40 Nodo: 28588

The image shows a 3D FEA model of a blue cylindrical component. The component has a flange at the top with several internal features and a protrusion at the bottom. Two callout boxes provide stress data: 'Mín.: 28.40' is located at the top edge of the flange, and 'Máx.: 122.172,64' is located at the base of the protrusion.

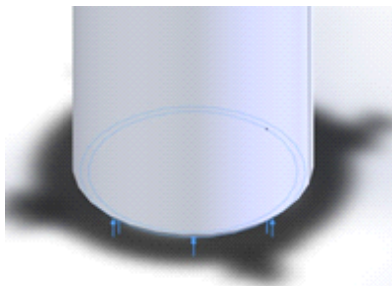
Apéndice E. Simulación del Tubo Conector

Información de modelo


Sólidos		
Componentes del modelo	Propiedades volumétricas	Propiedades de material
<p>Sólido 1 Conector</p> 	<p>Masa:0.0384842 kg Volumen:1.39435e-005 m³ Densidad:2760 kg/m³ Peso:0.377145 N</p>	<p>Nombre: AA380 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Límite elástico: 1.59e+008 N/m² Límite de tracción: 3.17e+008 N/m² Módulo elástico: 7.1e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2760 kg/m³ Módulo cortante: 2.65e+010 N/m² Coeficiente de dilatación térmica: 2.1e-005 /Kelvin</p>
<p>Sólido 2 Tubo</p> 	<p>Masa:0.108661 kg Volumen:4.02448e-005 m³ Densidad:2700 kg/m³ Peso:1.06488 N</p>	<p>Nombre: Aleación 6063 T5 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Límite elástico: 1.45e+008 N/m² Límite de tracción: 1.85e+008 N/m² Módulo elástico: 6.9e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33 Densidad: 2700 kg/m³ Módulo cortante: 2.58e+010 N/m² Coeficiente de dilatación térmica: 2.3e-005 /Kelvin</p>

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Sujeción Fija		Entidades: 4 cara(s) Tipo: Geometría fija

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1000 N

Información de contacto

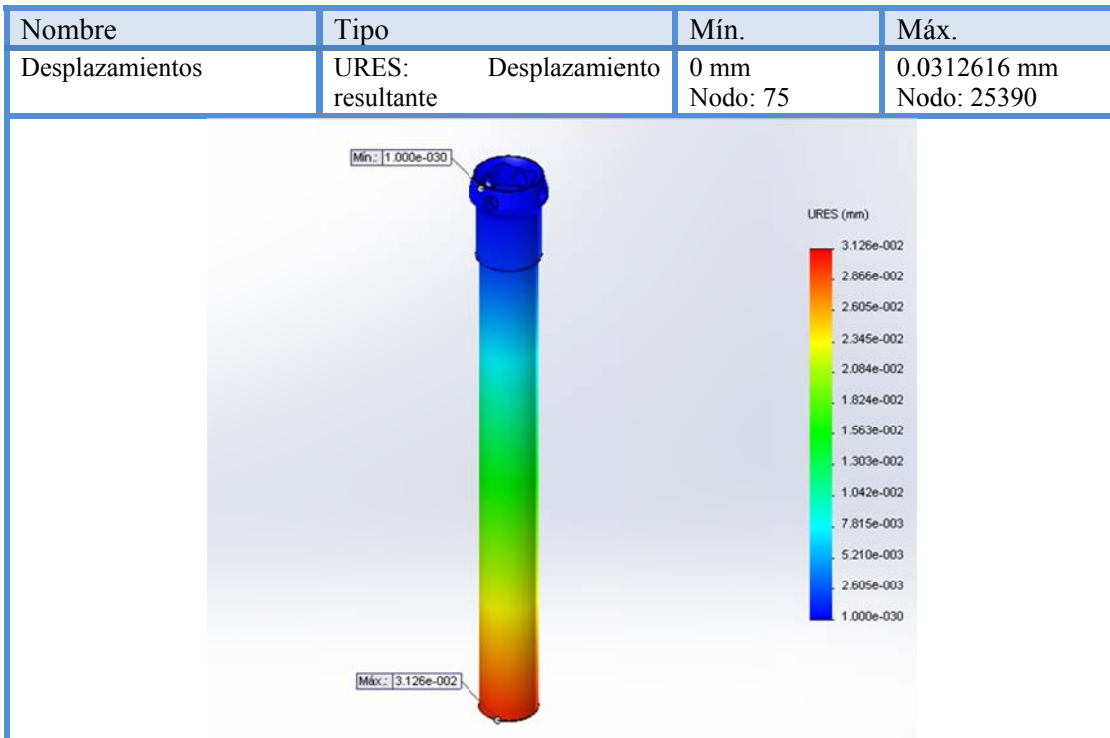
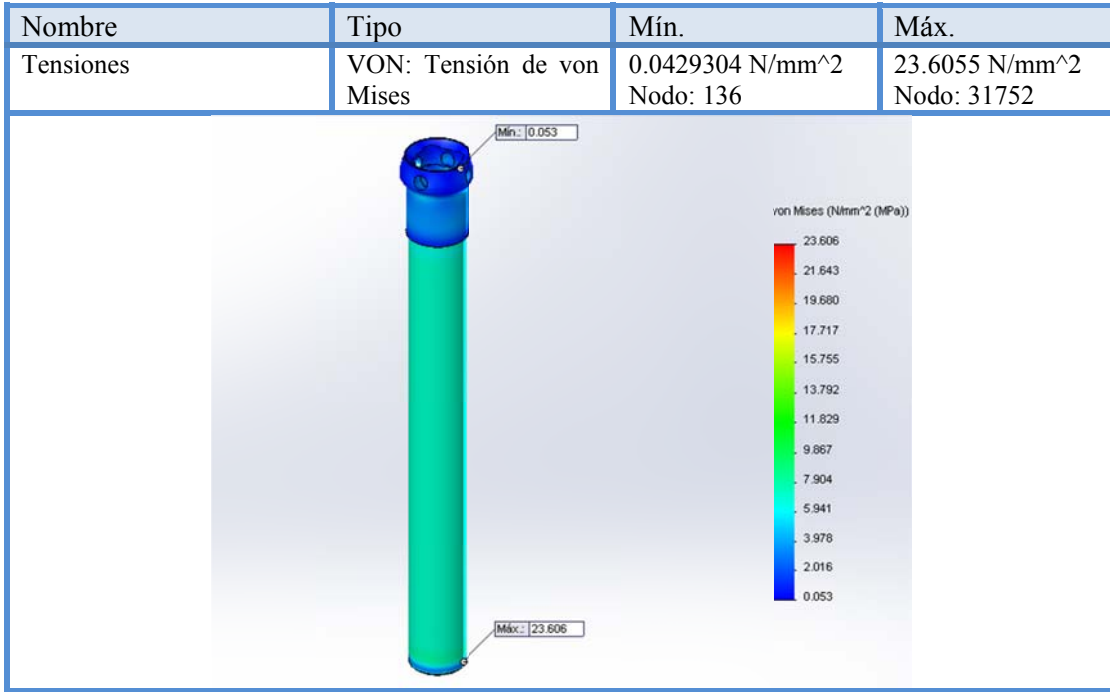
Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto
Contacto global		Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente Opciones: Mallado compatible

