

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

"Diseño y construcción de una inyectora de PMMA para fabricación de
implantes óseos"

TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN

Materia Integradora

Previo la obtención del Título de:

INGENIERO MECÁNICO

Presentado por:

Johanna Cristina Cedeño Viteri

Luis Daniel Núñez Idrovo

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2017

AGRADECIMIENTOS

A Dios por su infinita gracia y misericordia para con nosotros. A nuestros padres por su apoyo incondicional a lo largo de nuestra carrera profesional. A nuestros amigos por ser un gran apoyo, por su amistad y por las experiencias vividas durante nuestra vida académica. A la empresa Calderos y Afines S.A. por su apoyo en la construcción del prototipo y por su disposición a responder todas nuestras dudas. Al M.Sc. Livingston Castro y al Ph.D. Francis Loayza por su guía y apoyo constante en el desarrollo de este trabajo de graduación.

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido desarrollado en la presente propuesta de la materia integradora corresponde exclusivamente al equipo conformado por:

Johanna Cedeño

Luis Núñez

M.Sc. Livingston Castro

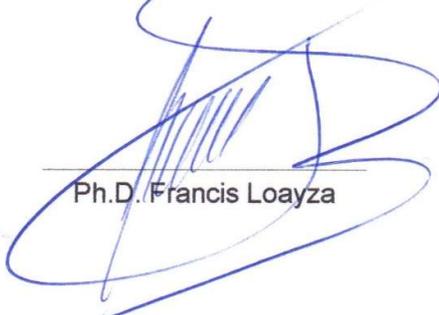
Ph.D. Francis Loayza

y el patrimonio intelectual del mismo a la Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción (FIMCP) de la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”.


Johanna Cedeño


Luis Núñez


M.Sc. Livingston Castro


Ph.D. Francis Loayza

RESUMEN

Los procesos que actualmente se usan para la fabricación de implantes óseos son el maquinado CNC de biomateriales e impresiones 3D. Estos procesos son inusuales en Ecuador y sus costos son muy elevados. Una opción más viable es la producción de implantes utilizando Polimetilmetacrilato (PMMA). En nuestro país ya se está utilizando este material biocompatible para la fabricación de implantes, sin embargo, este proceso es realizado manualmente y con poca precisión. El presente trabajo de graduación tiene como objetivo principal diseñar y construir una máquina para inyección manual de PMMA en moldes fabricados por medio de impresión 3D, con la finalidad de elaborar implantes óseos de mejor calidad para colocarlos con mayor precisión según la necesidad del paciente.

En la primera fase de este trabajo se investigaron las propiedades físicas del PMMA y las diferentes técnicas de preparación, con lo cual se logró definir el método tanto de inyección como de mezcla. Por medio de matrices de decisión se seleccionaron los métodos más eficientes que permitieron optimizar los tiempos durante el proceso de mezcla e inyección. Adicionalmente, se realizó el diseño conceptual de la máquina y del proceso de creación del molde, cuyo comportamiento fue analizado mediante el uso del software ANSYS ® Workbench ™ y Autodesk Moldflow ® Adviser 2018, para las partes mecánicas del sistema y el molde, respectivamente.

Finalmente, se obtuvo un implante según los requerimientos del paciente, el cual fue fabricado con mayor precisión y menor porosidad en comparación a una fabricación manual. Además, se realizaron los planos de fabricación de la máquina inyectora y se detallaron los costos de fabricación.

Palabras Clave: PMMA, inyectora, implante óseo, impresión 3D

ABSTRACT

Nowadays, there are several techniques used for the manufacture of bone implants such as 3D machining of biomaterials and 3D printing. These processes are rarely used in Ecuador and their costs are very high. A more viable option is the production of implants using Polymethyl Methacrylate (PMMA), also known as bone cement. In our country, this biomaterial is already being used for the fabrication of implants, however, this process is made manually and therefore, with low accuracy. The present graduation project takes as a main objective to design and fabricate a machine for manual injection of PMMA in molds previously made by 3D printing, this machine will allow to obtain a high-quality implant made with the finest precision according to the needs of the patient.

For the first part of this project an investigation of the physical properties of PMMA and its preparation techniques was developed, which lead to the definition of the injection and mixing processes. Decision matrices were used for the selection process of the most efficient methods that allowed to optimize the mixing and injection times. Furthermore, the Conceptual Design of the machine and the mold was developed, these components were simulated using the software ANSYS ® Workbench ™ and Autodesk Moldflow ® Adviser 2018, for the mechanical parts of the system and the mold, respectively.

Finally, the implant was fabricated according to the requirements of the patient, this implant was manufactured with a higher precision and a lower porosity than the ones made manually. Additionally, the assembly drawings were developed and the fabrication costs were presented.

Keywords: PMMA, injection, implant, 3D printing

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XI
ÍNDICE DE PLANOS	XII
CAPÍTULO 1	1
1. Introducción	1
1.1 Descripción del problema	2
1.2 Objetivos.....	3
1.2.1 Objetivo General	3
1.2.2 Objetivos Específicos	3
1.3 Marco teórico	3
1.3.1 Craniectomía.....	3
1.3.2 Craneoplastia	5
1.3.3 Cemento Óseo	6
CAPÍTULO 2.....	18
2. Metodología	18
2.1 Análisis de Alternativas de solución.....	18
2.1.1 Generación de las alternativas de solución para la optimización del proceso de mezcla del PMMA	18
2.1.2 Generación de las alternativas de solución para el proceso de inyección del PMMA.....	20

2.1.3	Evaluación de las alternativas de solución para el proceso de preparación y de inyección.....	22
2.2	Diseño conceptual	26
2.3	Diseño del implante	28
2.4	Diseño de forma	30
2.5	Diseño Mecánico de la máquina inyectora	31
2.5.1	Potencia y Torque del mezclador.....	31
2.5.2	Selección del motor.....	33
2.5.3	Presión de inyección	34
2.5.4	Análisis Estático	40
2.5.5	Diámetro del pasador de la palanca de inyección.....	43
2.5.6	Diámetro del pasador del soporte del recipiente de inyección	45
2.5.7	Diámetro del pasador de sujeción a la torre.....	46
2.5.8	Análisis de soldadura	47
2.5.9	Planos de fabricación	51
CAPÍTULO 3.....		52
3.	Resultados	52
3.1	Simulación Mecánica de la máquina	52
3.2	Análisis del molde.....	58
3.3	Análisis mecánico del implante.....	61
3.3.1	Análisis de sujeción mediante contacto rígido con el cráneo	62
3.3.2	Análisis de sujeción mediante tornillos de titanio	64
3.3.3	Análisis de sujeción mediante tornillos de titanio y contacto simple con el cráneo	66
3.4	Análisis de Costos	68
CAPÍTULO 4.....		72

4.	Discusión y Conclusiones	72
4.1	Conclusiones	72
4.2	Recomendaciones	74
	BIBLIOGRAFÍA	75
	APÉNDICES	77

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
PMMA	Polimetilmetacrilato
PEEK	Polieteretercetona
CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
PIC	Presión Intracraneal
LCR	Líquido Cefalorraquídeo
MMA	Metilmetacrilato
ASTM	American Society for Testing and Materials
BMA	Butil-metacrilato
CNC	Control Numérico por Computadora
ISO	International Organization for Standardization
ASTM	American Society for Testing and Materials
TC	Tomografía Computarizada
MRI	Magnetic Resonance Imaging
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
STL	Standard Triangle Language

SIMBOLOGÍA

mm	Milímetro
mg	Miligramo
m	Metro
t_s	Tiempo de asentamiento
P/L	Relación Polvo-Líquido
M	Peso Molecular
Hz	Hercio
Pa	Pascales
Kg	Kilogramos
s	Segundos
N	Newton
rps	Revoluciones por segundo
rpm	Revoluciones por minuto
pps	Pulsaciones por segundo
HP	Caballos de potencia
\dot{W}	Potencia
T_c	Torque del eje del mezclador
μ_{ap}	Viscosidad aparente
K_1	Constante del tipo mezclador
D_a	Diámetro del mezclador
P	Presión
τ	Esfuerzo cortante
L	Longitud
D	Diámetro
ΔP	Caída de presión en el cilindro
R	Radio
γ	Razón de corte
n	Índice de ley de potencia
Q	Caudal

p	Fuerza de inyección
F_m	Fuerza manual
R_y	Fuerza de reacción
FS	Factor de seguridad
S_{sy}	Esfuerzo de fluencia en cortante
A	Área
S_y	Esfuerzo de fluencia

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Craniectomía	4
Figura 1.2. Craneoplastia – Material: PEEK	6
Figura 1.3. Tiempos de fase del cemento óseo pre-enfriado	13
Figura 1.4. Viscosidad aparente en función del tiempo a diferentes temperaturas....	14
Figura 1.5. Mezcla manual.....	15
Figura 1.6. Centrifugadora manual	15
Figura 1.7. Dispositivo de mezcla al vacío.....	15
Figura 1.8. Mezclador Universal	16
Figura 2.1. Centrifugadora manual	19
Figura 2.2. Mezclado al vacío	20
Figura 2.3. Diseño Conceptual.....	27
Figura 2.4. Tomografía del defecto craneal de un paciente – Vista Sagital	28
Figura 2.5. Modelo 3D del defecto craneal del paciente	29
Figura 2.6. Diseño de Forma	30
Figura 2.7. Viscosidad del PMMA durante mezcla.....	32
Figura 2.8. Gráfico Torque vs. PPS	34
Figura 2.9. Esquema de niveles de presión en el recipiente.....	34
Figura 2.10. Diagrama esquemático de caída de presión en el cilindro.....	35
Figura 2.11. Diagrama esquemático de caída de presión en el cono	36
Figura 2.12. Viscosidad aparente en función del tiempo	38
Figura 2.13. Índice de ley de potencia en función del tiempo transcurrido de la mezcla	39
Figura 2.14. Diagrama de cuerpo libre Caso 1	41
Figura 2.15. Diagrama de cuerpo libre Caso 2	42
Figura 2.16. Diagrama de cuerpo libre Caso 3	43
Figura 2.17. Diagrama de cuerpo libre: mecanismo de inyección.....	43
Figura 2.18 Diagrama esquemático del pasador del soporte.....	45
Figura 2.19 Diagrama esquemático del pasador de sujeción a la torre	47
Figura 2.20. Esquema de soldadura de la torre de inyección	48

Figura 2.21. Factores geométricos para determinar las cargas en la soldadura de línea	49
Figura 2.22. Modelo 3D de la máquina inyectora de PMMA	51
Figura 3.1. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en la Palanca de inyección	52
Figura 3.2. Deformación en la palanca de inyección	53
Figura 3.3. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en el Pistón.....	53
Figura 3.4. Deformación en el pistón	54
Figura 3.5. Factor de seguridad del pistón.....	54
Figura 3.6. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en el pasador.....	55
Figura 3.7. Deformación total del pasador	55
Figura 3.8. Factor de seguridad del pasador	56
Figura 3.9. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en el mezclador	56
Figura 3.10. Deformación Total del Mezclador	57
Figura 3.11. Factor de seguridad del mezclador.....	57
Figura 3.12. Diseño final del implante (Hueso frontal)	58
Figura 3.13. Análisis de idoneidad de entrada y resistencia de flujo.....	59
Figura 3.14. Análisis de atrapamientos de aire	60
Figura 3.15. Diseño de molde	61
Figura 3.16. Condiciones iniciales – Caso 1	62
Figura 3.17. Esfuerzos equivalentes de Von Mises – Caso 1	63
Figura 3.18. Deformación total – Caso 1	63
Figura 3.19. Factor de seguridad – Caso 1.....	64
Figura 3.20. Condiciones iniciales – Caso 2	64
Figura 3.21. Esfuerzos equivalentes de Von Mises – Caso 2	65
Figura 3.22. Deformación total – Caso 2	65
Figura 3.23. Factor de seguridad – Caso 2.....	66
Figura 3.24. Condiciones iniciales – Caso 3	66
Figura 3.25. Esfuerzos equivalentes de Von Mises – Caso 3.....	67
Figura 3.26. Deformación total – Caso 3	67
Figura 3.27. Factor de seguridad – Caso 3.....	68

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Fases del cemento óseo	8
Tabla 1.2. Relación Polvo/Líquido de diferentes tipos de cementos.....	10
Tabla 1.3. Niveles de viscosidad.....	11
Tabla 1.4. Propiedades mecánicas del cemento óseo.....	12
Tabla 2.1. Descripción de criterios.....	23
Tabla 2.2. Parámetros de calificación	23
Tabla 2.3. Matriz de decisión del proceso de mezcla	25
Tabla 2.4. Matriz de decisión del proceso de inyección.....	26
Tabla 2.5. Especificaciones eléctricas de motor Nema 23.....	33
Tabla 2.6. Tamaños mínimos de soldadura de filete	51
Tabla 3.1. Costo de materia prima.....	68
Tabla 3.2. Costo de suministros.....	70
Tabla 3.3. Costo de fungibles	70
Tabla 3.4. Costo de materiales	70
Tabla 3.5. Costos por Mano de Obra.....	71
Tabla 3.6. Costo total de fabricación.....	71

ÍNDICE DE PLANOS

PLANO 1	Ensamble General
PLANO 2	Vista explosionada
PLANO 3	Torre de Inyección
PLANO 4	Vista explosionada Torre de Inyección
PLANO 5	Cilindro
PLANO 6	Cono
PLANO 7	Boquilla
PLANO 8	Émbolo
PLANO 9	Pistón
PLANO 10	Bocín
PLANO 11	Brazo
PLANO 12	Brazo Pistón Armado
PLANO 13	Eslabón Mayor
PLANO 14	Eslabón Menor
PLANO 15	Acople
PLANO 16	Columna de Inyección
PLANO 17	Brazo Soporte
PLANO 18	Brazo Soporte
PLANO 19	Torre de Mezcla
PLANO 20	Vista Explosionada Torre de Mezcla
PLANO 21	Paleta Mezclador
PLANO 22	Eje Mezclador
PLANO 23	Armado Mezclador
PLANO 24	Tapa
PLANO 25	Columna de Mezcla
PLANO 26	Brazo Riel
PLANO 27	Enfriador
PLANO 28	Soporte
PLANO 29	Base 2
PLANO 30	Base 1

PLANO 31 Armado de Base

PLANO 32 Placa Fija

PLANO 33 Placa Móvil

PLANO 34 Plano Armado

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo trata del proceso a seguir para el diseño y fabricación de una máquina inyectora de PMMA. Dicho proceso consta de la descripción del problema, identificación de los objetivos, argumentación teórica, análisis y evaluación de las alternativas de solución, metodología de diseño, diseño conceptual y análisis de costos para la fabricación de la máquina.

El Capítulo 1 contiene la descripción del problema donde se da una breve explicación de las dificultades actuales que se deben resolver a lo largo del proyecto, así como también, los objetivos a alcanzar al término del estudio y además, se encuentra la información teórica necesaria para el diseño y elaboración de la máquina.

En el Capítulo 2 se desarrolla la metodología de diseño, iniciando con el establecimiento de las diferentes alternativas de solución y su evaluación para seleccionar la mejor alternativa. Una vez seleccionado cada proceso que deberá realizar la máquina, se muestra un diseño de dicha máquina detallando el proceso de fabricación, cálculos de diseño y materiales.

En el Capítulo 3 se muestran los resultados obtenidos del diseño donde se analizan las ventajas y limitaciones de la máquina. También se realiza una serie de simulaciones para analizar la parte mecánica de la máquina, verificar el comportamiento del cemento óseo al ser inyectado al molde y el comportamiento mecánico del implante. Además, se realiza una descripción de los costos incurridos en la fabricación del prototipo de la máquina inyectora.

Finalmente, en el Capítulo 4 se realiza una discusión acerca de los resultados obtenidos en el capítulo anterior para dar paso a las conclusiones del proyecto. Además, se presentan varias recomendaciones para futuros trabajos y para los cirujanos que usarían la máquina inyectora.

1.1 Descripción del problema

Actualmente existen varias técnicas para la fabricación de implantes óseos. Algunos procesos se realizan en base a maquinado CNC usando diferentes tipos de biomateriales como PEEK, Poliuretano de alta densidad, acero inoxidable y titanio. Otros como las impresiones 3D de titanio o cerámicas biocompatibles presentan resultados aceptables, pero muchos de los procedimientos son aún experimentales. Además, estas técnicas son muy costosas e inusuales en Ecuador. Por lo tanto, los implantes óseos son poco asequibles para personas de escasos recursos (Enterprises, 2013).

Una opción más económica y de buena calidad es la utilización de Polimetilmetacrilato (PMMA) como material biocompatible, generalmente conocido como Cemento Óseo Acrílico. Existen varios métodos para la preparación de este material, tales como el mezclado y moldeo manual, mezclado al vacío, entre otros, donde la porosidad y la generación de vapores tóxicos en el implante son factores muy importantes por tomar en cuenta. El aire atrapado durante la mezcla produce vapores nocivos para la salud y puede afectar al personal durante la operación. Por esta razón, el proceso de mezclado del PMMA es un determinante fundamental de la calidad del producto final, el implante (Enterprises, 2013).

La viscosidad también es un factor esencial ya que afecta las características de desempeño del material, el tiempo de la fase de trabajo, la calidad y la vida útil del implante. Para poder someter este material a un proceso de inyección, la viscosidad tiene que ser lo suficientemente baja para facilitar su fluidez hacia el molde de inyección. Generalmente, la viscosidad del PMMA aumenta con el tiempo, por lo que la manipulación de la mezcla y moldeo se complica al no tener la facilidad de contar con un material blando el tiempo suficiente para darle la forma requerida. Es aquí donde la temperatura interviene, pues es necesario determinar la temperatura óptima para disminuir la viscosidad a través del tiempo y ser capaces de inyectar el material al molde antes de su etapa de endurecimiento, sin perder sus propiedades mecánicas (Enterprises, 2013).

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseño y construcción de una máquina para inyección manual de PMMA en moldes elaborados por medio de impresión 3D.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Determinar la temperatura requerida para disminuir la viscosidad del cemento con la finalidad de facilitar el proceso de inyección.
- Diseñar y dimensionar un sistema mecánico mediante el uso de normas, factores de seguridad y herramientas digitales (CAD y CAE).
- Reducir la porosidad y mejorar la precisión de la pieza terminada.
- Analizar los costos para la producción del equipo.

1.3 Marco teórico

1.3.1 Craniectomía

Una craniectomía es un procedimiento neuroquirúrgico que involucra la remoción de una porción del cráneo, con la finalidad de aliviar la presión excesiva sobre el cerebro. Este procedimiento se realiza en casos en el que el paciente ha experimentado una lesión severa del cráneo, provocándole una acumulación significativa de sangre alrededor del cerebro o una hinchazón excesiva del mismo (University of Rochester Medical Center [URCM], s.f.), aumentando la presión intracraneal (PIC), lo que podría causar daños al tejido cerebral. Si la PIC incrementa de manera significativa, esta podría generar un daño cerebral permanente, coma e incluso la muerte del paciente.

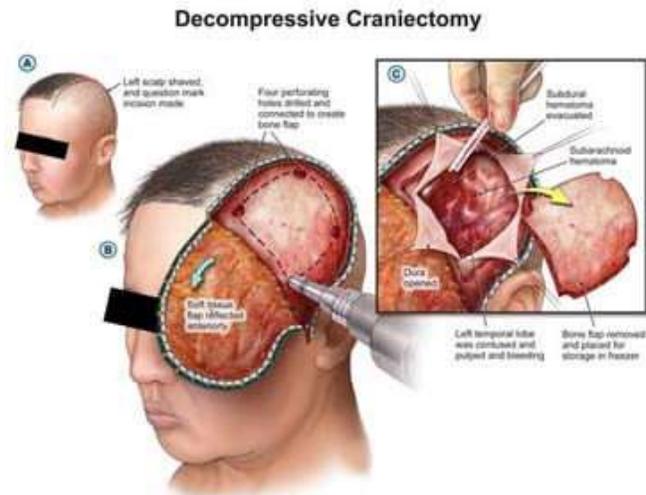


Figura 1.1. Craniectomía

Fuente: Spine and Neuro Surgery – Hospital India, s.f.
 Craniectomy Surgery India Reviews: Is it Effective?

Un paciente requiere de este procedimiento cuando presenta una elevada PIC y no pueda reducirse por los medios convencionales, tales como la medicación para la disminución de hinchazón del tejido cerebral, o el drenaje de líquido cefalorraquídeo (LCR). Además, se requiere de este procedimiento si presenta severos síntomas neurológicos por el incremento de la PIC, en donde, uno de los posibles síntomas es la pérdida del conocimiento. Algunas de las condiciones médicas que permiten el incremento de la presión incluyen (Saint Luke's Health System, s.f.):

- Lesión severa de la cabeza que cause sangrado en el cerebro, o en la médula espinal (hematoma subdural o epidural).
- Accidente cerebrovascular (hemorrágico o isquémico).
- Hemorragia subaracnoidea.
- Infección cerebral.
- Coágulo de sangre en el seno venoso cerebral.
- Inflamación de un tumor cerebral.

Un principio general de una craniectomía es que la exposición del tejido cerebral requiere ser lo más amplia posible, con la finalidad de permitir

una mayor área para la descompresión del cerebro y disminuir la PIC. Una vez removido el colgajo óseo (parte removida del cráneo), la duramadre (meninge exterior protectora del sistema nervioso central) es abierta para asegurar que la PIC disminuya adecuadamente (Garrett & Spetzler, 2014).

1.3.2 Craneoplastia

Craneoplastia es un proceso quirúrgico con la finalidad de reparar defectos craneales. El objetivo principal de este procedimiento no es solamente una cuestión cosmética, puesto que, otorga al paciente un alivio a los inconvenientes psicológicos (disminución de epilepsias) y, además, incrementa el desenvolvimiento social del mismo (Aydin, Kucukyuruk, Abuzayed, Aydin, & Zihni Sanus, 2011).

Existen diferentes tipos de craneoplastias, en donde la mayor parte de ellas involucra el levantamiento del cuero cabelludo y la colocación de la pieza original del cráneo faltante, la misma que ha sido criopreservada o almacenada en el abdomen del paciente (Zasler, Katz, & Zafonte, 2007), o, una pieza hecha a medida realizada de un material biocompatible, tales como (Johns Hopkins Medicine, s.f.):

- Titanio (placa o malla)
- Hueso sintético
- Acrílico (prefabricado o moldeado durante la cirugía)

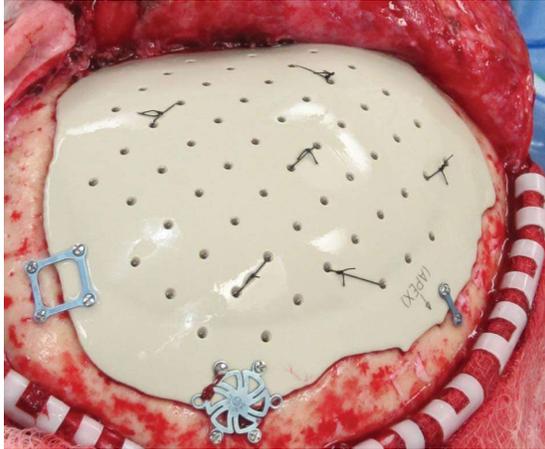


Figura 1.2. Craneoplastia – Material: PEEK

Fuente: Neurosurgery Blog, 2014

Polyetheretherketone Implants for the Repair of Large Cranial Defects

A pesar de que existe una gran diversidad de materiales y técnicas para la craneoplastia, no existe consenso que indique qué material es el ideal para este tipo de implantes, además, las investigaciones para el desarrollo del material idóneo para reconstrucciones de defectos óseos siguen en marcha (Aydin et al., 2011).

1.3.3 Cemento Óseo

Actualmente, el cemento óseo o PMMA (Polimetilmetacrilato) es el material no metálico más utilizado en la elaboración de implantes. Desde la segunda guerra mundial se lo empezó a utilizar en el área de odontología y a través de los años por medio de investigaciones, pruebas y mejoras en sus propiedades mecánicas, ha ido evolucionando hasta convertirse en un material esencial en la producción de implantes (Saha & Pal, 1983).

Existen varios tipos de PMMA, como el cemento dental, plexiglás Industrial y cemento óseo. El cemento dental es el más usado en odontología por su baja absorción de agua, estabilidad dimensional, no toxicidad y fácil manejo. Por otro lado, el plexiglás es curado al calor y formado bajo presión, lo que le otorga mayores esfuerzos y transparencia. El cemento óseo está dirigido a usos quirúrgicos, el PMMA se mezcla manualmente con el monómero líquido (MMA-metilmetacrilato), atrapando

burbujas que incrementan la porosidad del cemento y disminuye su capacidad de carga (Saha & Pal, 1983).

Por aproximadamente 40 años el cemento óseo ha sido utilizado en la reparación de prótesis de reemplazo articular, y puede ser aplicado mediante dos procesos. El proceso más sencillo y simple es la mezcla manual de los componentes polvo y líquido en ciertas proporciones, usualmente en una relación 2:1 de 40 g y 20 ml, respectivamente (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015). Cuando la mezcla alcanza una viscosidad lo suficientemente alta para ser manipulada manualmente, es insertada en el hueso. Otro método para la aplicación del cemento óseo es mediante una jeringa o pistola de cemento para inyectar el material, lo cual permite un mejor acceso a los canales femorales, la reducción de poros y mejor penetración debido a la presión ejercida (Farrar & Rose, 2001).

La manipulación manual requiere que la mezcla aumente su viscosidad de tal manera que alcance un estado en que la masa no sea pegajosa para poder darle forma. Por otro lado, para el proceso de inyección es necesario que la viscosidad sea baja (Farrar & Rose, 2001).

El comportamiento del cemento óseo desde su mezcla hasta obtener el producto final se desglosa en cuatro diferentes fases donde la viscosidad es el factor más influyente (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015):

Tabla 1.1. Fases del cemento óseo

Fase	Descripción	Tiempo
Mezclado	Mezcla del polvo y el monómero líquido hasta que estén completamente homogenizados.	1 minuto
Espera	Tiempo en que se alcanza un estado no pegajoso del cemento.	2-3 minutos
Trabajo	El cemento puede ser manipulado hasta que se endurece. El tiempo de duración depende del tipo de cemento, de la temperatura y del proceso de mezcla.	2-5 minutos
Endurecimiento	Proceso final de asentamiento y el desarrollo del calor de polimerización.	1-2 minutos

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia

La etapa de espera permite el inicio del proceso de polimerización, aumentando la viscosidad y provocando que la masa se torne pegajosa. El período de trabajo comienza cuando la masa deja de ser pegajosa, pero con una viscosidad lo suficientemente baja de tal manera que pueda ser manipulada y aplicada en el lugar de trabajo. En esta fase la viscosidad sigue incrementando con el tiempo. La etapa final es el endurecimiento donde termina la polimerización causando que el cemento sea endurecido. La temperatura del cemento sigue incrementando en esta fase y luego disminuye hasta llegar a la temperatura del cuerpo. Esta reducción de temperatura provoca una disminución en el volumen del cemento (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015).

Según las normas ISO 5833 y ASTM F451, existen dos parámetros más de tiempo (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015):

1. Tiempo de amasado (2-3 minutos): esta etapa empieza desde que inicia la mezcla y finaliza al comienzo de la fase de trabajo, cuando deja de pegarse al guante.
2. Tiempo de asentamiento (8-10 minutos): tiempo en que el cemento alcanza una temperatura media entre la temperatura ambiente y la máxima. Al final de esta fase el cemento ya está endurecido.

Es importante mencionar que varios factores como el método de mezcla, la viscosidad, el pre-enfriamiento de monómero y/o polvo y el precalentamiento del componente en polvo pueden afectar la duración de los tiempos de cada fase (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015). Cada uno de estos factores se describirán a lo largo de este estudio.

La cantidad de monómero líquido con peso molecular de 100 utilizado en la mezcla es de suma importancia en la cantidad de calor generado. Si se reduce el número de moléculas por gramo de polvo, la temperatura de reacción exotérmica puede ser disminuida. Esto es posible incrementando la relación Polvo/líquido (P/L) o utilizando un monómero de mayor peso molecular como el BMA (Butil-metacrilato, $M=140$), el isobornilmetacrilato ($M=223$) y el n-decil metacrilato ($M=226$). En la Tabla 1.2, se detalla la relación Polvo/Líquido para diferentes tipos de cemento óseo y su respectivo monómero (Pieter, 2015).

Tabla 1.2. Relación Polvo/Líquido de diferentes tipos de cementos

Cement Brand	Monomer	P/L Ratio w/w
Palacos R, Palamed, Osteopal, Surgical Simplex, CMW1+3, Zimmer regular + LVC	100% MMA	± 2.1
Boneloc	50% MMA + 20% isobornylMA + 30% n-decylMA	2.3
Sulfix-6, Duracem 3	85% MMA + 15% BMA	2.3
Biolos 1	86% MMA + 14% BMA	2.8
Cemex RX	100% MMA	3.0

Fuente: Pieter T.J, 2015

Properties of bone cement: Testing and performance of bone cement

Incrementando la relación P/L a 3, la generación de calor es reducida en un 30%. Según Pieter T.J, autor del estudio *Properties of Bone Cement: Testing and performance of bone cements*, desde un punto de vista químico esta relación es aceptable, pero para una manipulación manual del material, sería más complicado obtener una mezcla homogénea.

1.3.3.1 Propiedades mecánicas

Como ya se ha mencionado, la viscosidad es un factor fundamental en el proceso de preparación del PMMA. El cemento debe ser lo suficientemente líquido durante la fase de trabajo para poder ser inyectado. Por otro lado, para el proceso de mezcla manual, debe tener una viscosidad alta para que se le pueda dar la forma requerida.

Las viscosidades de estos cementos se dividen en tres diferentes niveles como se muestra en la siguiente tabla (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015):

Tabla 1.3. Niveles de viscosidad

Nivel de viscosidad	Fase de espera	Fase de trabajo	Tiempo de fase de endurecimiento
Baja	Mayor tiempo- 3 minutos	Aumenta rápidamente	1-2 minutos
Media	Mayor tiempo- 3 minutos	Aumenta lentamente	1.5-2.5 minutos
Alta	Menor tiempo	Mayor tiempo	1.5-2 minutos

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia

Según el estudio *The Acrylic Bone Cement in Arthroplasty*, cementos con alta viscosidad son usados en ortopedia, debido a que la fase de trabajo tiene una mayor duración, permitiendo que el cirujano pueda manipular y darle forma al material al aplicarlo al hueso del paciente.

Por otro lado, para el presente caso de estudio, es recomendable que la viscosidad sea de nivel medio, ya que al utilizar un proceso de inyección se requiere que la fase de espera sea alargada, así como también la etapa de trabajo, para que se disponga de un mayor tiempo donde el material esté lo suficientemente blando y tenga una mayor fluidez para ser inyectado al molde.

A continuación, se muestra una tabla con cinco propiedades mecánicas del cemento óseo medidas por medio de pruebas de laboratorio.

Puede observarse mediante la Tabla 1.4 que el cemento óseo tiene una baja resistencia a la tracción, es decir, es débil en tensión. También puede notarse que el material es fuerte en compresión y su Módulo de elasticidad es muy bajo, por lo que el cemento debería ser cargado preferiblemente en compresión (Lee C. , 2015).

Tabla 1.4. Propiedades mecánicas del cemento óseo

Propiedades	Esfuerzo (MPa)
Resistencia a la tracción	35.5
Esfuerzo cortante	42.2
Esfuerzo de compresión	93.0
Esfuerzo de flexión	64.2
Módulo de elasticidad	2552

Fuente: C. Lee, 2015

Properties of bone cement: the mechanical properties of PMMA bone cement

1.3.3.2 Factores que afectan el tiempo de las fases

Durante la preparación del cemento óseo, solo la fase de mezcla es considerada constante, el resto de fases dependen de los siguientes factores (Enterprises, 2013):

- Temperatura: mientras mayor es la temperatura, más cortas son las fases; a menor temperatura, las fases son alargadas.
- Método de mezcla: un mezclado rápido y agresivo puede acelerar la polimerización, provocando un menor tiempo de asentamiento. Para la correcta manipulación del cemento, se necesita un mayor tiempo de asentamiento.
- Tipo de cemento: el tiempo de asentamiento depende del tipo de cemento utilizado.
- Proporción de la cantidad de los componentes: mayor cantidad de líquido resulta en un mayor tiempo de asentamiento; menor cantidad de líquido, menor tiempo de asentamiento.

Hay varios métodos utilizados para alterar la viscosidad, uno de ellos es el cambio de temperatura de los componentes. El pre-enfriamiento del componente líquido permite alargar el tiempo de trabajo, para mejorar la manipulación de la masa y darle la forma deseada sin alterar las características del cemento. Otro método es el precalentamiento del componente en polvo, lo cual acelera el proceso de polimerización, reduciendo la fase de trabajo. Sin embargo, este método puede afectar

las propiedades del cemento dependiendo de su estructura y estabilidad contra el calor (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015). Por lo tanto, la temperatura es también un factor influyente ya que permite alargar el tiempo de duración de las fases.

Según un estudio realizado por Pieter T.J., si se enfría la mezcla del cemento en un sistema de mezcla al vacío, se obtienen los resultados mostrados en la Figura 1.3.

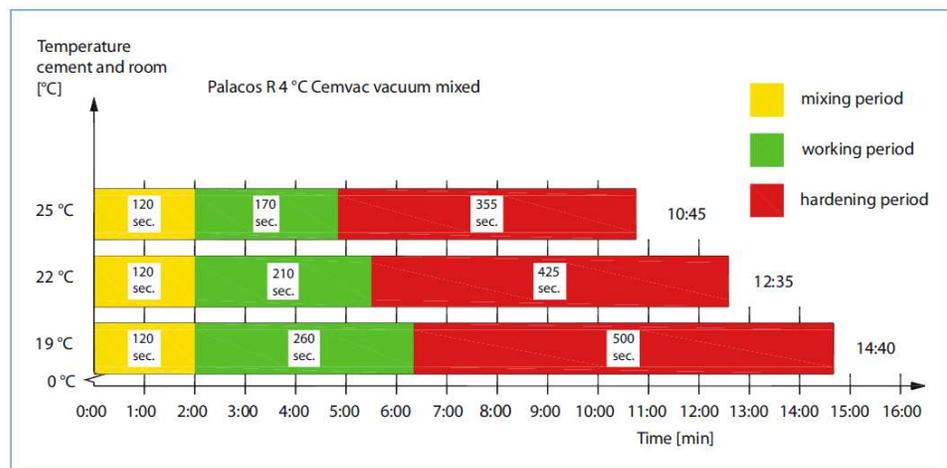


Figura 1.3. Tiempos de fase del cemento óseo pre-enfriado

Fuente: Pieter T.J, 2015

Properties of bone cement: Testing and performance of bone cement

Como puede observarse en la Figura 1.3, el tiempo de mezcla es mayor (un minuto más que el procedimiento manual), la fase de trabajo es de aproximadamente 6 minutos y la fase de asentamiento es alargada por 2 minutos en comparación a la mezcla manual.

Pieter T.J. demostró que enfriar el cemento previo a su preparación cambia sus propiedades de manipulación, ya que la viscosidad empieza a aumentar lentamente y el tiempo de asentamiento incrementa. Según el autor, un incremento de 1 °C en la temperatura ambiente reduce medio minuto el tiempo de trabajo y de asentamiento. El cemento puede enfriarse y prepararse a una temperatura ambiente igual a la temperatura de enfriamiento, o puede enfriarse y prepararse

a temperatura ambiente promedio (Pieter, 2015). En la siguiente figura se muestra el comportamiento de la viscosidad en función del tiempo a diferentes temperaturas.

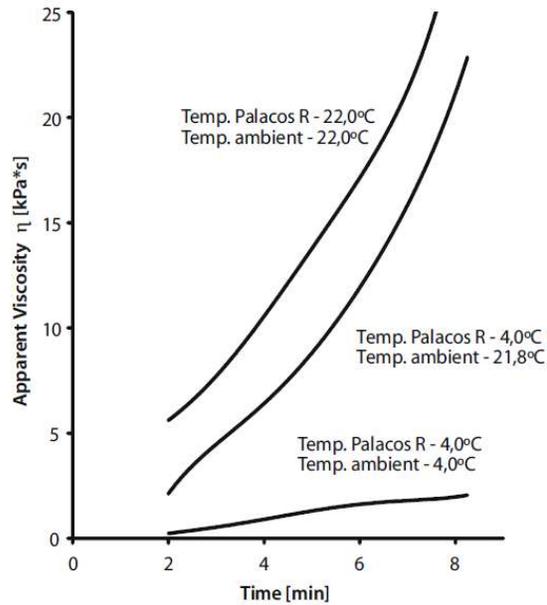


Figura 1.4. Viscosidad aparente en función del tiempo a diferentes temperaturas

From: Pieter T.J, 2015

Properties of bone cement: Testing and performance of bone cement

En este Proyecto se dará preferencia a la opción más viable, que es enfriar el cemento y prepararlo a la temperatura ambiente del medio.

1.3.3.3 Técnicas de preparación de la mezcla

Actualmente, existen varias técnicas de mezcla para la preparación del PMMA (Enterprises, 2013), como se describen a continuación.