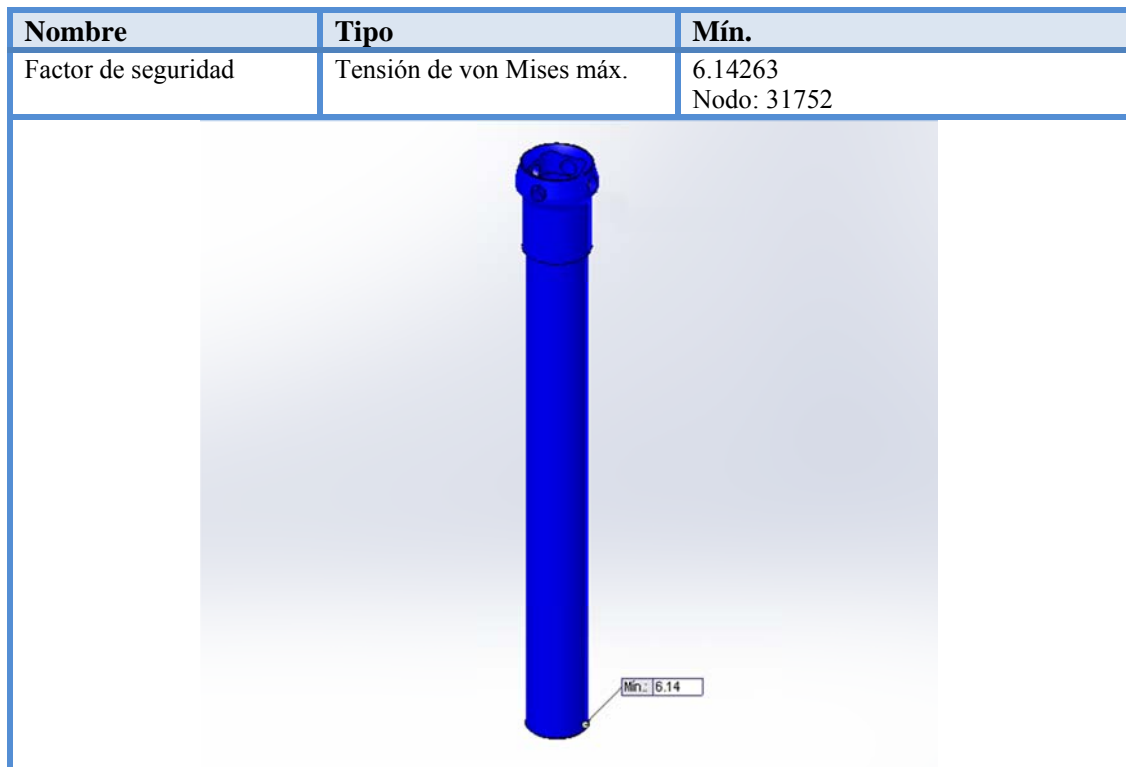
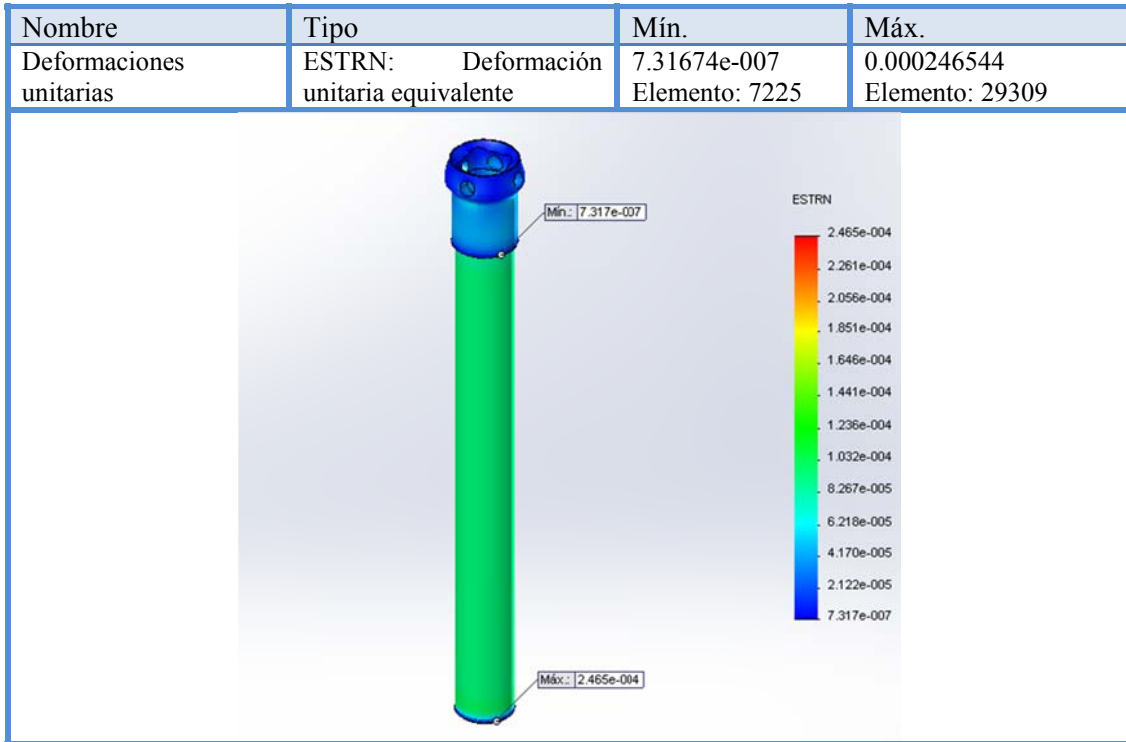
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	2 mm
Tolerancia	0.1 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	113310
Número total de elementos	60468
Cociente máximo de aspecto	28.488
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.106
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:02:45




Resultados del estudio





Apéndice F. Simulación ciclo de la marcha Prótesis Transtibial

Información del modelo

Sólidos		
Componentes del modelo	Propiedades volumétricas	Propiedades de material
<p>Sólido Transtibial</p> <p>Prótesis</p> 	<p>Masa: 0,507511 kg Volumen: 169153 mm³ Peso: 4.9736 N</p>	<p>Acople Pie Nombre: Aluminio A356 T5 Módulo elástico: 72.4e+09 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33</p> <p>Plantilla Anterior y Posterior Pie Nombre: Fibra de Carbono Módulo elástico: 230e+09 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33</p> <p>Funda Cosmética Pie Nombre: PUR Modulo elástico: 2.40e+06 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.30</p> <p>Adaptador de Tubo, Adaptador Ajustable y Anclaje para laminación Nombre: AA380 Módulo elástico: 7.1e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33</p> <p>Pirámide invertida y Tornillos Nombre: Acero Inoxidable AISI304 Módulo elástico: 1.9e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.29</p> <p>Tubo Conector Nombre: Aluminio 6063 T5 Módulo elástico: 6.9e+010 N/m² Coeficiente de Poisson: 0.33</p>

Sujeciones

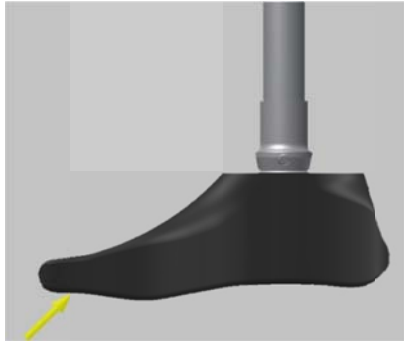
Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción
Sujeción Fija		Entidades: 24 cara(s) Tipo: Geometría fija

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Tamaño medio de elemento	0.1 mm
Tamaño mínimo de elemento	0.2 mm
Factor de modificación	1.5
Ángulo máximo de giro	60°
Crear elementos de malla curva	Sí
	

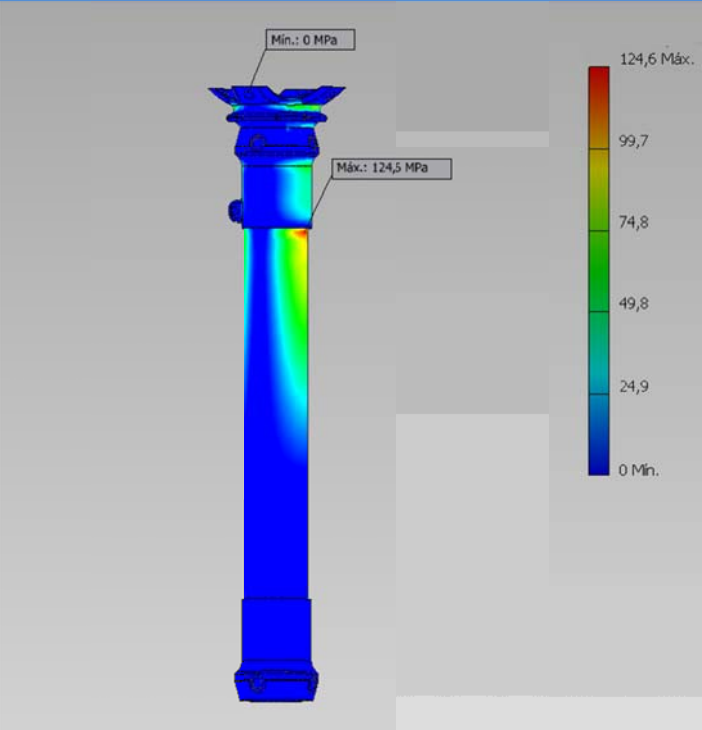
1. Fase Despegue

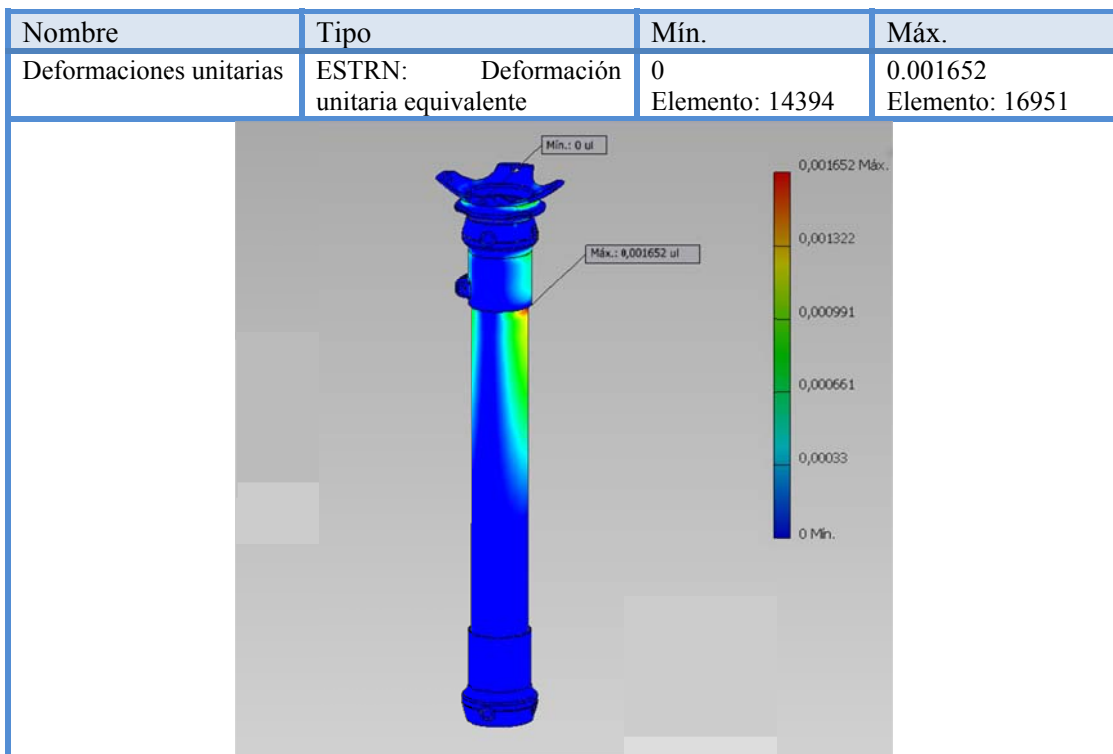
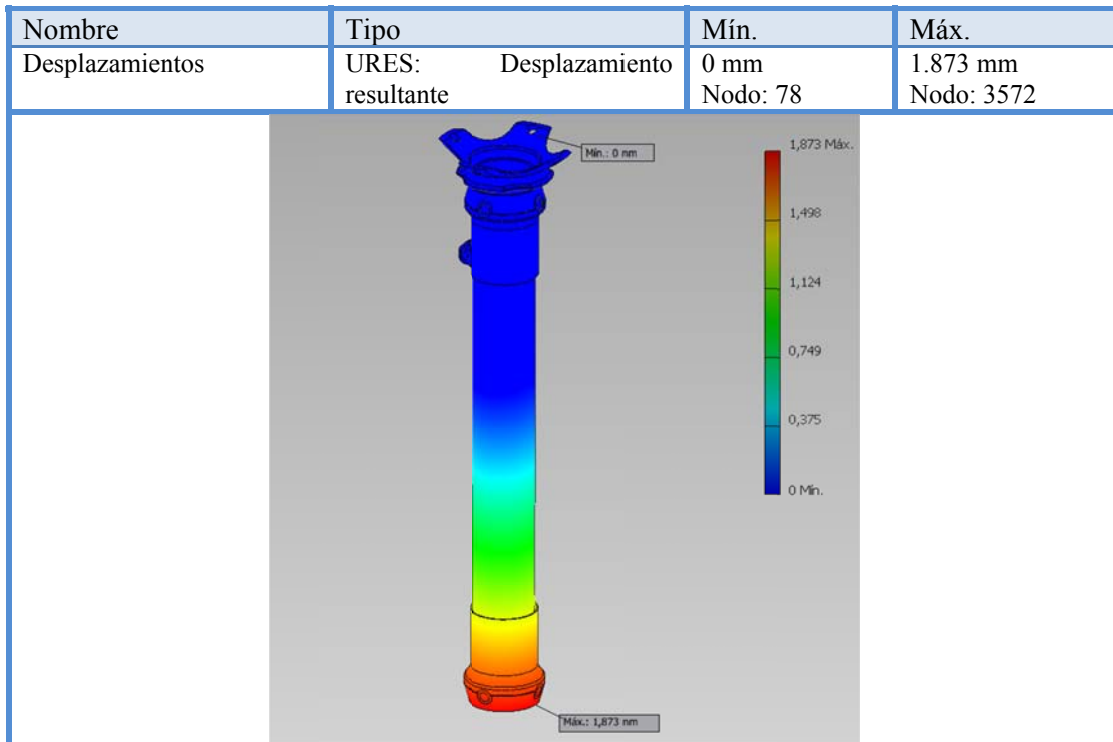
Carga

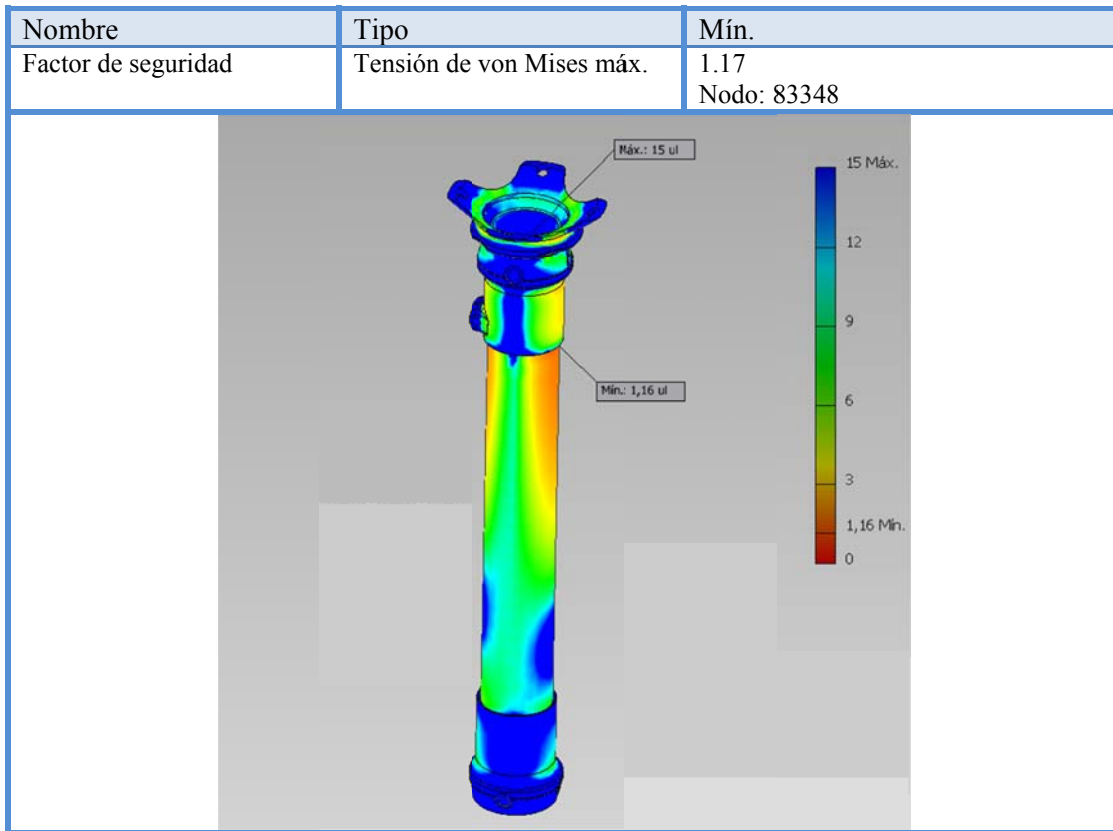
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza		Entidades: 1 cara(s) Magnitud: 1000 N Componente X: -707.1 N Componente Y: -707.1 N

Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones	VON: Tensión de von Mises	0 N/mm ² Nodo: 20325	124,6 N/mm ² Nodo: 83348







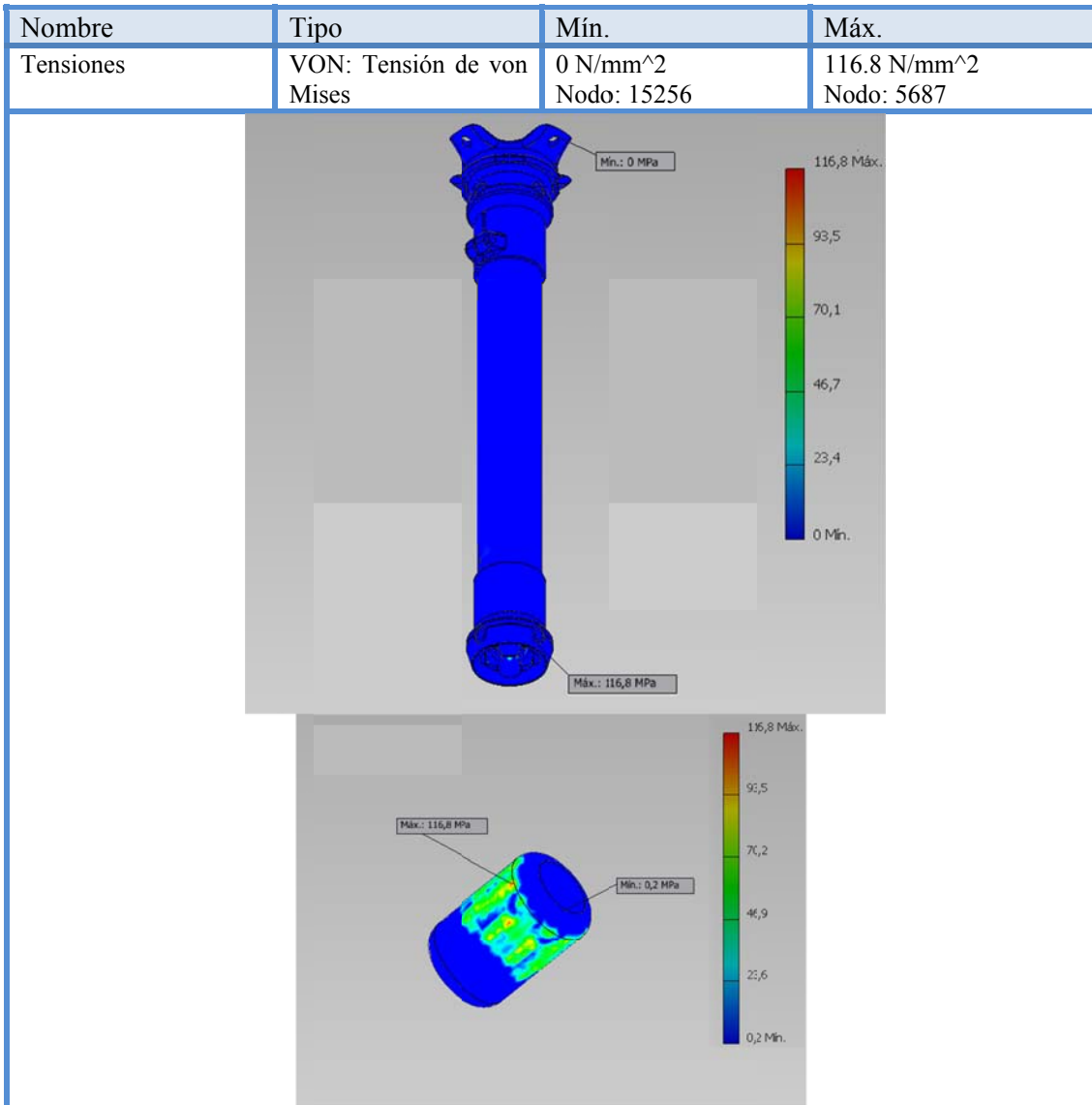
2. Fase Apoyo Medio

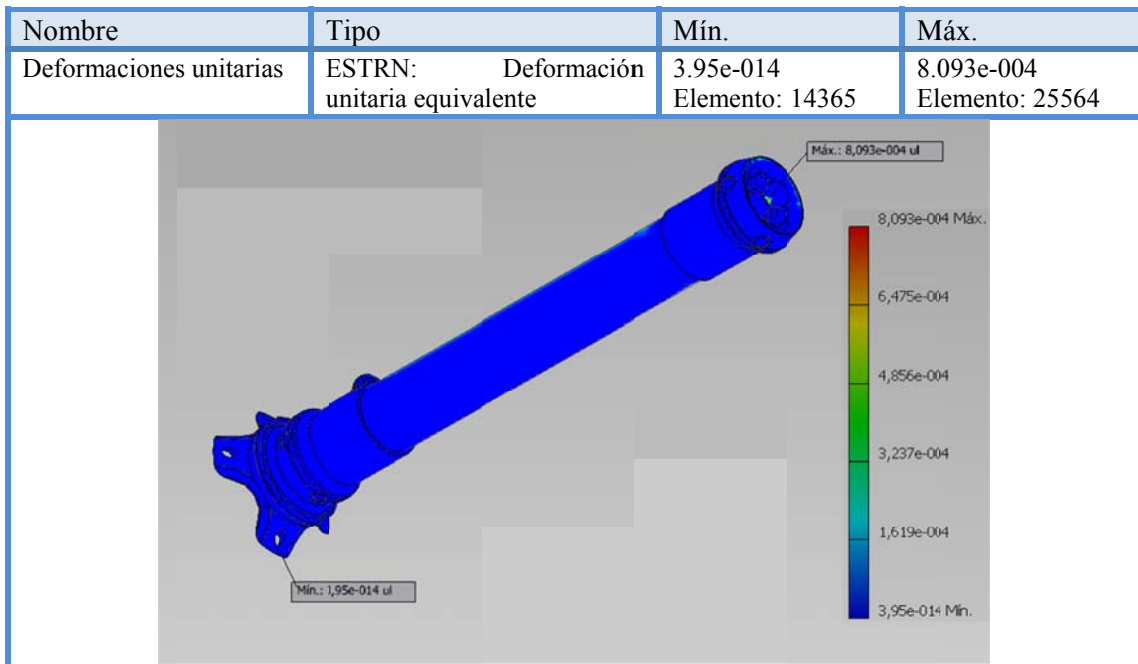
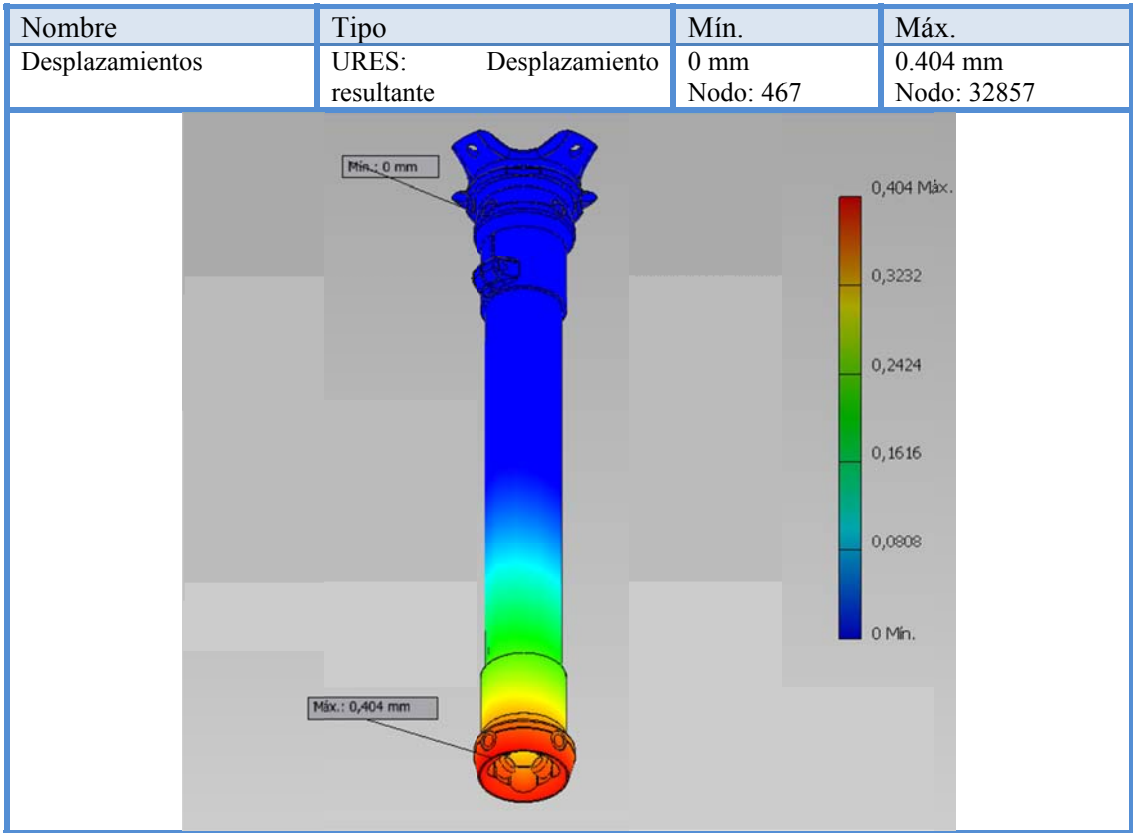
Cargas