1. Mezcla manual: mezcla realizada en un recipiente abierto de plástico o acero inoxidable.



Figura 1.5. Mezcla manual

Fuente: Ventoso, 2012

Cimientos de la cementación quirúrgica

2. Mezcla en recipiente cerrado: centrifugación inmediata después del proceso de mezcla manual.



Figura 1.6. Centrifugadora manual

Fuente: Enterprises, 2013

Preparation and safe use of PMMA bone cement

3. Mezcla al vacío: el material es mezclado al vacío bajo condiciones ideales.



Figura 1.7. Dispositivo de mezcla al vacío

Fuente: Enterprises, 2013

Preparation and safe use of PMMA bone cement

4. Sistema de mezcla de cartucho: mezclador universal que rápidamente mezcla cualquier tipo de cemento óseo y luego lo inyecta mecánicamente.



Figura 1.8. Mezclador Universal

Fuente: Enterprises, 2013

Preparation and safe use of PMMA bone cement

La porosidad tiene una gran influencia en la calidad del cemento, a menor porosidad la calidad es mejor. La mezcla manual produce un porcentaje de porosidad mayor al 7%. La mezcla excesiva incrementa la porosidad, por lo que es conveniente realizar la mezcla a una velocidad de 1 a 2 Hz por aproximadamente 2 minutos y esperar un corto tiempo después de agregar el monómero líquido, con lo que podría reducirse la porosidad en un 5%.

El método de centrifugación es capaz de eliminar la porosidad en un 1% o menos. En este proceso la mezcla del PMMA y el MMA es realizada manualmente para después ser sometida a centrifugación a una velocidad de 2300 a 4000 rpm por 0.5-3 minutos. No obstante, la viscosidad debe ser baja para permitir que las burbujas de aire sean expulsadas a la superficie del cemento. Para esto, el monómero líquido debe ser enfriado.

En cuanto a la mezcla al vacío, la porosidad es reducida a menos del 1% lo cual mejora las propiedades de fatiga del material, además, debido a que el MMA permanece dentro del recipiente durante el proceso de mezcla y no está expuesto al aire, la generación de vapores tóxicos disminuye. Pruebas de toxicología indican que el MMA es

dañino si se inhala, si se consume o si es absorbido por la piel. Sin embargo, una mezcla al vacío excesiva puede producir fracturas en el cemento (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015).

El cemento puede ser reducido en volumen teóricamente en aproximadamente 6% - 7% de su volumen inicial. Sin embargo, la reducción real es menor debido a las partículas de aire introducidas durante el proceso de mezcla. Por esta razón, la reducción del volumen es menor cuando se mezcla a mano que al mezclar al vacío, pues la mezcla al vacío disminuye la inclusión de aire (Hosseinzadeh, Masoudi, & Shahi, 2015).

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

Una vez identificado el problema, se deben establecer varias alternativas que permitan solucionar el problema planteado. Es recomendable desarrollar mínimo dos alternativas de solución y evaluarlas mediante una matriz de selección para escoger la mejor alternativa. Para este trabajo se han establecido alternativas de solución para escoger un proceso de mezcla que garantice la calidad del implante, así como también alternativas para poder realizar el proceso de inyección, ya que la máquina a diseñar constará de estas dos etapas para obtener el producto deseado.

2.1 Análisis de Alternativas de solución

Las alternativas de solución fueron desarrolladas en base a un análisis exhaustivo del problema y diferentes opciones de sistemas de mezcla e inyección que actualmente son usados por los cirujanos.

2.1.1 Generación de las alternativas de solución para la optimización del proceso de mezcla del PMMA

Alternativa A

Mezcla manual donde el cirujano, minutos antes de colocar el cemento óseo, realiza la mezcla del monómero líquido y el PMMA hasta obtener una masa no pegajosa, y la retira del recipiente para aplicarla al paciente con ayuda de una espátula.

Ventajas

- Menor costo

Desventajas

- Mayor riesgo a gases tóxicos durante el proceso de preparación.
- Mayor porosidad
- Menor calidad del material
- Menor tiempo de la fase de trabajo

- Contacto directo con el material

Alternativa B

Sistema de centrifugación del cemento óseo en un recipiente cerrado que consta de un mezclador mecánico para evitar mayor contacto con el aire. Primero la mezcla es realizada manualmente y luego se somete al proceso de centrifugación.



Figura 2.1. Centrifugadora manual

Fuente: Enterprises, 2013

Preparation and safe use of PMMA bone cement

Ventajas

- Disminución de porosidad
- Menor riesgo a la generación de gases tóxicos
- Mejor calidad

Desventajas

- Mayor costo
- Mayor tiempo de preparación ya que la mezcla se realiza en dos etapas.

Alternativa C

Sistema de mezclado al vacío donde se colocan directamente en el recipiente los componentes líquido y polvo para iniciar la mezcla al vacío.



Figura 2.2. Mezclado al vacío

Fuente: Enterprises, 2013

Preparation and safe use of PMMA bone cement

Ventajas

- Disminución de porosidad al máximo (menor al 1%)
- Menor riesgo a la generación de gases tóxicos
- Mayor calidad
- Menor tiempo de preparación

Desventajas

- Mayor costo

2.1.2 Generación de las alternativas de solución para el proceso de inyección del PMMA

Es importante mencionar que actualmente el método de inyección más común es retirar el cemento óseo inmediatamente después de la mezcla por medio de una jeringa pequeña conectada a una manguera muy fina que termina en la cavidad ósea donde el material debe ser inyectado para rellenar dicha cavidad. Sin embargo, este método es utilizado para la reparación de prótesis de reemplazo articular, mas no para realizar implantes óseos que posteriormente serán colocados dentro del cuerpo humano. Por lo que, tomando en cuenta que se debe inyectar el cemento óseo a un molde y que para esto se necesita una viscosidad baja y mayor fluidez del material, se desarrollaron las siguientes alternativas de solución.

Alternativa A.

Una vez obtenida la mezcla del cemento óseo, someter esta mezcla al calor para disminuir su viscosidad y así poder ser inyectado a presión en el molde, mediante un pistón. El calor será aplicado mediante resistencias.

Ventajas

- Sistema fácil de diseñar.

Desventajas

- El PMMA se endurece al incrementar la temperatura.
- Necesidad de componentes electrónicos para controlar el calor aplicado mediante resistencias.

Alternativa B.

Enfriar el monómero 24 horas previo a su preparación, para alargar la fase de trabajo, manteniendo baja su viscosidad, para realizar un proceso de inyección más efectivo mediante un pistón a presión.

Ventajas

- Sistema fácil de diseñar.
- Disminución de la viscosidad del material.
- Aumento en el tiempo de la fase de trabajo.

Desventajas

- Dificultad para medir la temperatura de enfriamiento.

2.1.3 Evaluación de las alternativas de solución para el proceso de preparación y de inyección.

Una vez presentadas las alternativas de solución, se requiere escoger la mejor alternativa, es decir, la alternativa más factible y viable que cumpla con las siguientes especificaciones de desempeño para nuestro diseño:

- Las fases del proceso de polimerización desde la mezcla hasta el endurecimiento del material deben ser prolongadas.
- La viscosidad debe ser lo suficientemente baja para poder inyectar el cemento al molde.
- Se debe evitar el contacto con el oxígeno durante la fase de mezclado para reducir la porosidad y evitar vapores tóxicos y fisuras del material.
- El implante debe tener una buena resistencia a la fatiga.

La matriz de decisión es un método que permite seleccionar la mejor alternativa en base a las especificaciones de desempeño consideradas para el diseño. Esta matriz evalúa cada alternativa presentada mediante criterios a los cuales se le da una ponderación como se describe en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1. Descripción de criterios

Criterio	Descripción	Ponderación
Tiempo	El período de duración de la fase de trabajo, de tal manera que sea lo suficientemente largo para mantener una baja viscosidad del PMMA para que pueda ser inyectado.	9
Calidad	Evalúa el porcentaje de porosidad del material.	9
Salubridad e Higiene	Evalúa la higiene y asepsia durante el proceso de mezcla e inyección del cemento óseo.	8
Seguridad	El proceso debe ser seguro para el operador, evitando su exposición a gases tóxicos que pueden ser liberados.	8
Costo	Se refiere al costo de la máquina.	7

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Cada criterio de cada alternativa es calificado mediante un parámetro cualitativo que es representado en la tabla mediante un valor cuantitativo, como se muestra a continuación.

Tabla 2.2. Parámetros de calificación

Parámetro cuantitativo	Representación	Valor
Muy Bueno	MB	4
Bueno	B	3
Regular	R	2
Malo	M	1

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

En base a estos parámetros se califica cada criterio de cada una de las alternativas con las letras representativas MB (Muy Bueno), B (Bueno), R (Regular) y M (Malo) que corresponden a los valores 4, 3, 2 y 1, respectivamente. Estos valores se multiplican por la ponderación de cada criterio, los mismos que se ubican en la tercera columna de la matriz, y los resultados se suman verticalmente obteniendo un valor de calificación total para cada una de las alternativas evaluadas, como se muestra en la Tabla 2.3. Finalmente, se obtiene el porcentaje de las alternativas, escogiendo así la alternativa de mayor porcentaje.

Para la primera matriz de decisión (Tabla 2.3), la mejor alternativa seleccionada fue la mezcla al vacío. Uno de los factores más influyentes para esta alternativa fue el tiempo y la calidad, ya que el proceso es más rápido que los anteriores y la porosidad es menor al 1%, lo que incrementa la calidad del producto final.

Tabla 2.3. Matriz de decisión del proceso de mezcla

	CRITERIO	PONDERACIÓN	ALTERNATIVAS					
			<i>Mezcla Manual</i>		<i>Sistema de centrifugación</i>		<i>Mezclado al vacío</i>	
PROCESO DE MEZCLA DEL PMMA	Tiempo	9	R	18	B	27	MB	36
	Calidad	9	R	18	B	27	MB	36
	Salubridad e higiene	8	B	24	MB	32	MB	32
	Seguridad	8	B	24	B	24	B	24
	Costo	7	MB	28	B	21	B	21
	TOTAL:	164		112		131		149
	<i>Porcentaje:</i>			68,29%		79,88%		90,85%
	<i>Porcentaje entre las alternativas:</i>			75%		88%		100%

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La segunda matriz corresponde a la selección de la mejor alternativa para el proceso de inyección, la cual fue la inyección a presión enfriando el monómero previo a la mezcla. El tiempo fue un factor determinante ya que al enfriar el monómero, la viscosidad disminuye y el cemento obtiene una fluidez suficiente para poder ser inyectado al molde. La primera alternativa fue rechazada debido a que, al incrementar la temperatura del cemento, su viscosidad aumenta rápidamente dificultando el proceso de inyección.

Tabla 2.4. Matriz de decisión del proceso de inyección

	CRITERIOS	PONDERACIÓN	ALTERNATIVAS			
			INYECCIÓN A PRESIÓN APLICANDO CALOR A LA MEZCLA		INYECCIÓN A PRESIÓN ENFRIANDO EL MONÓMERO PREVIO A LA MEZCLA	
PROCESO DE INYECCIÓN DEL PMMA	Tiempo	9	M	9	MB	36
	Calidad	9	R	18	B	27
	Salubridad e higiene	8	B	24	MB	32
	Seguridad	8	B	24	B	24
	Costo	7	B	21	B	21
	TOTAL:	164	96		140	
	<i>Porcentaje:</i>		58,54%		85,37%	
	<i>Porcentaje entre las alternativas:</i>		69%		100%	

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

2.2 Diseño conceptual

Para el diseño de la máquina inyectora de PMMA, se han establecido varias consideraciones, criterios y cálculos de diseño en base a la alternativa de solución seleccionada anteriormente, con el fin de obtener buenos resultados y, garantizar la funcionalidad y calidad de la máquina y del producto final, que es el implante óseo. La siguiente figura muestra de forma general el proceso realizado para llegar al diseño conceptual de dicha máquina, así como también del molde donde se le dará forma al implante mediante el proceso de inyección.

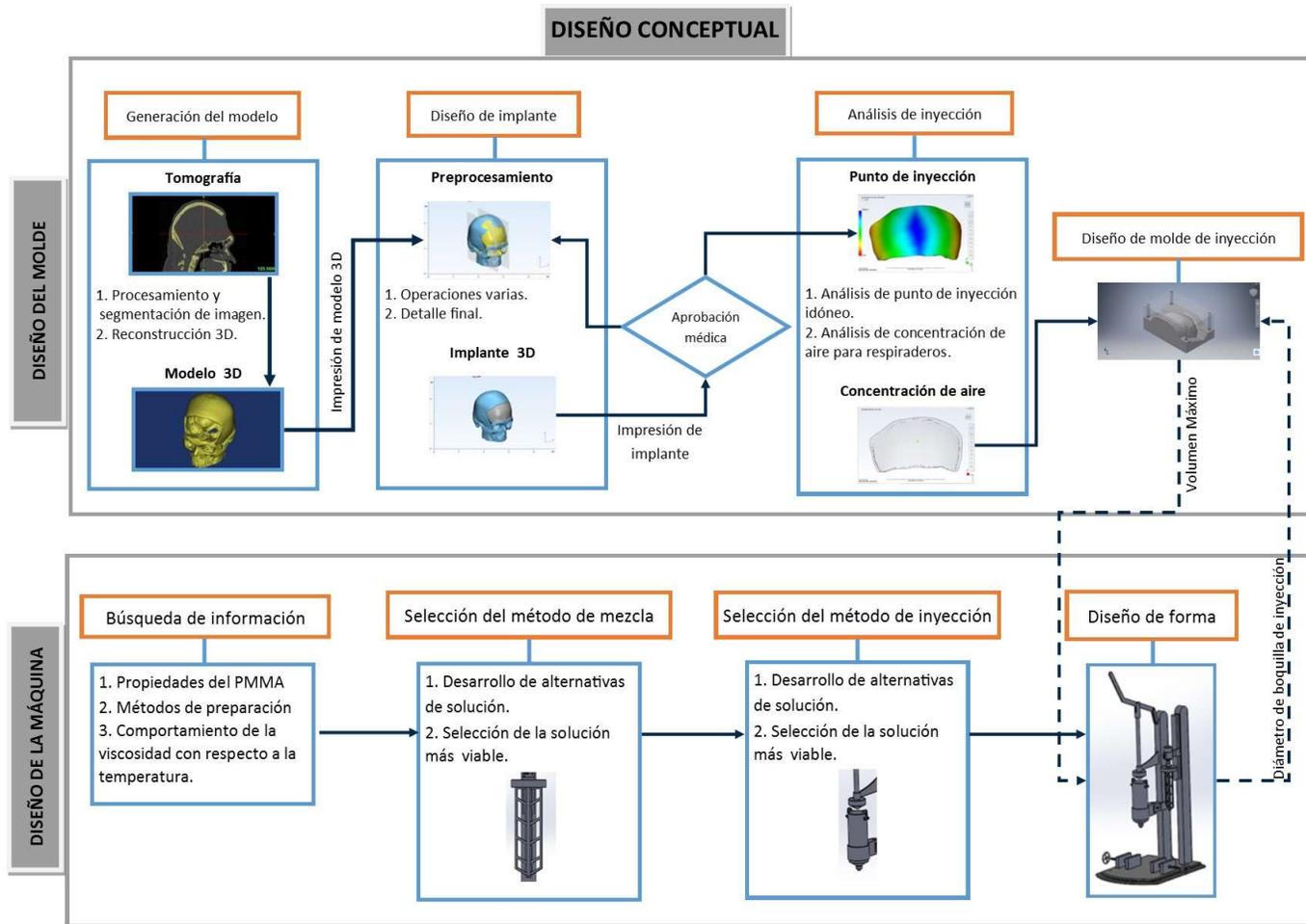


Figura 2.3. Diseño Conceptual

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Como se describe en la Figura 2.3, para el diseño de la máquina y del molde, se realizaron una serie de investigaciones bibliográficas con las que se establecieron varias alternativas de diseño, seleccionando la mejor de ellas con el fin de definir un diseño sencillo y eficiente que permita al cirujano mezclar el PMMA e inyectar con facilidad. Por otro lado, se trabajó con varios programas y simulaciones para diseñar un molde que le dé forma a la parte ósea que se requiera reemplazar, tomando en cuenta ciertas características fundamentales que se describirán más adelante.

2.3 Diseño del implante

Previo al diseño del implante, se requirieron las imágenes del defecto craneal del paciente (Figura 2.4), ya sea mediante Tomografía Computarizada (TC) o por Resonancia Magnética (MRI), estas imágenes en formato DICOM se importaron al software MIMICS ® Research 19.0, en el cual se recreó el defecto en 3D para una mejor comprensión del mismo (Figura 2.5).



Figura 2.4. Tomografía del defecto craneal de un paciente – Vista Sagital

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

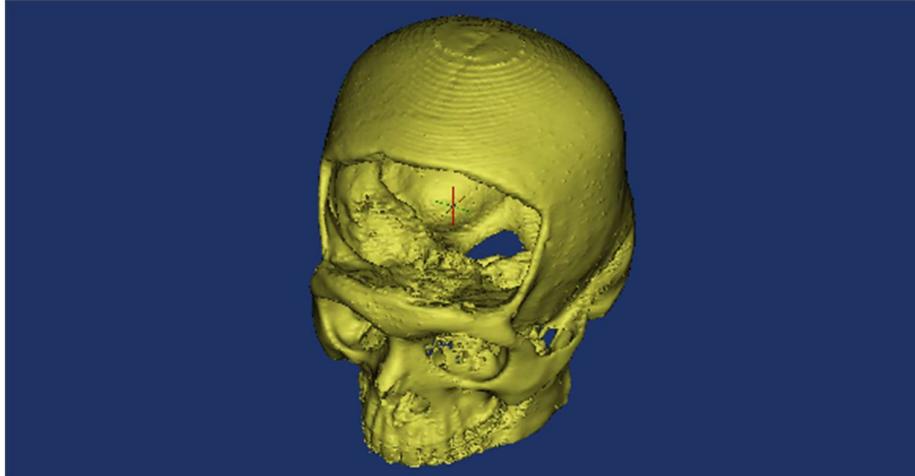


Figura 2.5. Modelo 3D del defecto craneal del paciente

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

El modelo del defecto se exportó en formato STL al programa 3-matic ® Research 11.0 (software CAD con fines médicos), en el cual se desarrolló el implante mediante diferentes operaciones de diseño, siendo necesaria una imagen 3D base de un cráneo sin defectos, dependiendo de la localización del defecto craneal; obtenido el diseño final del implante, se imprimen mediante una impresora 3D el modelo del defecto craneal y el implante diseñado para una posterior evaluación de parte del personal médico a cargo del paciente en cuestión.

Obtenida la aprobación del personal médico, se prosiguió con el diseño del molde del implante, para el cual se desarrolló las simulaciones correspondientes en el software Autodesk Moldflow ® Adviser 2018, con la finalidad de obtener el punto idóneo de inyección y los puntos de atrapamientos de aire, esto con el objetivo de colocar correctamente el bebedero y los respiraderos del molde de inyección.

Posterior a las simulaciones, se requirió la edición del archivo STL del implante, debido a la gran cantidad de triángulos que describen la superficie del mismo (mayor a 250000), por lo que mediante el software MeshLab se redujo la cantidad de triángulos a 16000 (cantidad aceptada por la mayoría

de softwares CAD), luego, mediante el uso del programa FreeCAD, se convirtió la pieza de un cuerpo de malla a un cuerpo sólido.