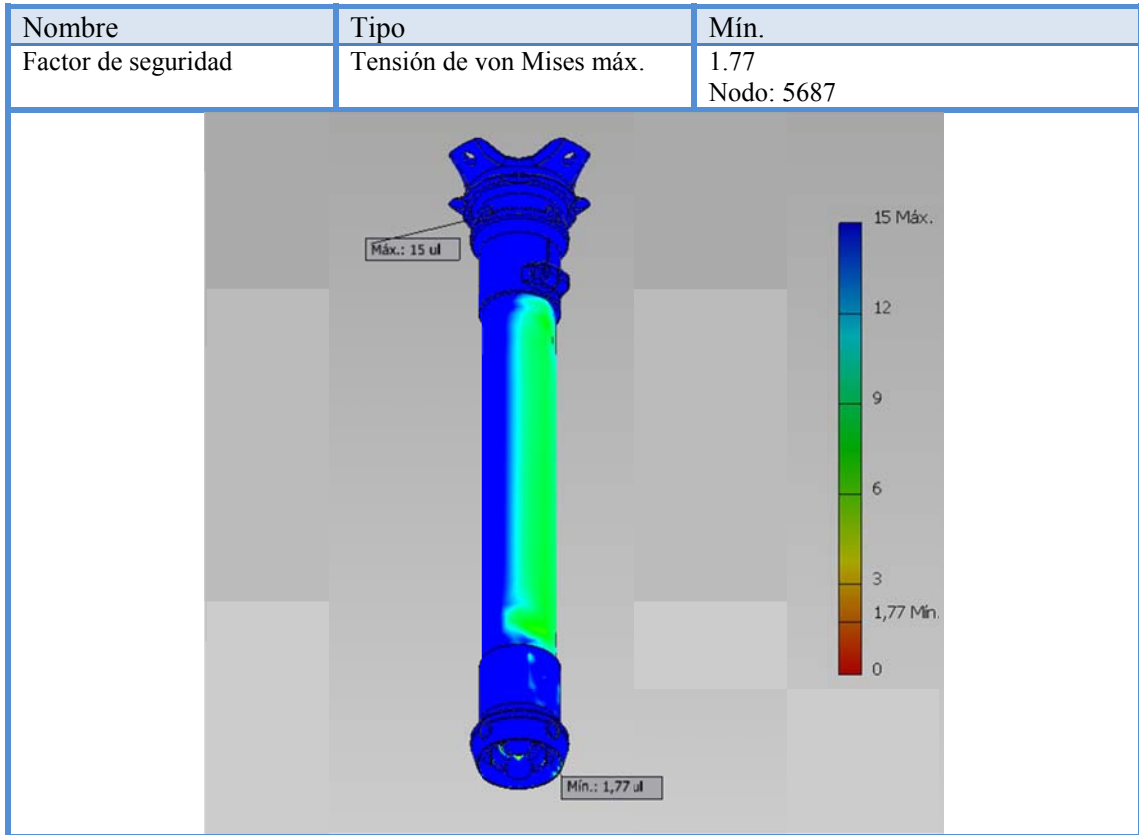
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza		<p>Fuerza 1 Entidades: 1 cara(s) Magnitud: 560 N Componente X: -57.60 N Componente Y: 557.03 N</p> <p>Fuerza 2 Entidades: 1 cara(s) Magnitud: 220 N Componente X: -30.198 N Componente Y: 217.918 N</p>

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
		Fuerza 3 Entidades: 1 cara(s) Magnitud: 220 N Componente X: 37.316 N Componente Y: 216.812 N