Este cuerpo sólido se importó en el programa Autodesk Inventor ® Professional 2017, para el desarrollo del molde, en el cual, mediante los resultados obtenidos en las simulaciones, se colocaron el bebedero y los respiraderos en los puntos recomendados, además, se agregaron cuatro agujeros pasantes para la fijación del molde mediante pernos o espárragos.

2.4 Diseño de forma

Una vez definido el diseño conceptual, el diseño de forma es desarrollado tomando en cuenta que la máquina constará de dos etapas: mezcla e inyección. Para estas dos etapas se realizaron los respectivos cálculos de diseño para seleccionar tanto el tipo de mezclador con el motor como el mecanismo de inyección y la presión de inyección. El proceso realizado se detalla a continuación.

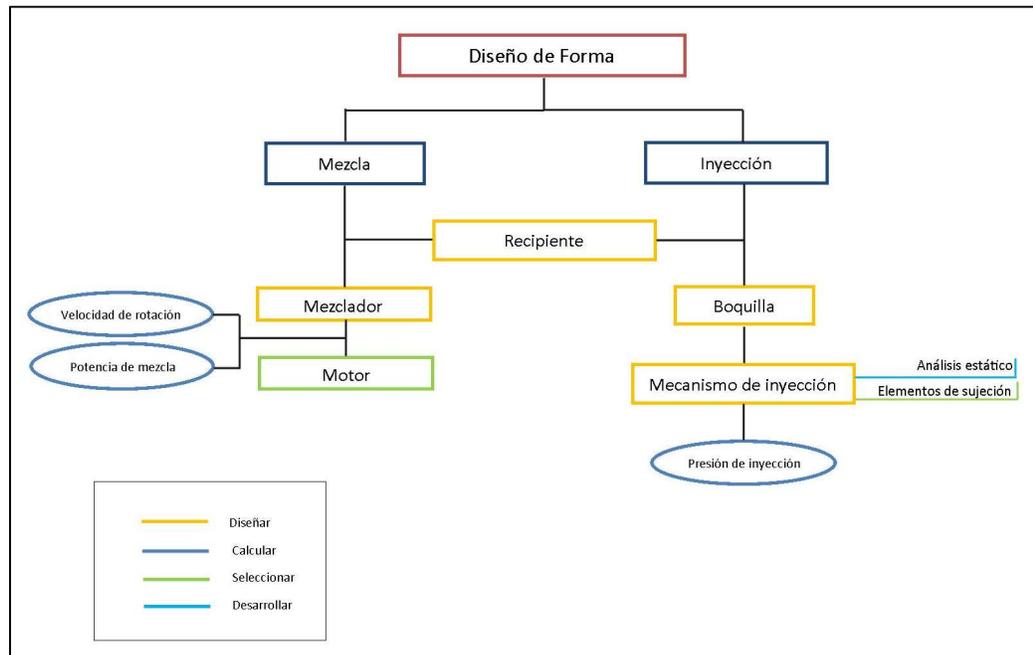


Figura 2.6. Diseño de Forma

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Como puede observarse en la Figura 2.6, el recipiente es el mismo para la mezcla e inyección, lo cual permite optimizar la funcionalidad de la máquina

puesto que no se necesitará un recipiente para cada etapa. El recipiente fue diseñado en base al volumen del implante requerido. El mezclador diseñado es tipo paleta ya que se trabajará con un fluido de alta viscosidad y su motor fue seleccionado en base a la velocidad de rotación y la potencia. La boquilla del recipiente fue diseñada de tal manera que se ajuste al molde de inyección. A su vez, se ha diseñado una tapa para la boquilla que será utilizada en la etapa de mezcla. Para el mecanismo de inyección se ha calculado la presión de inyección y se ha desarrollado un análisis estático mediante el cual se seleccionaron los elementos de sujeción del mecanismo.

2.5 Diseño Mecánico de la máquina inyectora

El diseño mecánico abre paso al desarrollo de los cálculos de diseño de cada etapa que permitirán establecer los parámetros finales de la máquina (ver Figura 2.6).

2.5.1 Potencia y Torque del mezclador

El mezclador por utilizar es de tipo paleta. Para facilidad de cálculos se asume que la paleta será de tipo ancla, ya que es la que más se aproxima a la forma del mezclador diseñado para la máquina inyectora.

La potencia del mezclador \dot{W} está definida por la siguiente ecuación (Anchor Institute, 2010):

$$\dot{W} = K_1 \mu_{ap} N^2 D_a^3 \quad \text{Ec. (1)}$$

Donde,

K_1 : Constante del tipo mezclador

μ_{ap} : Viscosidad aparente ($kg/m \cdot s$)

N : Revoluciones por segundo (rps)

D_a : Diámetro del mezclador (m)

La viscosidad aparente al momento de mezclar a una temperatura de refrigeración aproximada de 6°C, es 200 $Pa \cdot s$, según la Figura 2.7 (Sullivan, 2006).

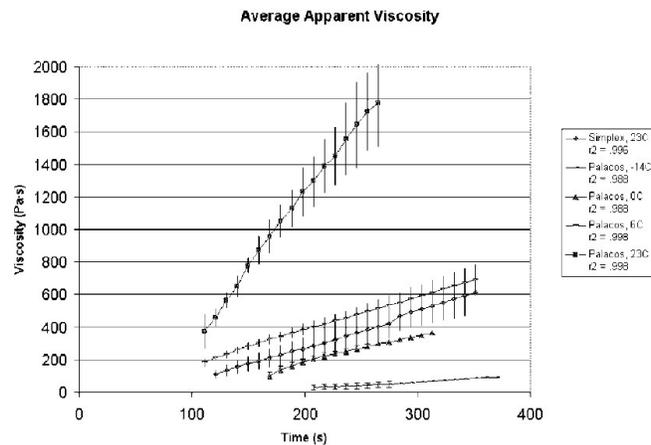


Figura 2.7. Viscosidad del PMMA durante mezcla

Fuente: Sullivan, 2006

Influence of Initial Component Temperature on the Apparent viscosity and handling characteristics of Acrylic (PMMA) bone cement

El mezclador tipo paleta puede revolucionar en un intervalo entre 5 y 300 rpm (Anchor Institute, 2010), por lo que se seleccionará una revolución de 150 rpm, es decir 2.5 rps.

La constante K_1 asumiendo una paleta tipo ancla es 300 (Anchor Institute, 2010). El diámetro del mezclador es 0.052 m.

Por lo tanto,

$$\dot{W} = 300(200)2.5^2 0.052^3$$

$$\dot{W} = 52.728 \text{ W} = 0.07 \text{ HP}$$

El torque del eje está definido por la siguiente ecuación (Anchor Institute, 2010):

$$T_c = \frac{P \times 75 \times 60}{2\pi N} \quad \text{Ec. (2)}$$

Donde N está en rpm y la potencia \dot{W} , en HP.

Entonces,

$$T_c = \frac{0.07 \times 75 \times 60}{2\pi(150)}$$

$$T_c = 0.33 \text{ N} \cdot \text{m}$$

2.5.2 Selección del motor

El torque del motor debe ser de 1.5 a 2.5 veces el torque del mezclador (Anchor Institute, 2010), por lo que:

$$T_m = 2 \times T_c \quad \text{Ec. (3)}$$

$$T_m = 2 \times 0.33$$

$$T_m = 0.66N \cdot m \equiv 66 N \cdot cm \equiv 660 mN \cdot m$$

El motor seleccionado será un motor de paso Nema 23, debido a que es el que se tenía a disposición para la construcción del prototipo, lo ideal es utilizar un motor DC/AC. Para los motores de paso Nema 23 se tienen las siguientes clasificaciones mostradas en la Tabla 2.5 según el modelo del motor (Promoco).

Tabla 2.5. Especificaciones eléctricas de motor Nema 23

Model	Step Angle	Motor Length	Rate Voltage	Rate Current	Phase Resistance	Phase Inductance	Holding Torque	Detent Torque	Rotor Inertia	Lead Wire	Motor Weight
	°	L (mm)	V	A	Ω	mH	mNm	mNm	gcm ²	NO.	kg
57BYGH001	1.8	41	6	0.5	12	20	392.3	0.021	120	4	0.45
57BYGH013	1.8	41	2.7	1.5	1.8	4	392.3	0.021	120	4	0.45
57BYGH201	1.8	51	7.2	0.6	12	25	686.5	0.035	275	4	0.65
57BYGH206	1.8	51	6.6	1	6.6	8.2	706.1	0.035	275	6	0.65
57BYGH218	1.8	51	2.6	2	1.3	4	882.6	0.035	275	4	0.65
57BYGH436	1.8	56	2.4	3.0	0.8	1.4	882.6	0.039	300	6	0.7
57BYGH420	1.8	56	3.6	2	1.8	2.5	882.6	0.039	300	6	0.7
57BYGH502	1.8	67	3.4	2	1.7	3	980.7	0.049	360	6	0.82
57BYGH506	1.8	67	2.4	3	0.77	1	882.6	0.049	360	6	0.82
57BYGH603	1.8	78	8.6	1	8.6	18	1422.0	0.067	480	6	1
57BYGH633	1.8	78	3	3	1	1.6	1323.9	0.067	480	6	1
57BYGH800	1.8	84	7.5	1.5	5	10	1569.1	0.064	530	8	1.13
57BYGH115-003	1.8	115	6.3	3	2.1	9	2451.7	0.087	810	4	1.55
57BYGH115-007	1.8	115	4.2	4.2	1	2.3	1912.3	0.087	810	8	1.55

Fuente: Promoco
Hybrid Stepper Motor

El torque mínimo de mezcla es de $660 mN \cdot m$, por lo que el modelo seleccionado es el 57BYGH201 (Tabla 2.5), cuyo torque es de $686.5 mN \cdot m$, y tiene una relación de torque vs. pulsaciones por segundo descrita en el gráfico de la Figura 2.8.

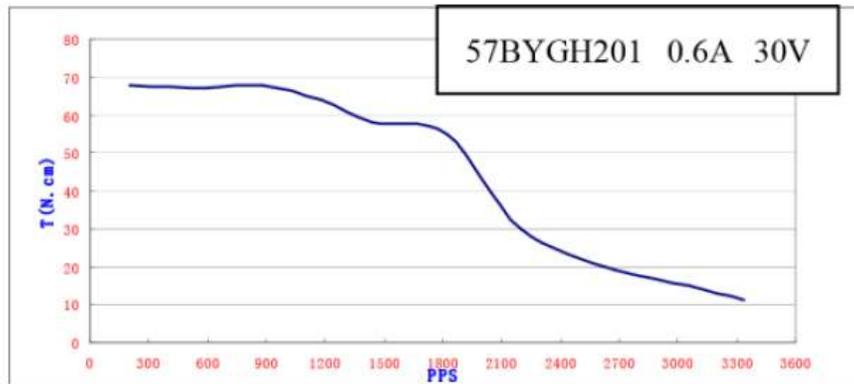


Figura 2.8. Gráfico Torque vs. PPS

Fuente: Promoco
Hybrid Stepper Motor

Para una revolución de 2.5 rps, se tiene 500 pps. Por lo que, según el gráfico (Figura 2.8), el motor operaría a un torque de aproximadamente 68 $N \cdot cm$.

2.5.3 Presión de inyección

El recipiente de inyección tiene una parte cilíndrica y una parte cónica, por esta razón se divide en dos secciones y se calcula la caída de presión en cada caso. Los niveles de presión en cada sección se muestran en la Figura 2.9.

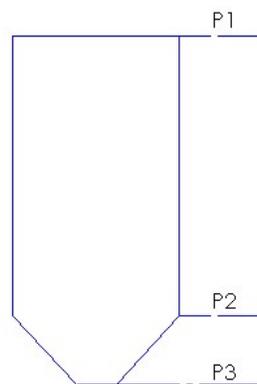


Figura 2.9. Esquema de niveles de presión en el recipiente

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017
Elaboración propia.

2.5.3.1 Análisis de la parte cilíndrica

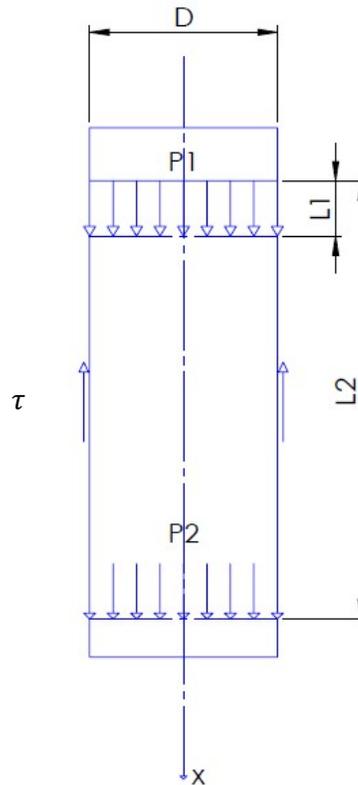


Figura 2.10. Diagrama esquemático de caída de presión en el cilindro

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Considerando un flujo estático, la sumatoria de fuerzas debe ser igual a cero.

$$\sum F = 0 \quad \text{Ec. (4)}$$

Existen dos fuerzas, la fuerza por la caída de presión y la fuerza debida al esfuerzo cortante. Mientras el fluido está en movimiento, de arriba hacia abajo, existe una caída de presión, donde P1 es mayor a P2, como puede observarse en la Figura 2.10. Esta caída de presión es causada por el esfuerzo cortante τ que actúa en la pared del recipiente (Kazmer, 2007).

La fuerza causada por la caída de presión es:

$$F_{\Delta p} = \frac{\pi D^2}{4} P_2 - \frac{\pi D^2}{4} P_1$$

$$F_{\Delta p} = \frac{\pi D^2}{4} (P_2 - P_1) \quad \text{Ec. (5)}$$

Por otro lado, la fuerza debido al esfuerzo cortante es:

$$F_{\tau} = 2\pi\tau(L_2 - L_1)\frac{D}{2} \quad \text{Ec. (6)}$$

Igualando las fuerzas se tiene:

$$\frac{\pi D^2}{4} (P_2 - P_1) = 2\pi\tau(L_2 - L_1)\frac{D}{2}$$

$$\frac{D}{2} (P_2 - P_1) = 2\tau(L_2 - L_1)$$

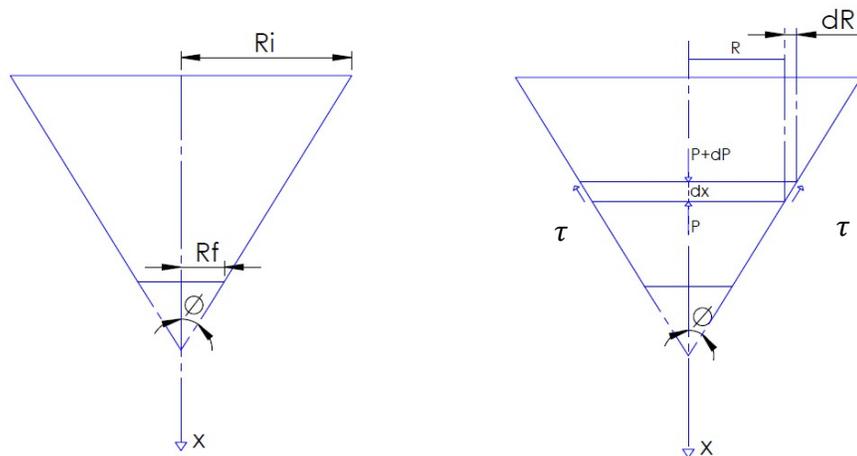
Siendo dP/dL el cambio de presión por unidad de longitud, entonces (Kazmer, 2007):

$$\frac{dP}{dL} = \frac{4\tau}{D}$$

Finalmente,

$$\Delta P_{ci} = \frac{4\tau}{D} L \quad \text{Ec. (7)}$$

2.5.3.2 Análisis de la parte cónica



(a) Diagrama esquemático del flujo en el cono (b) Diagrama esquemático del diferencial del fluido

Figura 2.11. Diagrama esquemático de caída de presión en el cono

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Analizando un diferencial dx del fluido dentro del cono, como se detalla en la Figura 2.11-(b), y aplicando equilibrio de fuerzas sobre el eje x , se tiene lo siguiente (Walicki, 1995):

$$\begin{aligned}\pi R^2 dP &= 2\pi R \frac{dx}{\cos\phi} \tau \cos\phi \\ R dP &= 2\tau dx \\ dP &= 2 \frac{\tau}{R} dx\end{aligned}\quad \text{Ec. (8)}$$

Donde,

$$dx = dR(\text{ctg}\phi) \quad \text{Ec. (9)}$$

Reemplazando:

$$dP = 2 \frac{\tau}{R} dR(\text{ctg}\phi) \quad \text{Ec. (10)}$$

Integrando ambos lados de la ecuación y asumiendo τ constante, se tiene (Walicki, 1995):

$$\Delta P = 2\tau(\text{ctg}\phi) \int_{R_i}^{R_f} \frac{dR}{R}$$

Se sabe que:

$$\phi = 60^\circ$$

$$R_i = 30 \text{ mm} = 0.03 \text{ m}$$

$$R_f = 5 \text{ mm} = 0.005 \text{ m}$$

Por lo que:

$$\begin{aligned}\Delta P &= 2\tau(\text{ctg}(60^\circ)) \ln(R)_{0.03}^{0.005} \\ \Delta P &= 1.155\tau [\ln(0.005) - \ln(0.03)] \\ \Delta P_{co} &= -2.07\tau\end{aligned}\quad \text{Ec. (11)}$$

2.5.3.3 Esfuerzo cortante

El esfuerzo cortante en la pared del cilindro se calcula mediante la siguiente ecuación (Dunne & Orr, 1998):

$$\tau = \gamma \mu_{ap} \quad \text{Ec. (12)}$$

Donde,

γ : Razón de corte (s^{-1})

μ_{ap} : Viscosidad aparente del fluido (Pa s)

La viscosidad aparente después de la mezcla se obtiene del siguiente gráfico.

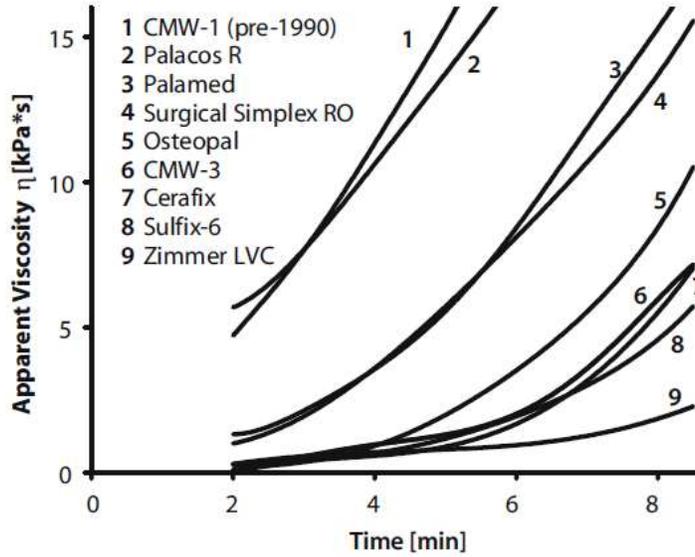


Figura 2.12. Viscosidad aparente en función del tiempo

Fuente: Pieter, 2015

Properties of bone cement

En el gráfico de la Figura 2.12, para un tiempo de 2 minutos y una viscosidad media (Curva 3), se tiene una viscosidad aparente de aproximadamente 2000 Pa-s.

La razón de corte se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$\gamma = \frac{3n + 1}{4n} \left(\frac{4Q}{\pi r^3} \right) \quad \text{Ec. (13)}$$

Donde,

n : Índice de ley de potencia

Q : Caudal (m^3/s)

El índice de ley de potencia se obtiene del siguiente gráfico:

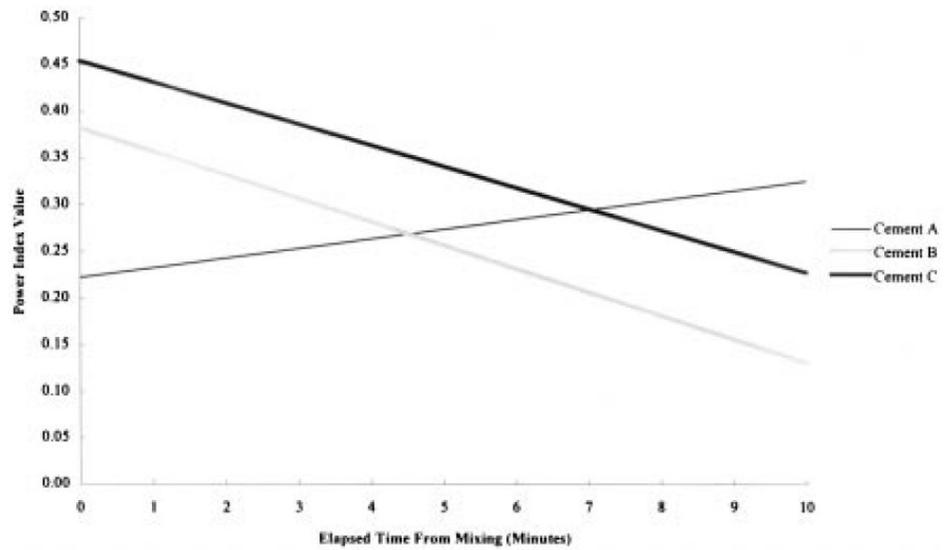


Figura 2.13. Índice de ley de potencia en función del tiempo transcurrido de la mezcla

Fuente: Dunne & Orr, 1998

Flow characteristics of curing polymethyl methacrylate bone cement

Mediante el gráfico de la Figura 2.13, para el cemento C de baja viscosidad y un tiempo de mezcla de 1 minuto, se tiene un valor de índice de ley de potencia de 0.44. El caudal fue calculado de forma experimental y su valor es de $1 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$. El radio del cilindro es 0.03 m.

Reemplazando estos valores se tiene:

$$\gamma = \frac{3(0.44) + 1}{4(0.44)} \left(\frac{4 \times 1 \times 10^{-5}}{\pi \times 0.03^3} \right)$$

$$\gamma = 0.62 \text{ s}^{-1}$$

Por lo tanto,

$$\tau = \gamma \mu_{ap}$$

$$\tau = 0.62 \times 2000$$

$$\tau = 1240 \text{ Pa}$$

2.5.3.4 Cálculo de la presión de inyección

Con el valor del esfuerzo cortante, se puede calcular la caída de presión en el cilindro y en el cono.

La caída de presión en el cilindro a una altura de 0.18 m es:

$$\Delta P_{ci} = \frac{4\tau}{D}L = P_1 - P_2$$
$$\Delta P_{ci} = \frac{4 \times 1240}{0.06}(0.18)$$
$$\Delta P_{ci} = 14880 \text{ Pa} = P_1 - P_2$$

La presión en la parte superior del cilindro, es decir, la presión ejercida por el pistón queda expresada mediante la siguiente ecuación:

$$P_1 = 14880 + P_2 \quad \text{Ec. (14)}$$

Por otro lado, la caída de presión en el cono, asumiendo que el esfuerzo cortante es constante, es:

$$\Delta P_{co} = -2.07\tau = P_3 - P_2$$
$$\Delta P_{co} = -2.07 \times 2000$$
$$\Delta P_{co} = -4140 = P_3 - P_2$$

Debido a que la presión P_3 es atmosférica, el valor de P_2 es:

$$P_2 = 4140 \text{ Pa}$$

Finalmente, reemplazando P_2 en la Ecuación 14, se obtiene la presión de inyección:

$$P_1 = 14880 + 4140$$
$$P_1 = 19020 \text{ Pa}$$

2.5.4 Análisis Estático

El mecanismo de inyección corresponde a un sistema de cuatro barras articuladas, el mismo que se analizará estáticamente en 3 diferentes posiciones para calcular la fuerza manual F_m , fuerza mínima a aplicar por el usuario para inyectar el fluido al molde.

Caso 1: Posición inicial, pistón ubicado en la parte superior del recipiente.

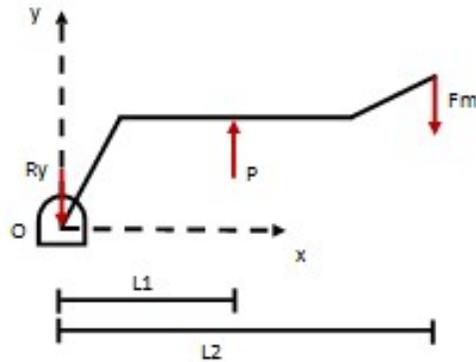


Figura 2.14. Diagrama de cuerpo libre Caso 1

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La fuerza de inyección P se la obtiene de la presión de inyección calculada en la sección anterior.

$$P_1 = \frac{p}{A} \quad \text{Ec. (15)}$$

$$p = P_1 \frac{\pi D^2}{4}$$

$$p = 19020 \left(\frac{\pi 0.06^2}{4} \right)$$

$$p = 53.78 \text{ N}$$

Por sumatoria de momentos según el esquema de la Figura 2.14, se obtiene:

$$\sum M_o = 0 \quad \text{Ec. (16)}$$

$$pl_1 - F_m l_2 = 0$$

$$F_m = \frac{l_1}{l_2} p \quad \text{Ec. (17)}$$

Donde,

P : Fuerza de inyección en Newtons

F_m : Fuerza manual en Newtons

l_1 : Distancia horizontal en mm desde el origen hasta el punto donde actúa la fuerza de inyección

l_2 : Distancia horizontal en mm desde el origen hasta el punto donde actúa la fuerza manual.

$$F_m = \frac{149.79}{330} \times 53.78$$

$$F_m = 24.41 \text{ N}$$

Caso 2: Pistón ubicado en la parte media del recipiente.

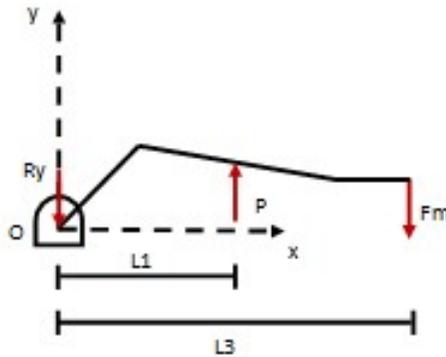


Figura 2.15. Diagrama de cuerpo libre Caso 2

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Por sumatoria de momentos según el esquema de la Figura 2.15, se obtiene:

$$\sum M_o = 0$$

$$pl_1 - F_m l_2 = 0$$

$$F_m = \frac{l_1}{l_3} p$$

$$F_m = \frac{149.79}{330} \times 53.78$$

$$F_m = 24.41 \text{ N}$$

Caso 3: Pistón ubicado en la parte inferior del recipiente.

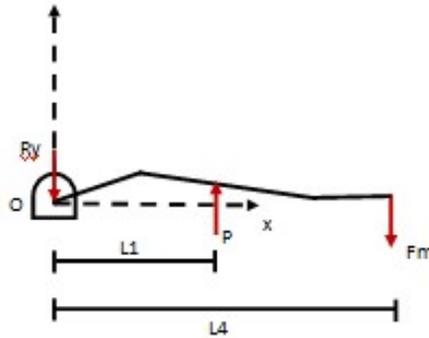


Figura 2.16. Diagrama de cuerpo libre Caso 3

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Por sumatoria de momentos según el esquema de la Figura 2.16, se obtiene:

$$\begin{aligned} \sum M_o &= 0 \\ pl_1 - F_m l_2 &= 0 \\ F_m &= \frac{l_1}{l_2} p \\ F_m &= \frac{149.79}{300} \times 53.78 \\ F_m &= 26.85 \text{ N} \end{aligned}$$

2.5.5 Diámetro del pasador de la palanca de inyección

Mediante el análisis de fuerzas realizado anteriormente, se calcula la reacción R_y con la que se determinará el diámetro del pasador ubicado en O, como se muestra a continuación en la Figura 2.17.

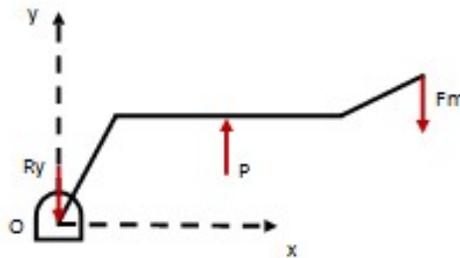


Figura 2.17. Diagrama de cuerpo libre: mecanismo de inyección

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Por sumatorias de fuerzas se tiene que:

$$\begin{aligned}\sum F_y &= 0 && \text{Ec. (18)} \\ p - R_y - F_m &= 0 \\ R_y &= p - F_m\end{aligned}$$

El valor de la fuerza F_m será el del caso más crítico (Figura 2.16), por lo que:

$$\begin{aligned}R_y &= 53.78 - 26.85 \\ R_y &= 26.93 \text{ N}\end{aligned}$$

Mediante la ecuación del factor de seguridad, se obtiene la siguiente ecuación para el diámetro (Budynas & Nisbett):

$$FS = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad \text{Ec. (19)}$$

Donde,

FS : Factor de seguridad

S_{sy} : Esfuerzo de fluencia en cortante

τ : Esfuerzo cortante

$$FS = \frac{\frac{S_y}{2}}{\frac{R_y}{2A}}$$

Donde: $A = \frac{\pi}{4} D^2$

Entonces,

$$\begin{aligned}FS &= \frac{S_y}{R_y} \\ &= \frac{S_y}{\frac{\pi}{4} D^2} \\ FS &= \frac{\pi S_y D^2}{4 R_y}\end{aligned}$$

Finalmente, se obtiene una ecuación para el diámetro mínimo del pasador:

$$D = \sqrt{\frac{4R_yFS}{\pi S_y}} \quad \text{Ec. (20)}$$

El esfuerzo último S_y del acero inoxidable 304 es 276 MPa y se asume un factor de seguridad estático de 4.

Reemplazando:

$$D = \sqrt{\frac{4 \times 26.93 \times 4}{\pi(276 \times 10^6)}}$$

$$D \geq 0.705 \text{ mm}$$

El diámetro seleccionado es $D = 6 \text{ mm}$.

2.5.6 Diámetro del pasador del soporte del recipiente de inyección

El pasador que une las dos piezas que conforman el soporte del recipiente de inyección, recibe la fuerza del peso del recipiente y la fuerza de inyección, como se muestra a continuación en la Figura 2.18.

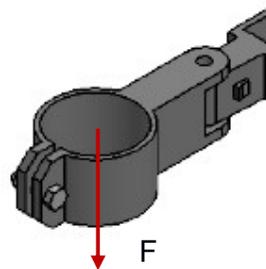


Figura 2.18 Diagrama esquemático del pasador del soporte

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La fuerza representada en la Figura 2.18 se expresa mediante la siguiente ecuación:

$$F = W_c + p$$

Donde:

W_c : Peso del recipiente de inyección (12.45 N)

p : Fuerza de inyección

Esta fuerza genera un esfuerzo de compresión en el pasador, y a través de la ecuación del factor de seguridad se puede obtener su diámetro mínimo:

$$FS = \frac{S_y}{\sigma} \quad \text{Ec. (21)}$$

Donde:

FS : Factor de seguridad

S_y : Esfuerzo de fluencia

σ : Esfuerzo de compresión en el pasador

Expresando el esfuerzo de compresión en función de la fuerza y el área se tiene:

$$FS = \frac{S_y}{\frac{F}{A}}$$
$$FS = \frac{S_y}{\frac{W_c + p}{\frac{\pi D^2}{4}}}$$

Despejando el diámetro se tiene lo siguiente:

$$D = \sqrt{\frac{4(W_c + p)(FS)}{\pi S_y}}$$

Finalmente, asumiendo un factor de seguridad de 4:

$$D = \sqrt{\frac{4(W_c + p)(4)}{\pi(276 \times 10^6)}}$$
$$D = \sqrt{\frac{4(12.45 + 53.78)(4)}{\pi(276 \times 10^6)}}$$
$$D > 1.1 \text{ mm}$$

2.5.7 Diámetro del pasador de sujeción a la torre

El diámetro del pasador de sujeción de la torre soporta un esfuerzo cortante debido a la fuerza F , como se muestra en la Figura 2.19.

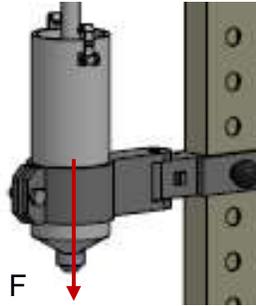


Figura 2.19 Diagrama esquemático del pasador de sujeción a la torre

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia

Esta fuerza genera un esfuerzo cortante en el pasador, y a través de la ecuación 20 del factor de seguridad se puede obtener su diámetro mínimo, asumiendo un factor de seguridad de 4:

$$D = \sqrt{\frac{4(W_c + p)(4)}{\pi(276 \times 10^6)}}$$

$$D = \sqrt{\frac{4(12.45 + 53.78)(4)}{\pi(276 \times 10^6)}}$$

$$D > 1.1 \text{ mm}$$

2.5.8 Análisis de soldadura

Se realizará un análisis de soldadura a la torre de inyección a la base de la máquina, ya que es la que soporta mayores esfuerzos, siendo así la más crítica.

Este tipo de soldadura se puede representar como una línea alrededor de la base de la torre como se muestra en la Figura 2.20.

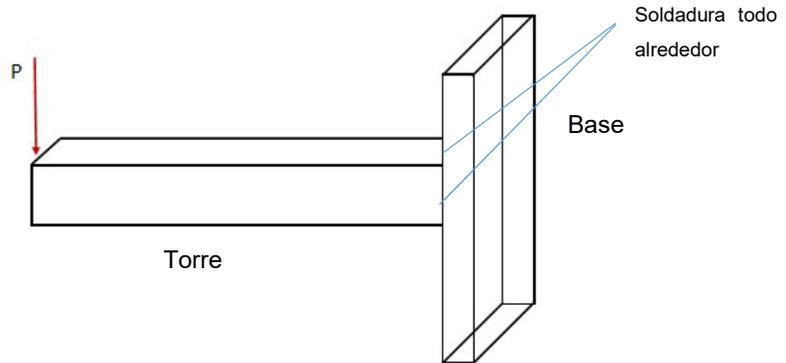


Figura 2.20. Esquema de soldadura de la torre de inyección

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La fuerza que actúa sobre la torre es la fuerza R_y , debido a la fuerza manual ejercida durante el proceso de inyección, por lo que:

$$P = R_y = 26.93 \text{ N}$$

El momento flector causado por la fuerza P es:

$$M = R_y * L_{torre} \quad \text{Ec. (22)}$$

Donde:

M : Momento flector de la torre

L_{torre} : Longitud de la torre (674 mm)

Reemplazando en la Ecuación 21:

$$M = 26.93 * 674$$

$$M = 18150.82 \text{ N.mm}$$

El electrodo por emplearse en este caso es el E308 L, aplicado a materiales de acero inoxidable. El esfuerzo permisible $\tau_{permisible}$ para este tipo de electrodo está dado por el 30% del valor de la resistencia de tensión del electrodo:

$$\tau_{permisible} = 0.3RT \quad \text{Ec. (23)}$$

Donde:

RT = Resistencia de tensión del electrodo (570 MPa)

Reemplazando en la Ecuación 22, se tiene:

$$\tau_{permissible} = 0.3(570000000)$$

$$\tau_{permissible} = 171000000 \text{ Pa}$$

Las cargas por unidad de longitud de garganta de la soldadura están dadas por las ecuaciones 24 y 25:

$$f_v = \frac{P}{A_W} \quad \text{Ec. (24)}$$

Donde:

f_v : Fuerza cortante por unidad de longitud de garganta

A_W : Factor geométrico en cortante para la soldadura

$$f_b = \frac{M}{S_W} \quad \text{Ec. (25)}$$

Donde:

f_b : Fuerza flectora por unidad de longitud de garganta

S_W : Factor geométrico en flexión para la soldadura

Los factores geométricos para determinar las cargas en la soldadura se obtienen de la Figura 2.21.

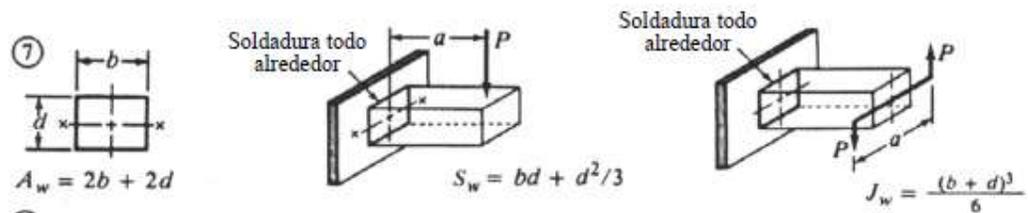


Figura 2.21. Factores geométricos para determinar las cargas en la soldadura de línea

Fuente: Norton, 2011

Por lo tanto, el factor geométrico en cortante es:

$$A_W = 2b + 2d \quad \text{Ec. (26)}$$

El área de la sección transversal de la torre es de 30x60 mm, entonces:

$$A_W = 2(30) + 2(60)$$

$$A_W = 180 \text{ mm}$$

El factor geométrico en flexión es:

$$S_W = bd + \frac{d^2}{3} \quad \text{Ec. (27)}$$

$$S_w = 3000 \text{ mm}^2$$

Una vez obtenidos los factores geométricos, estos valores se reemplazan en las ecuaciones 23 y 24.