Resultados del estudio





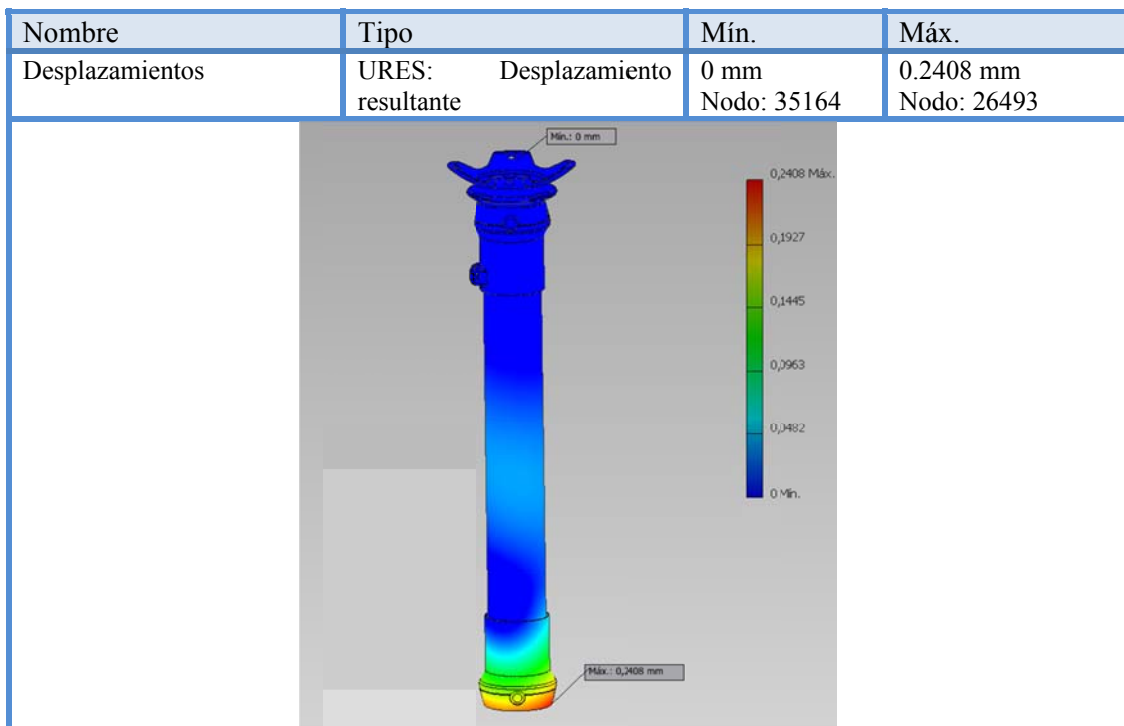


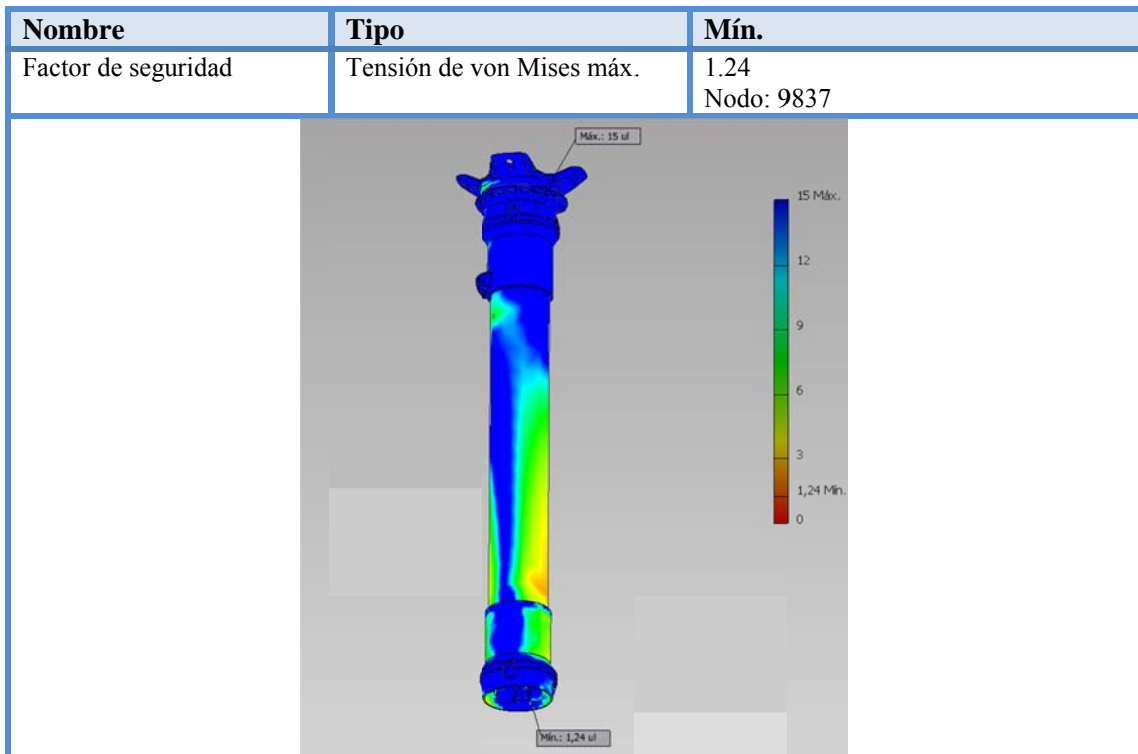
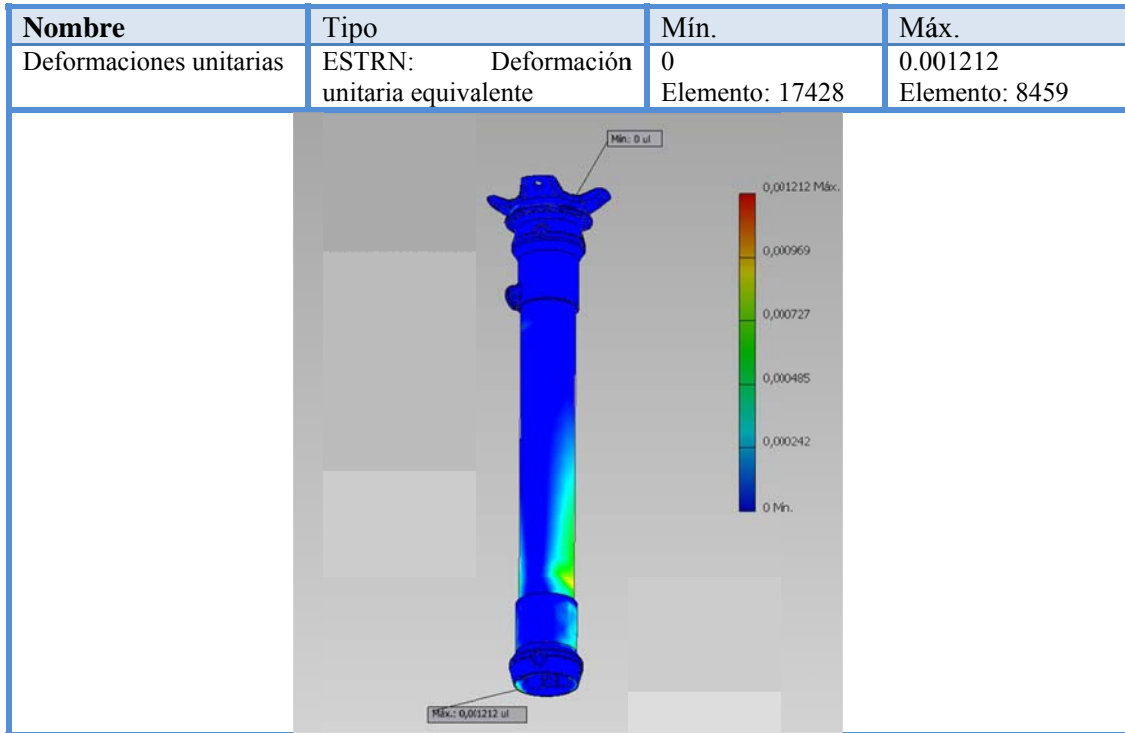
3. Fase Apoyo del Talón

Cargas

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza		Entidades: 1 cara(s) Magnitud: 1500 N Componente X: -388.220 N Componente Y: 1448.880 N

Resultados del estudio





Apéndice G. Hoja de Procesos anclaje para laminación

Tabla 1 Mecanizado pirámide invertida

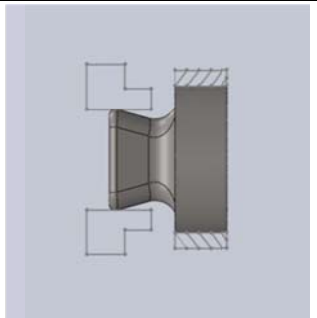
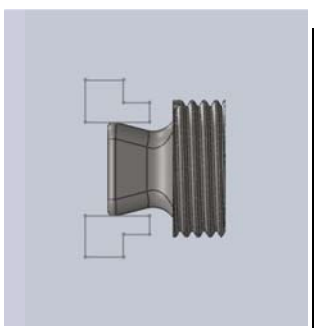
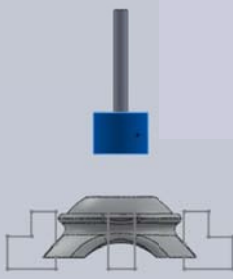

N°	Descripción	Vc	Dm	n	f	Vf	dt	di	i	Lm	Tm
1		9.6	24.7	123.74	0.8	49.49	1	2	0.4	15	0.11
2		4.5	24	59.68	0.8	47.75	1.36	-	10	13	2.72
										Total=	3.51

Tabla 2 Mecanizado anclaje para laminación

N°	Descripción	Vc	n	f	i	Lm	S	Tm
1		50	1670.72	0.2	1	40	9	1.08
2	<p>AGUJERO BROCA 5mm</p> 	50	3183.10	0.2	-	5.88	-	0.01