Por lo tanto, se obtiene el valor de la carga por cortante:

$$f_v = \frac{26.93}{180}$$
$$f_v = 0.15 \text{ N/mm}$$

Además, la carga por flexión es:

$$f_b = \frac{18150.82}{3000}$$
$$f_b = 6.05 \text{ N/mm}$$

Sabiendo que ambas componentes de fuerza son ortogonales:

$$f_R = \sqrt{f_v^2 + f_b^2} \quad \text{Ec. (28)}$$
$$f_R = \sqrt{0.15^2 + 6.05^2}$$
$$f_R = 6.052 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \cong 6052 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$

Para obtener la dimensión de la garganta t , se resuelve la siguiente ecuación:

$$t = \frac{f_R}{\tau_{\text{permisible}}} \quad \text{Ec. (29)}$$
$$t = \frac{6052}{171 * 10^6}$$
$$t = 0.035 \text{ mm}$$

Debido a que las soldaduras de filete se especifican por la dimensión de su pierna, este valor está dado por:

$$w = 1.414t \quad \text{Ec. (30)}$$
$$w = 0.05 \text{ mm}$$

Según la norma AWS D1.1, el mínimo espesor de pierna para un material base de espesor de 10 mm es 5 mm. Estos valores se obtienen de la Tabla 2.6

Tabla 2.6. Tamaños mínimos de soldadura de filete

Esesor del metal base (T)	Tamaño mínimo de la soldadura
tamaño en pulgadas	
$T \leq 1/4$	1/8
$1/4 < T \leq 1/2$	3/16
$1/2 < T \leq 3/4$	1/4
$3/4 < T$	5/16
tamaños en mm	
$T \leq 6$	3
$6 < T \leq 12$	5
$12 < T \leq 20$	6
$20 < T$	8

* Fuente: tabla 5.8 AWS D1.1

Fuente: Norton, 2011

2.5.9 Planos de fabricación

Los planos detallados de la máquina inyectora (Figura 2.22) se muestran en el Apéndice.

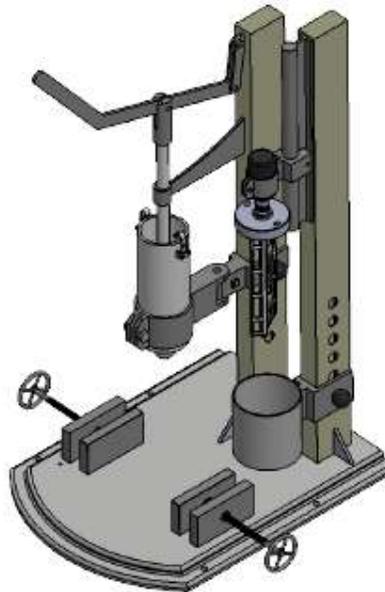


Figura 2.22. Modelo 3D de la máquina inyectora de PMMA

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS

3.1 Simulación Mecánica de la máquina

La simulación mecánica de la máquina se realizó mediante el software ANSYS, en el cual se analizaron las piezas más críticas de la inyectora de PMMA. Estas piezas fueron simuladas según las cargas calculadas en el capítulo anterior: la fuerza de reacción F_m , la fuerza de inyección p , la fuerza manual F_m y el torque del motor T_m .

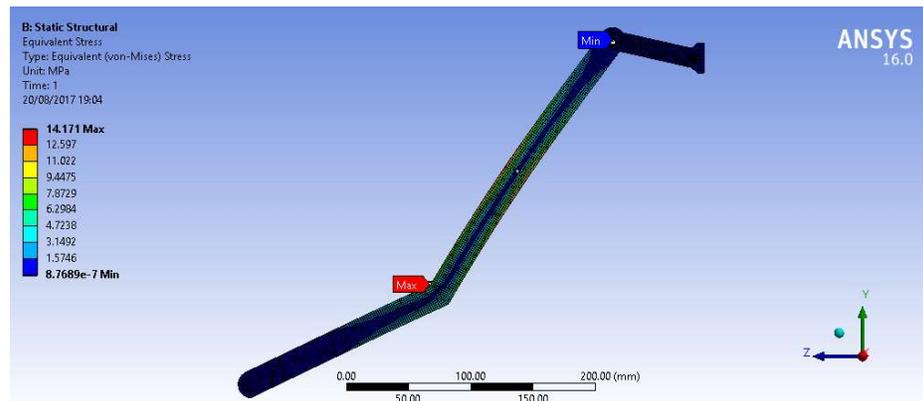


Figura 3.1. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en la Palanca de inyección

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Como se observa en la Figura 3.1, los esfuerzos equivalentes de Von Mises simulados en el software ANSYS se encuentran en un rango de 0.8 Pa a 14.17 MPa. El máximo esfuerzo se genera en el doblar de la palanca, debido al cambio de sección y a la concentración de esfuerzos.

La mayor deformación se da en el extremo izquierdo de la palanca, donde se aplica la fuerza manual. Según la Figura 3.2, la deformación máxima, representada por el color rojo, es de 0.24 mm, es decir que el material va a tener una deformación despreciable.

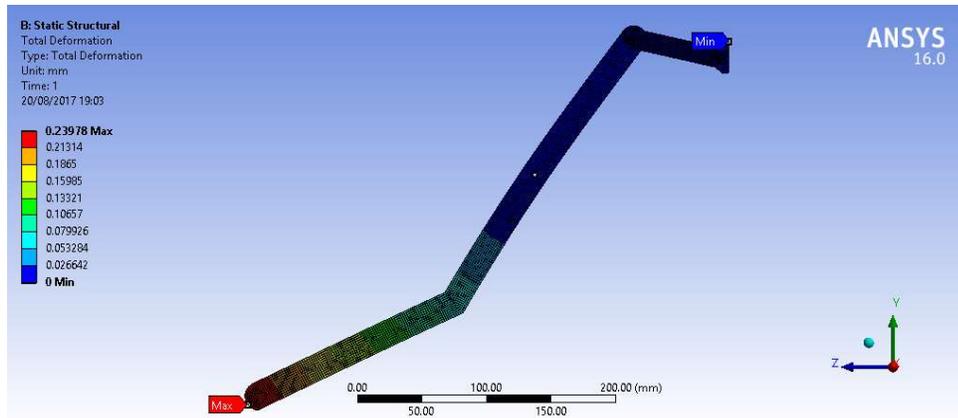


Figura 3.2. Deformación en la palanca de inyección

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Según la Figura 3.3, el mayor esfuerzo equivalente de Von Mises se genera en el eje del pistón con un valor de aproximadamente 0.28 MPa, el esfuerzo es el mismo a lo largo del pistón debido a las fuerzas de compresión.

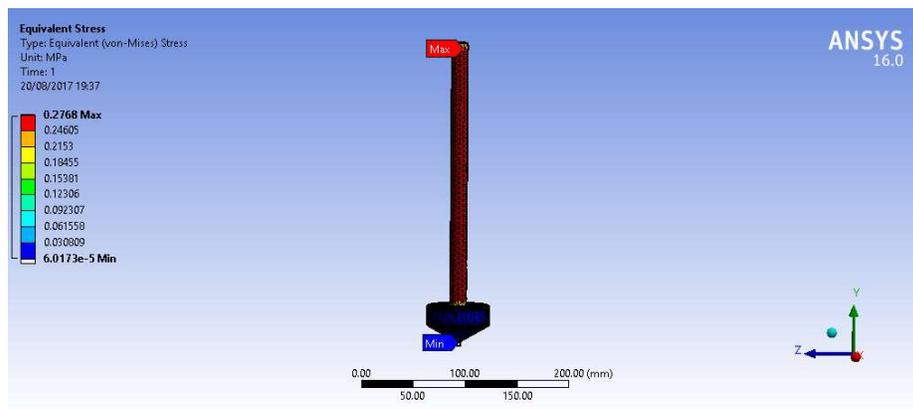


Figura 3.3. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en el Pistón

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Como puede observarse en la Figura 3.4, la mayor deformación en el pistón es de 0.009 mm en la parte inferior del mismo. Esta deformación es imperceptible.

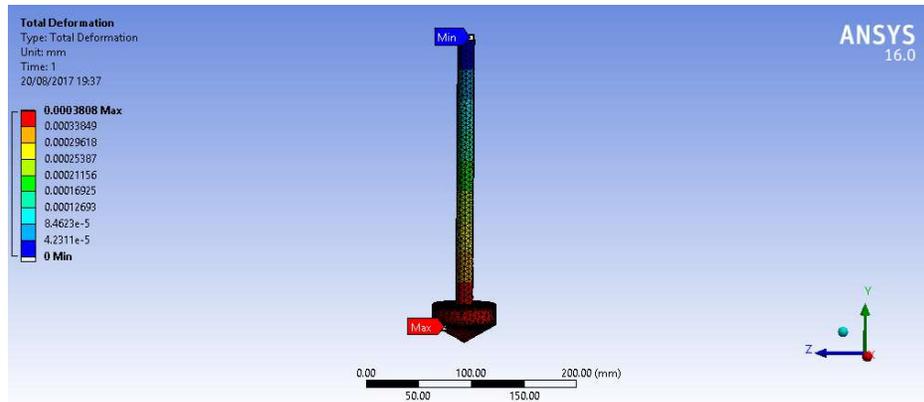


Figura 3.4. Deformación en el pistón

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

El factor de seguridad simulado es mayor al límite del software, siendo el máximo valor 15 (Figura 3.5), por lo que al ser muy alto se puede concluir que no fallará.

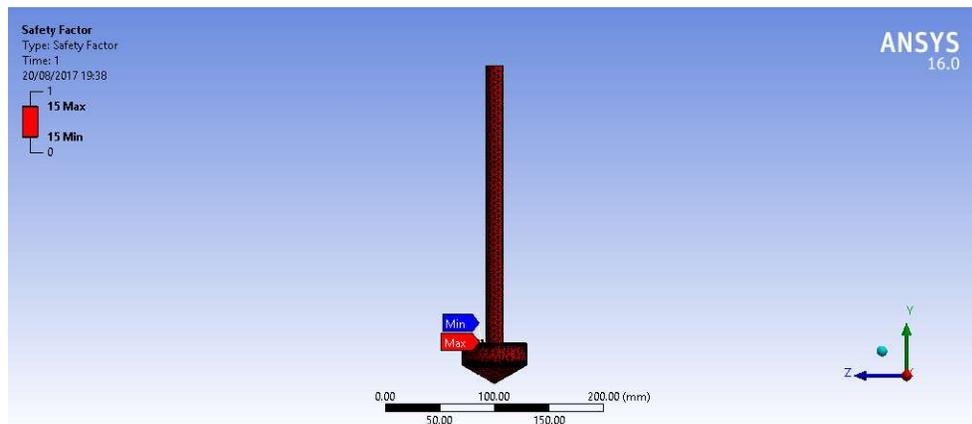


Figura 3.5. Factor de seguridad del pistón

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

El pasador con los esfuerzos más críticos es en el cual actúa la reacción R_y (ver Figura 2.17), el mismo que fue simulado en ANSYS como se muestra en la Figura 3.6. El mayor esfuerzo equivalente de Von Mises es de 3.71 MPa, generado entre los dos eslabones que sujeta, debido a que estos causan fuerzas de tensión y cortante.

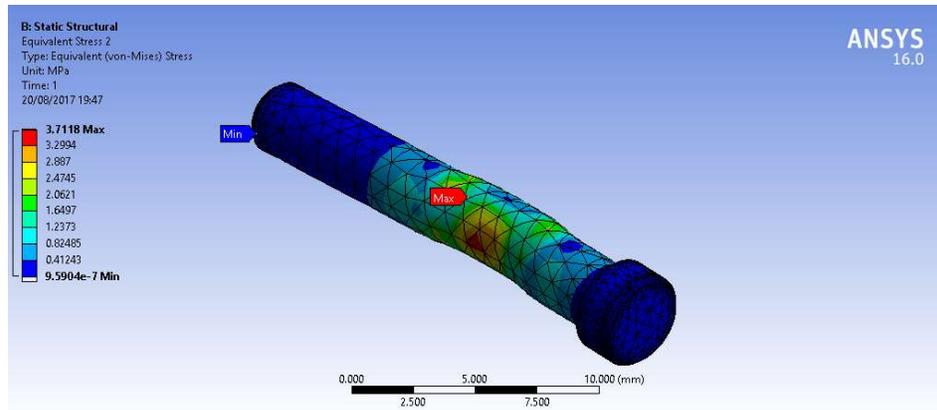


Figura 3.6. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en el pasador

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La deformación entre los dos eslabones sujetos por el pasador es mínima, como se muestra en la Figura 3.7 por lo que se puede concluir que la deformación es despreciable.

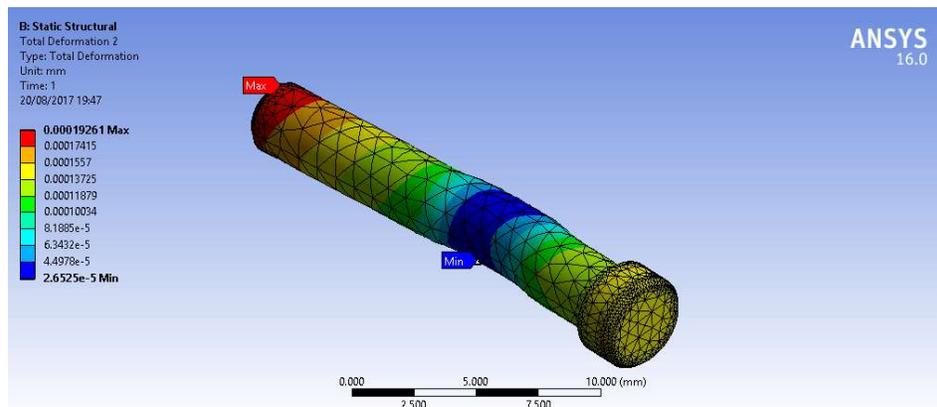


Figura 3.7. Deformación total del pasador

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

El factor de seguridad del pasador es mayor al límite dado por el software, según la Figura 3.8, por lo que el pasador no fallará.

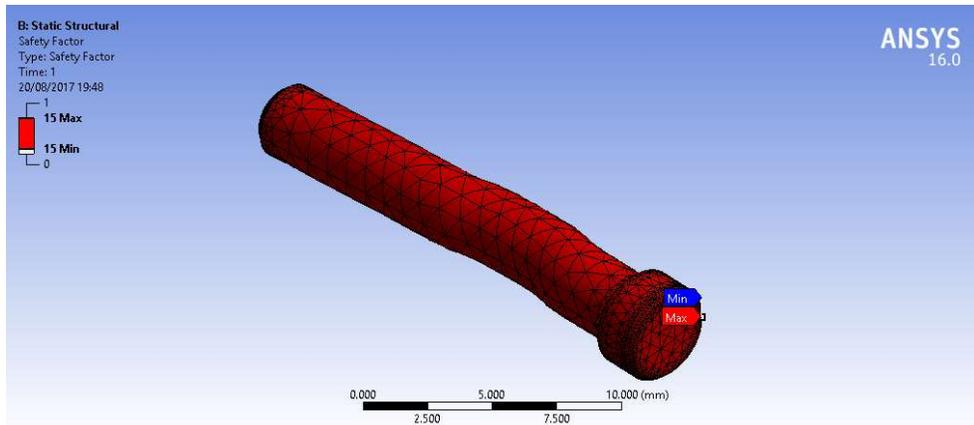


Figura 3.8. Factor de seguridad del pasador

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

En cuanto al mezclador, puede observarse mediante la Figura 3.9, que el mayor esfuerzo se da en el extremo superior del eje que conecta al acople del motor. Este esfuerzo es de 6.9 MPa, ejercido por el torque del motor y la resistencia del fluido cuyo valor es de 2.98 N.

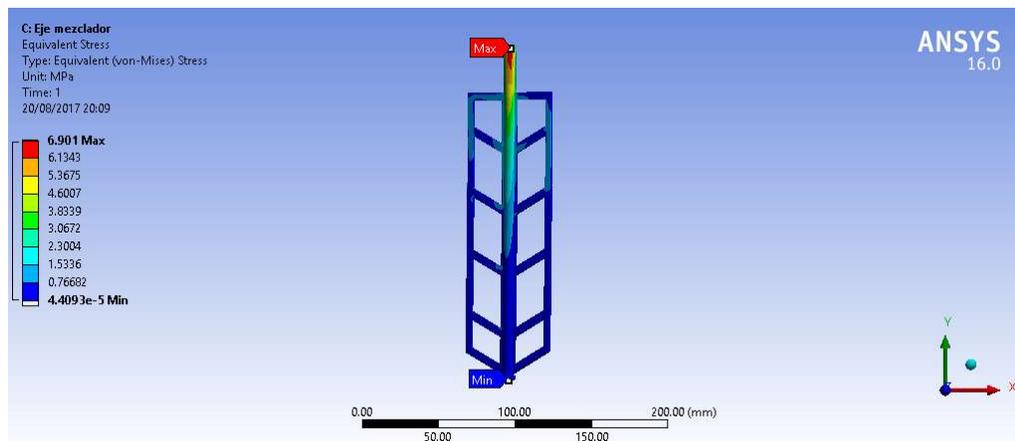


Figura 3.9. Esfuerzo Equivalente de Von Mises en el mezclador

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La deformación máxima del mezclador, según la Figura 3.10 es de 0.097 mm, valor que puede ser despreciable ya que es imperceptible al ojo humano.

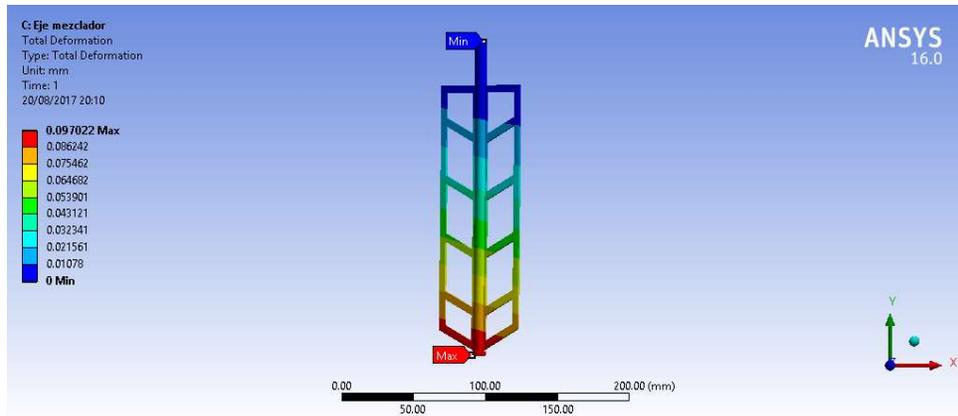


Figura 3.10. Deformación Total del Mezclador

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

El factor de seguridad obtenido de la simulación del mezclador mayor al límite, por lo que la pieza no fallará (Figura 3.11).

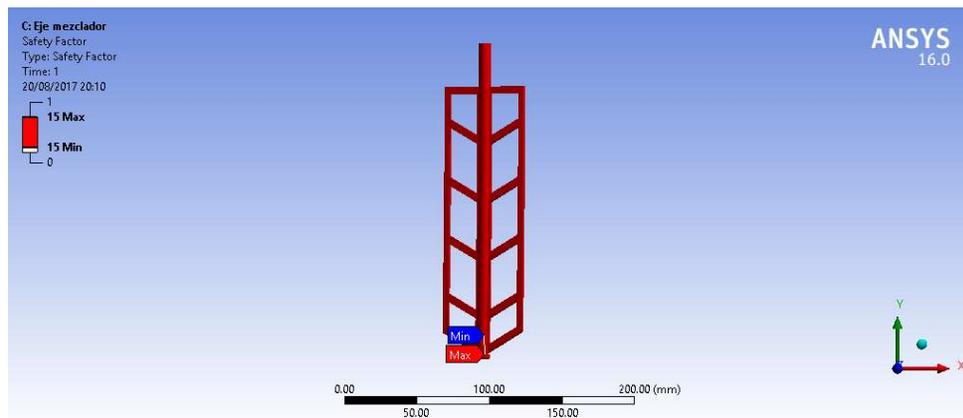


Figura 3.11. Factor de seguridad del mezclador

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

La primera frecuencia natural simulada en base al análisis modal realizado mediante el software ANSYS es de 84.97 Hz. El mezclador va a operar a 2.5 Hz, por lo que no entrará en resonancia.

3.2 Análisis del molde

Realizado los pasos descritos en el capítulo anterior, se obtuvo el diseño final del implante basados en las tomografías del defecto craneal, con la aprobación del cuerpo médico del paciente tratado, el cual se muestra en la Figura 3.12, la pieza está destinada a reemplazar parte del hueso frontal del paciente que fue retirado durante la craniectomía.

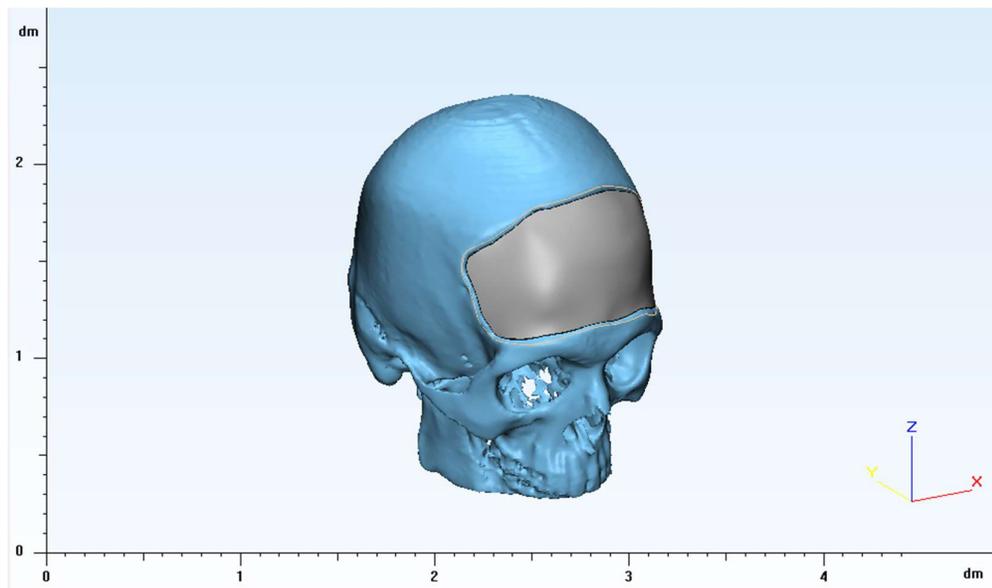


Figura 3.12. Diseño final del implante (Hueso frontal)

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Obtenido el diseño final de la pieza, se realizaron las simulaciones correspondientes para determinar el punto idóneo de inyección y las posibles ubicaciones de los respiraderos, evitando así el atrapamiento de aire durante la inyección del PMMA en el molde. Los resultados de estas simulaciones se muestran en la Figura 3.13 y Figura 3.14, respectivamente.

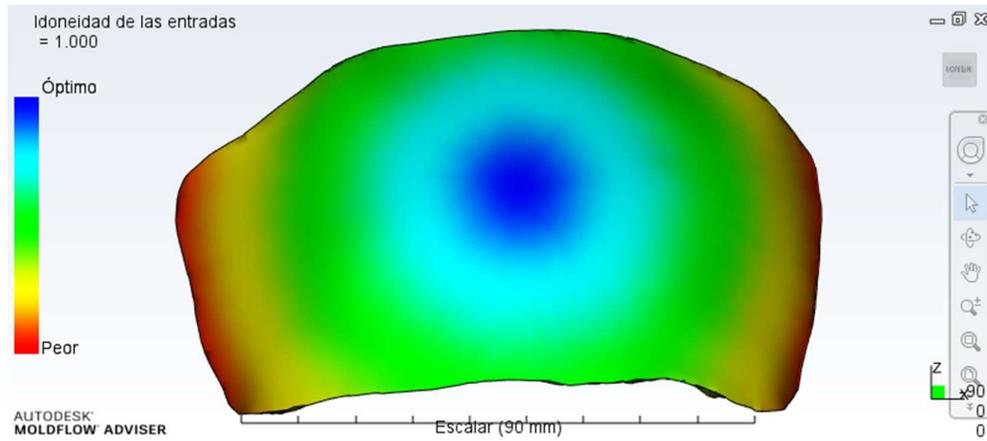


Figura 3.13. Análisis de idoneidad de entrada y resistencia de flujo

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Como se observa en la Figura 3.13, el punto óptimo en donde se recomienda la inyección del material (representado por el color azul) es en el centro de la pieza de la cara superior. En este gráfico se encuentra superpuesto el análisis de resistencia de flujo, el cual indica la facilidad del flujo del material inyectado en el molde, mostrando así la facilidad del flujo desde el centro de la pieza, hasta los extremos laterales del mismo.

En la Figura 3.14 se observan, mediante circunferencias de color lila, las ubicaciones de las concentraciones de aire durante la inyección, teniendo como referencia el centro de la pieza como el punto de inyección, este gráfico indica que requiere de respiraderos en cuatro puntos estratégicos, para evitar esta concentración y obtener una pieza de mejor calidad, compacta y con propiedades mecánicas adecuadas (valores mínimos recomendados por la Norma ISO 5833).

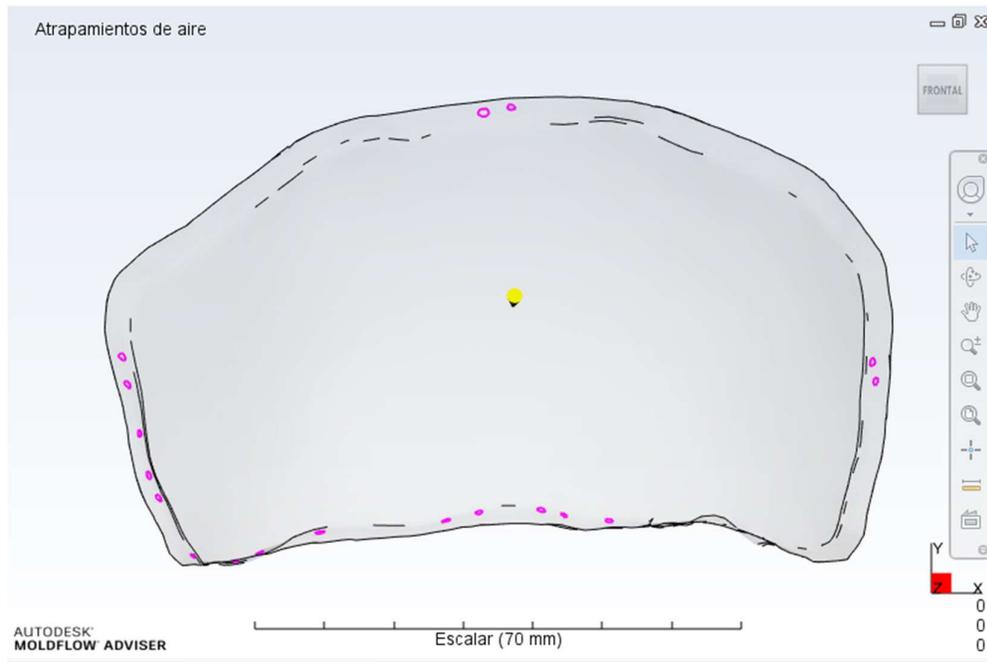


Figura 3.14. Análisis de atrapamientos de aire

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

De los resultados anteriores de las simulaciones, se procedió al diseño del molde de la pieza, el cual se muestra en la Figura 3.15, el mismo que tiene el bebedero localizado en base a la simulación mostrada en la Figura 3.13 y cuatro respiraderos basados en la Figura 3.14, además de cuatro agujeros pasantes para pernos o espárragos de 3/8", para la sujeción del molde durante el proceso de inyección del PMMA.

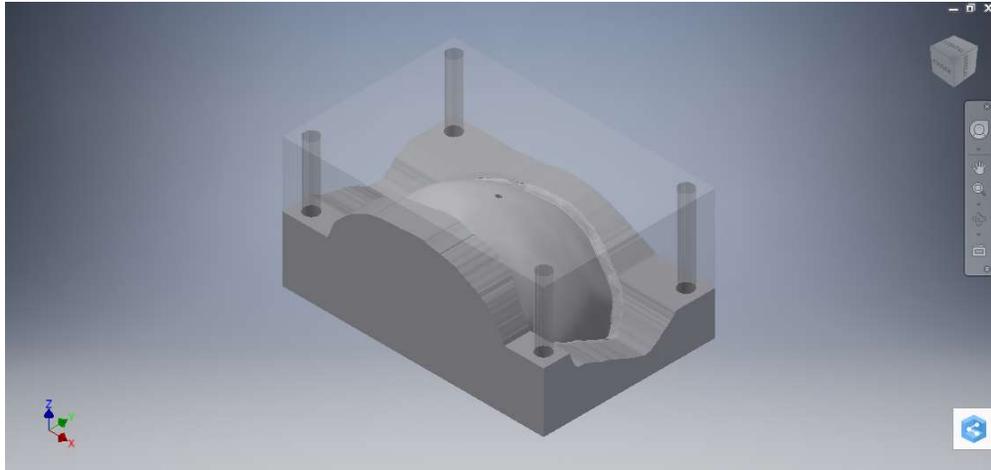


Figura 3.15. Diseño de molde

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

3.3 Análisis mecánico del implante

Para la simulación mecánica del implante, se configuró el material en la base de datos del módulo Workbench de ANSYS 16.0, las cuales son las siguientes (Lee C. , 2015):

- Densidad: 1063 kg/m^3
- Módulo de elasticidad: 2.41 GPa
- Coeficiente de Poisson: 0.35
- Esfuerzo de fluencia en tensión: 35.3 MPa
- Esfuerzo de fluencia en compresión: 93 MPa

Cabe destacar que los valores descritos son referenciales, puesto que las propiedades del material varían respecto a diversos factores, tales como:

- Fabricante del material
- Condiciones de almacenamiento del polvo y monómero
- Condiciones del entorno
- Proceso de mezcla
- Proceso de inyección
- Medicamentos adicionales
- Condiciones de almacenamiento del material procesado

Definidas las propiedades del material en el módulo de ANSYS, se realizaron las simulaciones para tres condiciones de sujeción del implante.

3.3.1 Análisis de sujeción mediante contacto rígido con el cráneo

En el primer caso se tiene una sujeción ideal del implante, el cual consiste en la unión fija entre la periferia del daño craneal junto con el implante y una carga distribuida en la zona central del implante (ver Figura 3.16), este caso es ideal debido a que el implante se apoya en esta zona y el hueso tiende a regenerarse en dirección al implante, sin embargo, esto sucede solamente si el implante se encuentra suministrado con un activo biorregenerador (Hidroxiapatita) que estimule al crecimiento del tejido óseo.

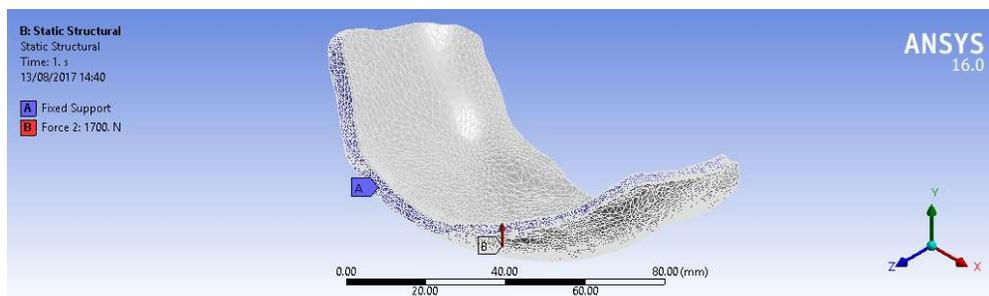


Figura 3.16. Condiciones iniciales – Caso 1

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Mediante este análisis, se determinó que para una fuerza de 1700 N, el implante fallaría por deformación plástica, conllevando a la rotura del mismo, esta fractura se daría en la zona central del implante, es decir, en la zona de la carga estática aplicada.

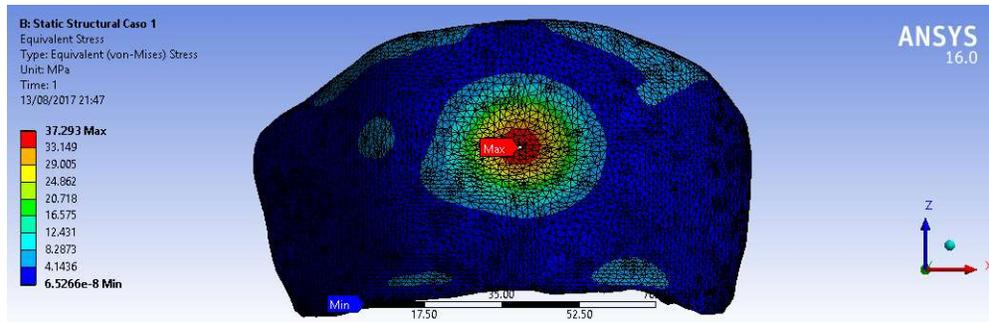


Figura 3.17. Esfuerzos equivalentes de Von Mises – Caso 1

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

En la zona de la carga aplicada, se obtiene un esfuerzo equivalente de Von Mises aproximado de 37.3 MPa, como se muestra en la Figura 3.17, y, disminuyendo el esfuerzo de forma radial desde esta zona.

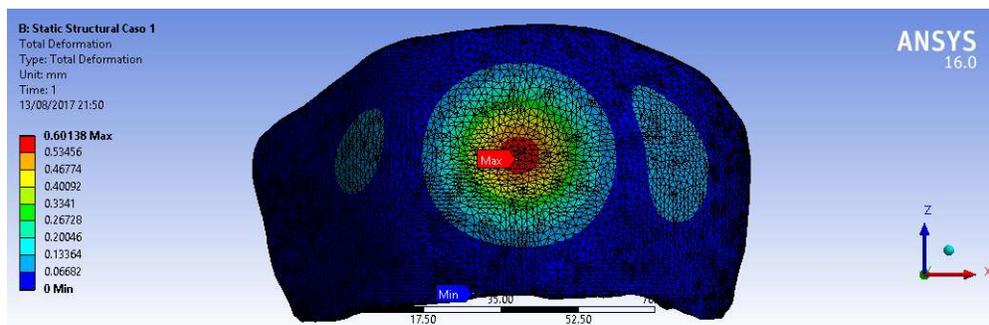


Figura 3.18. Deformación total – Caso 1

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia

La fractura de la pieza, se daría con una deformación total de 0.6 mm en compresión (Figura 3.18), debido a la magnitud (1700 N) y dirección de la fuerza aplicada, la cual otorga un factor de seguridad menor a 1 en esta zona (Figura 3.19).

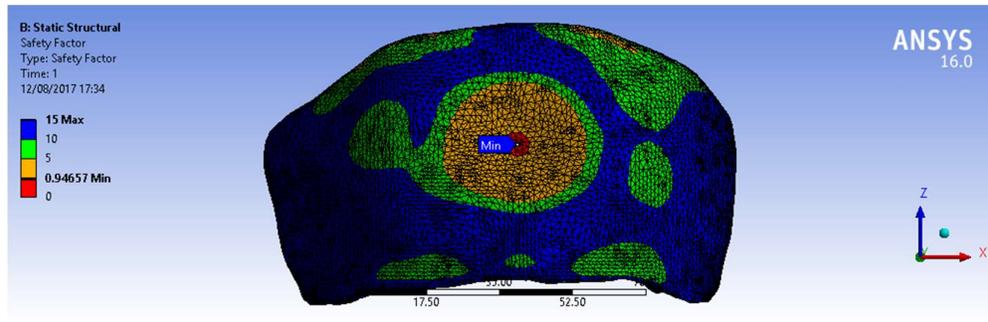


Figura 3.19. Factor de seguridad – Caso 1

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

3.3.2 Análisis de sujeción mediante tornillos de titanio

En el segundo caso se tiene una sujeción más cercana a la realidad, puesto que todo tipo de implante craneal está sujeto mediante tornillos de titanio al cráneo, debido a lo cual se configuró los agujeros en el implante como fijos y con un rango de fuerzas entre 100 y 1000 N (Figura 3.20).

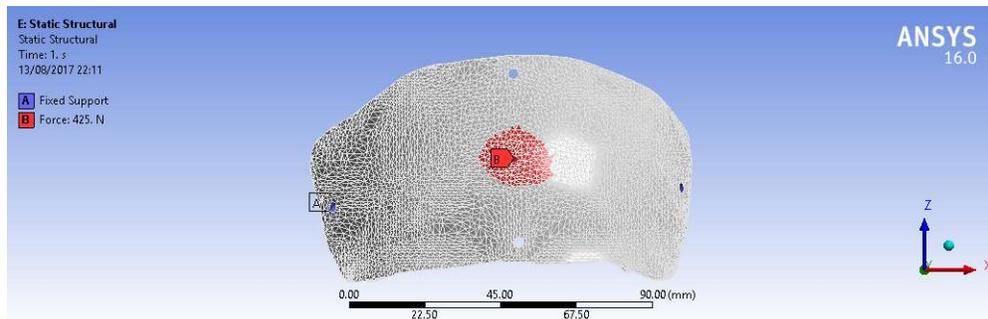


Figura 3.20. Condiciones iniciales – Caso 2

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

En la zona de la carga aplicada, se obtiene un esfuerzo equivalente de Von Mises de 11.5 MPa, disminuyendo de forma radial (Figura 3.21), sin embargo, en el agujero inferior del implante, alcanza a un esfuerzo aproximado de 37 MPa, debido a la concentración de esfuerzos que genera el propio agujero y a la proximidad de la carga, además, en los otros tres agujeros, se generan esfuerzos entre 6 y 11 MPa.