TOTAL = 1.11

Apéndice H. Hoja de proceso adaptador ajustable para tubo

Tabla 1 Mecanizado del utillaje

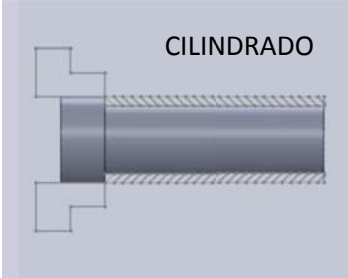
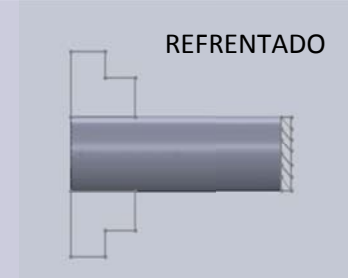
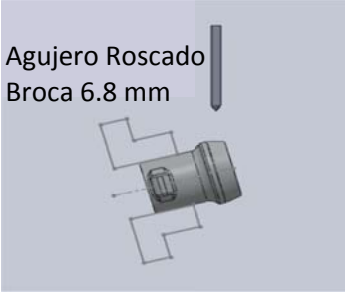
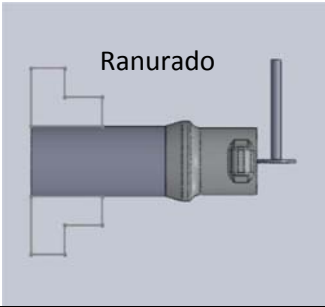
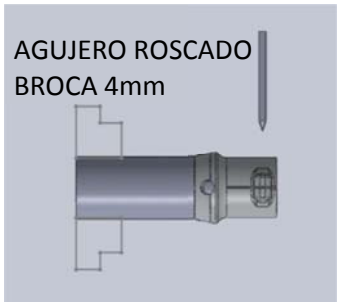

N°	Descripción	Vc	Dm	n	f	Vf	dt	di	i	Lm	Tm
1	 <p>CILINDRADO</p>	40	34.05	373.93	0.8	299.15	4	1	4	100	1.35
2	 <p>REFRENTADO</p>	25	15	530.52	0.8	424.41	1	1	1	15	0.07
										TOTAL=	1.42

Tabla 2 Mecanizado adaptador ajustable

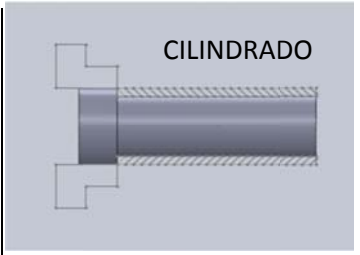
N°	Descripción	Vc	n	f	i	Lm	S	Tm
1	<p>Agujero Roscado Broca 6.8 mm</p> 	15	636.62	0.2	-	7.62	-	0.06
2	<p>Ranurado</p> 	50	130.45	0.8	2	3.2	1	0.25
3	<p>AGUJERO ROSCADO BROCA 4mm</p> 	15	1193.66	0.2	-	19.00	-	0.08

N°	Descripción	Vc	n	f	i	Lm	S	Tm
4	AGUJERO BROCA 5mm 	15	954.93	0.2	-	29.72	-	0.16

TOTAL =	0.54
---------	------


Apéndice I. Hoja de procesos tubo conector

Tabla 1 Mecanizado de tubo conector

Descripción	Vc	Dm	n	f	Vf	dt	di	i	Lm	Tm
	75	31.7	753.10	0.40	301.24	1.7	1.5	1.13	300	1.13

Apéndice J. Hoja de procesos adaptador de tubo

Tabla 1 Mecanizado de adaptador de tubo

N°	Descripción	Vc	n	f	Lm	Tm
1	AGUJERO ROSCADO BROCA 6.8 mm 	15	702.15	0.2	7.62	0.05
Total=					0.22	

Apéndice K. Programación para el CNC para mecanizado de agujeros. Pieza
Anclaje para laminación.

("Herramientas: t5 Bronca de centrar; t6 broca 1/8; t7 broca de 5mm; t11 fresa 3/8")

n10 t5 m6

n12 g0 x0 y0 z2. m8

n14 s800 m3

n16 g1 z0 f30.

n18 g81 x0 y0 z3.

n20 g0 z5.

n22 x-28.4 y0 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g81 x-28.4 y0 z3.

n26 g0 z5.

n22 x0 y28.4 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g81 x0 y28.4 z3.

n26 g0 z5.

n22 x28.4 y0 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g81 x28.4 y0 z3.

n26 g0 z5.

n22 x0 y-28.4 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g81 x0 y-28.4 z3.

n26 g0 z5.

n10 t6 m6

n12 g0 x0 y0 z5. m8

n14 s800 m3

n16 g1 z0 f30.

n18 g83 x0 y0 z8.z2.z2.z2.z2.

n20 g0 z5.

n22 x-28.4 y0 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x-28.4 y0 z7.z2.z2.z2.

n26 g0 z5.

n22 x0 y28.4 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x0 y28.4 z7.z2.z2.z2.

n26 g0 z5.

n22 x28.4 y0 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x28.4 y0 z7.z2.z2.z2.

n26 g0 z5.

n22 x0 y-28.4 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x0 y-28.4 z7.z2.z2.z2.

n26 g0 z5.

n10 t7 m6

n12 g0 x0 y0 z5. m8

n14 s800 m3

n16 g1 z0 f30.

n18 g83 x0 y0 z8.z2.z2.z2.z2.

n20 g0 z5.

n22 x-28.4 y0 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x-28.4 y0 z9.z3.z3.z3.

n26 g0 z5.

n22 x0 y28.4 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x0 y28.4 z9.z3.z3.z3.

n26 g0 z5.

n22 x28.4 y0 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x28.4 y0 z9.z3.z3.z3.

n26 g0 z5.

n22 x0 y-28.4 z-16.5

n23 g1 w-1.5 f30.

n24 g83 x0 y-28.4 z9.z3.z3.z3.

n26 g0 z5.

n10 t11 m6

n12 g0 x0 y0 z5. m8

n14 s800 m3

n16 g0 x-6.24 z1.

n18 g1 z0 f30.

=n22/16

n20 g1 w-.5 f30.

n22 g2 x-6.24 y0 i0 j0 f200.

n24 m5

n26 m2

Apéndice L. Programación para el CNC de agujero y ranura. Pieza adaptador para tubo

("Herramientas: t5 centro punto; t6 broca 3.5mm; t7 broca 5mm; t2 broca 6.8; t13 sierra 100mm")

n10 t5 m6

n12 g0 x7.5 y-18.5 z9. m8

n14 s800 m3

n18 g1 z7.08 f30.

n20 g81 x7.5 y-18.5 z3.

n10 t6 m6

n12 g0 x7.5 y-18.5 z9. m8

n14 s800 m3

n18 g1 z7.08 f30.

n20 g83 x7.5 y-18.5 z18.z3.z3.z3.z3.z3.z3. f60.

n10 t7 m6

n12 g0 x7.5 y-18.5 z9. m8

n14 s800 m3

n18 g1 z7.08 f30.

n20 g83 x7.5 y-18.5 z9.z3.z3.z3. f60.

n10 t2 m6

n12 g0 x7.5 y-18.5 z9. m8

n14 s800 m3

n20 g1 w-3. f60.

n10 t13 m6

n12 g0 x-45. y-50. z0 m8

n14 s500 m3

n16 g0 x-40.2

n18 g1 x-9.2 f30.

n20 g0 x-45. y-50. z0

n24 m5

n26 m2

ANEXOS

Anexo 1. Tablas comparativas de procesos de fundición

Tabla 1 Características generales de los procesos de fundición

Características generales de los procesos de fundición								
	Arena	Cáscara	Modelo evaporativo	Yeso	Revestimiento	Molde permanente	Matriz a presión	Centrífuga
Materiales fundidos comúnmente	Todos	Todos	Todos	No ferrosos (Al, Mg, Zn, Cu)	Todos	Todos	No ferrosos (Al, Mg, Zn, Cu)	Todos
Peso (kg):								
Mínimo	0.01	0.01	0.01	0.01	0.001	0.1	<0.01	0.01
Máximo	s/lím.	100+	100+	50+	100+	300	50	5000+
Tipo de acabado superficial (R_a en μm)	5–25	1–3	5–25	1–2	0.3–2	2–6	1–2	2–10
Porosidad ¹	3–5	4–5	3–5	4–5	5	2–3	1–3	1–2
Complejidad de forma ¹	1–2	2–3	1–2	1–2	1	2–3	3–4	3–4
Precisión dimensional ¹	3	2	3	2	1	1	1	3
Espesor sección (mm):								
Mínimo	3	2	2	1	1	2	0.5	2
Máximo	s/lím.	—	—	—	75	50	12	100
Tipo de tolerancia dimensional (mm/mm)	1.6–4 mm	± 0.003		± 0.005 –0.010	± 0.005	± 0.015	± 0.001 –0.005	0.015
Costo ^{1,2}	(0.25 mm para partes pequeñas)							
Equipo	3–5	3	2–3	3–5	3–5	2	1	1
Modelo/matriz	3–5	2–3	2–3	3–5	2–3	2	1	1
Mano de obra	1–3	3	3	1–2	1–2	3	5	5
Tiempo típico de entrega ²	Días	Semanas	Semanas	Días	Semanas	Semanas	Semanas-meses	Meses
Capacidad típica de producción ² (partes/molde-hora)	1–20	5–50	1–20	1–10	1–1000	5–50	2–200	1–1000
Cantidad mínima ²	1	100	500	10	10	1000	10,000	10–10,000

Notas: 1. Clasificación relativa, de 1 (mejor) a 5 (peor). Por ejemplo, la fundición a presión en matriz tiene una porosidad relativamente baja, complejidad de la forma de media a baja, alta precisión dimensional, altos costos de equipo y matrices y bajos costos de mano de obra. Estas clasificaciones sólo son generales; pueden ocurrir variaciones significativas, dependiendo de los métodos de manufactura empleados.
2. Valores aproximados sin el uso de tecnologías de elaboración rápida de prototipos.
Fuente: Datos tomados de J. A. Schey, *Introduction to Manufacturing Processes*, 3a. ed., McGraw-Hill, 2000.

Tabla 2 Características generales de costo de los procesos de colado

Proceso de fundición	Costo*			Capacidad de producción (piezas/hora)
	Matriz	Equipo	Mano de obra	
En arena	B	B	B-M	<20
Molde en cáscara	B-M	M-A	B-M	<50
Yeso	B-M	M	M-A	<10
Por revestimiento	M-A	B-M	A	<1000
En molde permanente	M	M	B-M	<60
A presión en matriz	A	A	B-M	<200
Centrífuga	M	A	B-M	<50

*B = bajo; M = medio; A = alto.

Anexo 2. Datos para mecanizar

Tabla 3 Características generales de costo de los procesos de colado

Material a torneear	Resistencia Dureza	Avance s mm por vuelta				
		0,2	0,4	0,8	1,6	3,2
		Velocidad v m por minuto				
Acero suave	45 kg/mm ²	43	32	24	18	13
Acero semiduro	60 kg/mm ²	34	25	19	14	10
Acero duro	85 kg/mm ²	25	21	16	12	8
Acero ligeramente aleado	90-110 kg/mm ²	18	13	10	7,5	6
Acero aleado	110-150 kg/mm ²	17	12	8,5	6	4
Acero fundido (moldeado)	60 kg/mm ²	34	25	19	14	10
Acero fundido duro	80-90 kg/mm ²	27	18	13	10	7,5
Fundición gris	HB 180	48	27	18	14	10
Fundición dura	HB 220	32	18	13	10	8
Fundición acerada	HB 250	22	14	11	7,5	5
Cobre	60-80 HB	66	53	38	28	21
Latón	80-120 HB	125	85	58	36	27
Bronce	100 HB	63	48	40	32	24
Aleaciones blandas de aluminio	20 HB	132	85	55	35	28
Aleaciones duras de aluminio	25 HB	118	75	50	38	28
Aleaciones de magnesio	20 HB	1000	900	800	750	700
Plásticos		60-200				
Goma dura		100				

NOTA.— Las velocidades de corte indicadas son de aplicación para profundidades de corte de 4 a 5 mm; para profundidades a \geq 6 mm los valores indicados se reducirán en un 10 a 20%. Estas velocidades corresponden a operación de acabado, para otros se elevarán de los coeficientes siguientes:

Desbastado, 0,7;	Tronzado, 0,8
Taladrado, 0,3	Mandriado 0,8
Roscado 0,1 a 0,4	

Anexo 3. Datos de maquinaria para el mecanizado de las piezas



Figura 1 Bridgesport TORQ-CUT 22 CNC Vertical Mill

CARACTERÍSTICAS:

Marca: Bridgesport

Modelo: TORQ-CUT 22

Datos: 240 Volt 3 Phases 60 Hz 20 Amp.

Protective device is 200000 Amp.

Set regulator to 80 Psi (5.5 Bar)



Figura 2 Fresadora Universal TOS

CARACTERISTICAS

Marca: TOS #3

Motor: MEZ

4KW $Y / \Delta = 380 / 220$

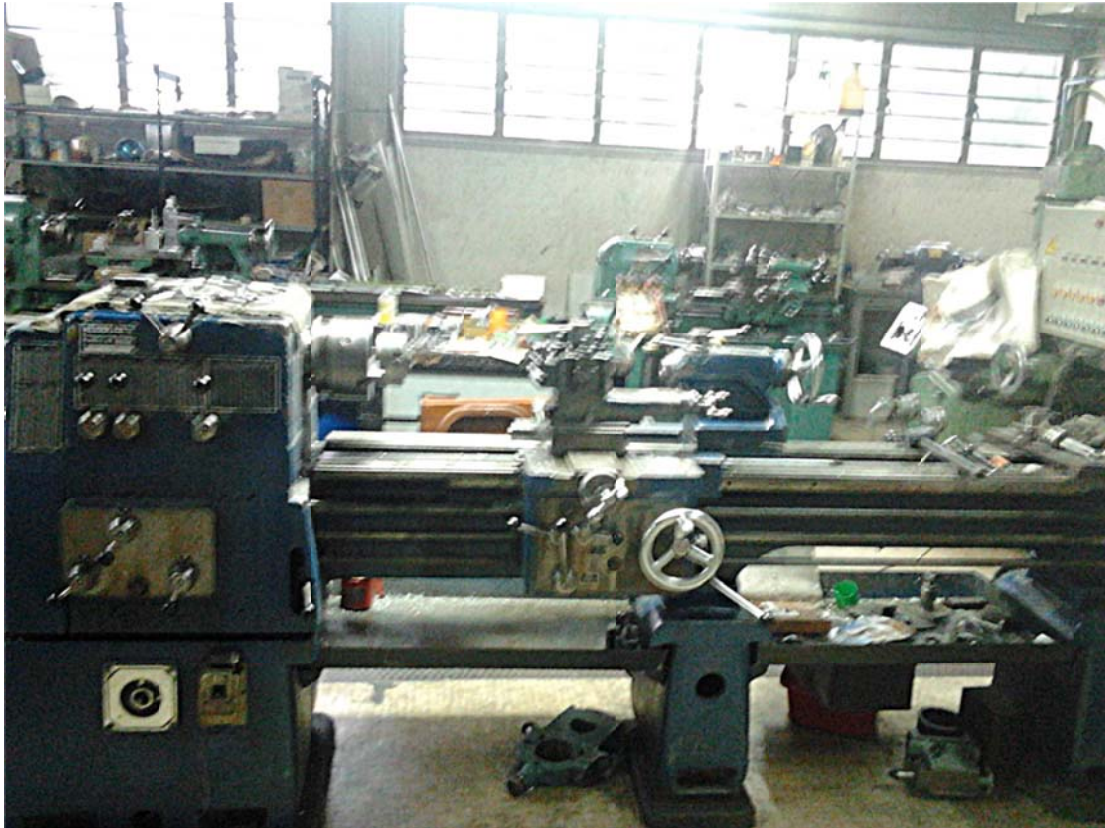


Figura 3 Torno paralelo MOUSER & CO

CARACTERISTICAS:

Marca: MOUSER & CO (2 metros de largo)

Motor: LOHER & SOHN

Typ= A1000L1-4 $\Delta / Y = 220 / 380 \text{ V}$ 9.3 / 5.4 Amp.

50 Hz 2.2 KW