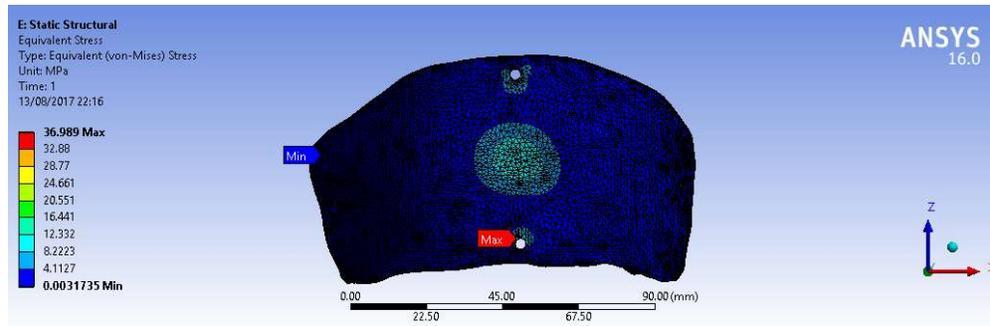


Figura 3.21. Esfuerzos equivalentes de Von Mises – Caso 2

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Las condiciones aplicadas en el sistema generan una deformación máxima de 0.2 mm en el lugar de la carga aplicada (Figura 3.22), disminuyendo radialmente a lo largo del implante, exceptuando la parte superior del mismo, en el cual se generan deformaciones debido a la geometría y a la falta de sujeciones en estas zonas.

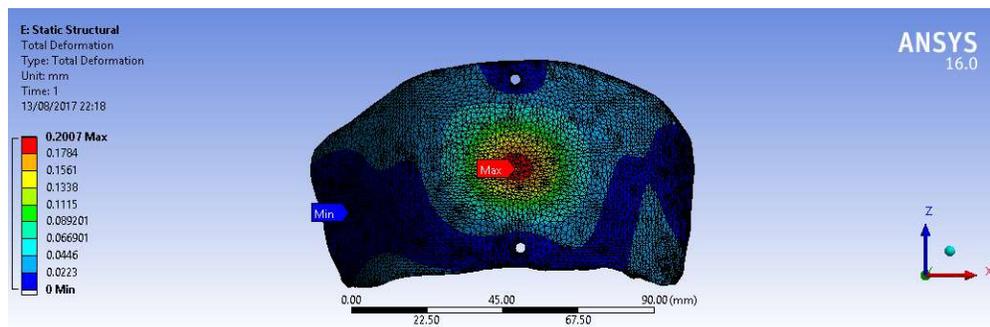


Figura 3.22. Deformación total – Caso 2

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Finalmente, se determina que la falla por deformación plástica del implante se daría con una fuerza aplicada de 425 N, dándose la rotura en el agujero de sujeción inferior, puesto que el factor de seguridad es menor a 1 en dicha zona (Figura 3.23), debido a los esfuerzos concentrados por los agujeros de sujeción.

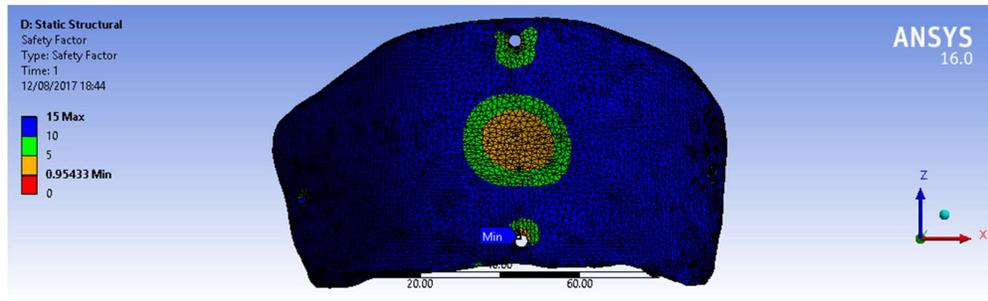


Figura 3.23. Factor de seguridad – Caso 2

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

3.3.3 Análisis de sujeción mediante tornillos de titanio y contacto simple con el cráneo

En el último caso, se tiene una combinación de los casos anteriores, es decir, con sujeciones en los agujeros y en la periferia del implante, sin embargo, este último con una variación, el soporte es simple mas no fijo (Figura 3.24) y con una carga distribuida entre 100 y 1000 N.

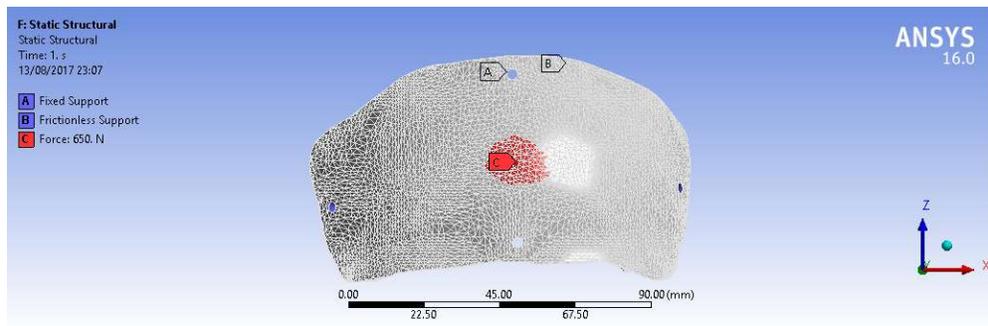


Figura 3.24. Condiciones iniciales – Caso 3

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

En la Figura 3.25 se muestran los esfuerzos equivalentes generados por las condiciones establecidas, otorgando un esfuerzo aproximado de 20.1 MPa en el lugar de aplicación de la carga, reduciendo radialmente, además, de un esfuerzo máximo de 35.9 MPa aproximadamente en el agujero inferior del implante, debido a la concentración de esfuerzos generada por el cambio brusco de sección en la pieza.

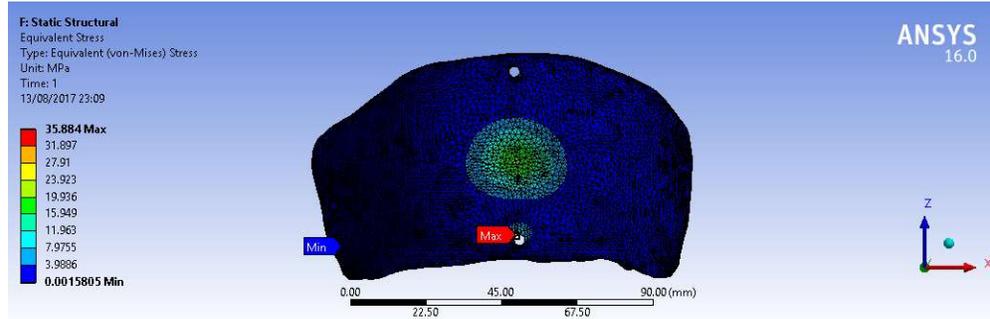


Figura 3.25. Esfuerzos equivalentes de Von Mises – Caso 3

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Las condiciones aplicadas generan una deformación máxima de 0.27 mm aproximadamente en el lugar de la aplicación de la carga (Figura 3.26), disminuyendo radialmente a lo largo del implante, a diferencia del caso anterior, las deformaciones no se extienden al extremo superior del implante, debido al apoyo simple que tiene la periferia de la pieza con el cráneo del paciente.

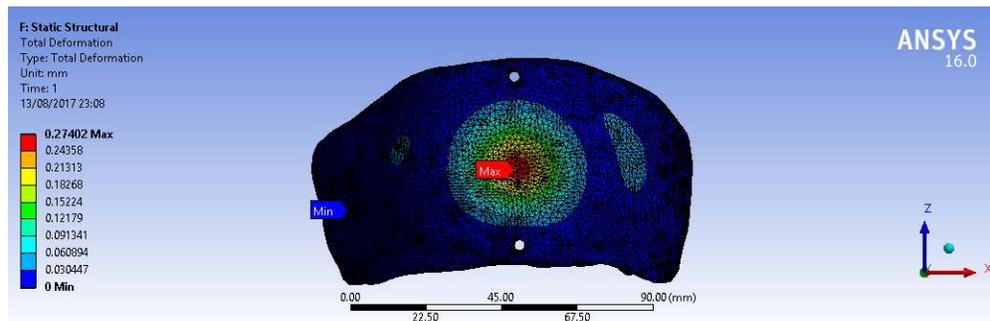


Figura 3.26. Deformación total – Caso 3

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Finalmente, se determina que debido a la fuerza aplicada y al concentrador de esfuerzos generados por los agujeros de sujeción, el implante fallaría por deformación plástica con una carga estática de 650 N, esta falla se realizaría en el agujero inferior de la pieza, debido al factor de seguridad menor a 1 obtenido (Figura 3.27).

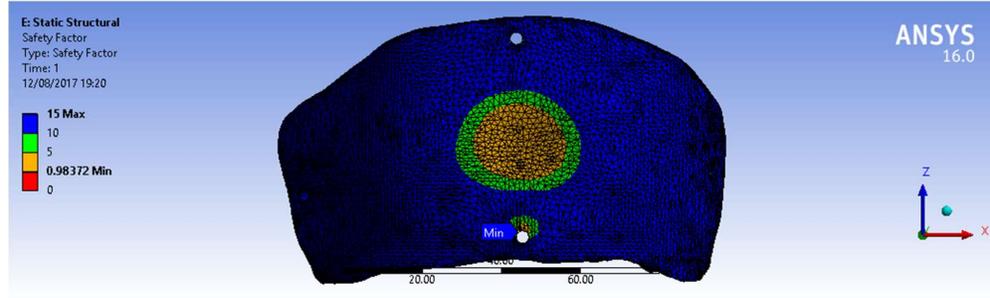


Figura 3.27. Factor de seguridad – Caso 3

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

3.4 Análisis de Costos

Para la construcción del prototipo de la máquina inyectora se utilizó acero inoxidable 304 para todas las partes en contacto con el PMMA, y para las partes restantes, aluminio. La materia prima necesaria para la fabricación de la inyectora se describe en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1. Costo de materia prima

COSTO DE MATERIA PRIMA						
Pieza	Cantidad	Material	Masa (kg)	Costo material (\$/kg)	Costo unitario (\$)	Costo total (\$)
Recipiente	1	Acero inoxidable	1,27303	3,16	4,02	4,02
Pistón	1	Acero inoxidable	1,01688	4	4,50	4,50
Eslabón menor	2	Acero inoxidable	0,03503	3,16	0,11	0,22
Eslabón mayor	1	Acero inoxidable	0,3395	3,16	1,07	1,07
Soporte recipiente	1	Acero inoxidable	0,67962	3,16	2,15	2,15
Soporte torre-recipiente	1	Acero inoxidable	0,549	3,16	1,73	1,73
Soporte pistón	1	Acero inoxidable	0,24305	3,16	0,77	0,77
Soporte superior pistón	1	Acero inoxidable	0,11756	3,16	0,37	0,37

Oreja eslabón menor	1	Acero inoxidable	0,0101	3,16	0,03	0,03
Platina exterior molde	2	Acero inoxidable	0,57597	3,16	1,82	3,64
Platina interior molde	2	Acero inoxidable	0,58578	3,16	1,85	3,70
Eje mezclador	1	Acero inoxidable	0,04624	4	0,18	0,18
Mezclador	1	Acero inoxidable	0,11665	3,16	0,37	0,37
Tapa mezclador	1	Acero inoxidable	0,215	3,16	0,68	0,68
Torre de inyección	1	Aluminio	0,73681	3,37	2,48	2,48
Torre de mezcla	1	Aluminio	0,76477	3,37	2,58	2,58
Base	1	Aluminio	3,93558	3,37	13,26	13,26
TOTAL						41,77

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

En la Tabla 3.1 se detalla cada pieza a fabricar, su respectivo material (acero inoxidable o aluminio), su masa en kg, el precio de la materia prima por kg y el costo total por cada pieza. Sumando el costo por pieza obtenemos el costo total de materia prima.

Para la fabricación de la máquina también se utilizaron suministros que permiten su funcionalidad, cuyos costos se describen en la Tabla 3.2. Además, hay que tomar en cuenta en el rubro de costos lo utilizado en fungibles, como la soldadura (Tabla 3.3).

Tabla 3.2. Costo de suministros

COSTOS DE SUMINISTROS				
Pieza	cantidad	material	costo unitario	costo total
Rodamiento	2	acero inoxidable	4,6	\$ 9,20
Motor, acople y base	1	_____	_____	\$ 150,00
Riel	1	Aluminio	60	\$ 60,00
PERNOS 1/4" X 1" INOX.	6	acero inoxidable	\$ 1,20	\$ 7,20
PERNOS 1/2" X 1" INOX.	6	acero inoxidable	\$ 2,30	\$ 13,80
PERNOS 5/8 X 2" INOX.	2	acero inoxidable	\$ 2,90	\$ 5,80
TOTAL				\$ 246,00

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Tabla 3.3. Costo de fungibles

COSTO DE FUNGIBLES			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario	Costo total
ALAMBRE DE APORTE TIG 305 L	3	\$ 16,00	\$ 48,00

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Por lo tanto, los costos por material utilizado son los siguientes:

Tabla 3.4. Costo de materiales

COSTO DE MATERIALES	
Costo de materia prima	\$ 41,77
Costo de suministros	\$ 246,00
Costo de fungibles	\$ 48,00
TOTAL	\$ 335,77

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Los costos por mano de obra fueron calculados según las horas de trabajo del personal, el trabajo realizado y la remuneración por hora. La construcción de la máquina tuvo una duración de aproximadamente 3 semanas. Estos costos se detallan en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5. Costos por Mano de Obra

MANO DE OBRA				
Personal	Trabajo realizado	Horas trabajadas	Remuneración por hora	Costo por trabajador
Cortador	Cortes en General	48	\$4,38	\$210,24
Tornero	Maquinado de piezas	80	\$4,38	\$350,04
Soldador	Soldadura de partes	64	\$4,38	\$280,03
TOTAL				\$840,30

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

Finalmente, se obtuvo un costo total de fabricación sumando el costo de materiales y el costo por mano de obra como se observa en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6. Costo total de fabricación

COSTO DE FABRICACIÓN	
Costos por material	\$ 335,77
Costos mano de obra	\$ 840,30
TOTAL	\$ 1.176,07

Fuente: Cedeño, Núñez, 2017

Elaboración propia.

CAPÍTULO 4

4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El presente trabajo busca implementar un nuevo método para la fabricación de implantes craneales de bajo costo, en donde la precisión de la pieza y la porosidad del material son características críticas para la óptima elaboración de estos implantes. Reemplazando el método tradicional de moldeo manual, en donde las piezas realizadas no son precisas, siendo incluso rechazadas por el organismo del paciente.

Los implantes fabricados mediante PMMA son más económicos que los elaborados por titanio, siendo asequibles para personas de bajos recursos, ofreciendo, además, un producto con propiedades mecánicas óptimas y geometría precisa, con la finalidad de mejorar la calidad de vida de las personas que requieran de este tipo de implantes.

La implementación de la inyectora de PMMA busca mejorar la elaboración de estos implantes, puesto que, con la presión necesaria, se logra compactar de mejor manera el material y reducir los atrapamientos de aire en ella, incrementando en gran medida las propiedades del implante final.

Cabe destacar que, mediante las simulaciones mecánicas realizadas a las partes más críticas de la máquina inyectora, se obtuvo un factor de seguridad estático mayor al límite dado por el software ANSYS y al ser este valor considerablemente alto, si las piezas analizadas son sometidas a fatiga, se puede asegurar que la máquina no fallará.

4.1 Conclusiones

El presente proyecto fue desarrollado con el objetivo de diseñar y construir una máquina para inyección manual de PMMA en moldes elaborados por medio de impresión 3D. Para cumplir con este objetivo general, mediante una exhaustiva investigación y pruebas de inyección, se determinó que a

una temperatura de refrigeración de aproximadamente 4 a 6 °C la viscosidad del cemento óseo disminuye, facilitando el proceso de inyección.

Además, se realizó el diseño mecánico de la máquina, así como también el diseño del molde de tres casos clínicos. La metodología de diseño desarrollada en el capítulo 2 muestra paso a paso el proceso realizado para ambos casos (diseño de la máquina y diseño del molde). El proceso de mezcla consta de un mezclador tipo ancla accionado por un motor de paso Nema 23. Se realizó también en el capítulo 2 el cálculo de la presión de inyección con el fin de obtener la fuerza manual a aplicar durante el proceso de inyección.

Las porosidades en el material se vieron reducidas debido al método de mezcla seleccionado, la mezcla al vacío, ya que, debido a la ausencia de contacto con el oxígeno durante la preparación del material, se reducen circunstancialmente las porosidades. La precisión del implante se verificó mediante el empleo de un calibrador electrónico, dando resultados de variaciones entre el diseño CAD y la pieza fabricada entre 0.05 y 1 mm.

En el capítulo 3 se analizaron las simulaciones mecánicas realizadas, comprobando que la máquina tendrá un buen funcionamiento y no fallará al ser sometida a fatiga. En este capítulo, se realizó el análisis de costos del prototipo fabricado, detallando los costos de la materia prima utilizada, suministros, fungibles y mano de obra, los mismos que sumados dan un total de \$1176,07 por costo de fabricación.

Mediante la fabricación de implantes utilizando la máquina inyectora, las propiedades de los implantes son mejoradas, incrementando la calidad de los mismos. Además, el proceso es realizado previo a la cirugía, al contrario de las técnicas actuales donde el implante es fabricado al momento de la cirugía, disminuyendo riesgos y complicaciones durante la operación.

Finalmente, se desarrolló un implante según los requerimientos del paciente, el cual fue fabricado con mayor precisión y menor porosidad en comparación a una fabricación manual.

4.2 Recomendaciones

Para el correcto funcionamiento de la máquina y para garantizar la calidad del implante se recomienda lo siguiente:

- Mantener el monómero en refrigeración durante al menos 24 horas previo al proceso de inyección.
- Aplicar vaselina al molde para evitar que el PMMA se adhiera a las paredes del molde, complicando la extracción del implante.
- Utilizar guantes durante el proceso de fabricación del molde.
- Controlar los tiempos de mezcla, espera y endurecimiento del PMMA durante la fabricación de los implantes.
- Esterilizar las piezas que están en contacto con el material como el contenedor y el mezclador, para evitar cualquier posible contaminación.
- Al momento de diseñar el molde, evitar que los implantes tengan curvaturas muy pronunciadas dado que el proceso de fabricación del molde se dificulta.
- Realizar caracterizaciones mecánicas de las piezas fabricadas con la máquina para validar sus propiedades mecánicas bajo la norma ISO 5833, ya que el funcionamiento fue verificado y validado durante el presente trabajo de graduación.
- Adecuar un limpiador que se adapte a la forma del recipiente de inyección y que pueda ser conectado al motor para que al girar, limpie automáticamente el recipiente al final de proceso de inyección.

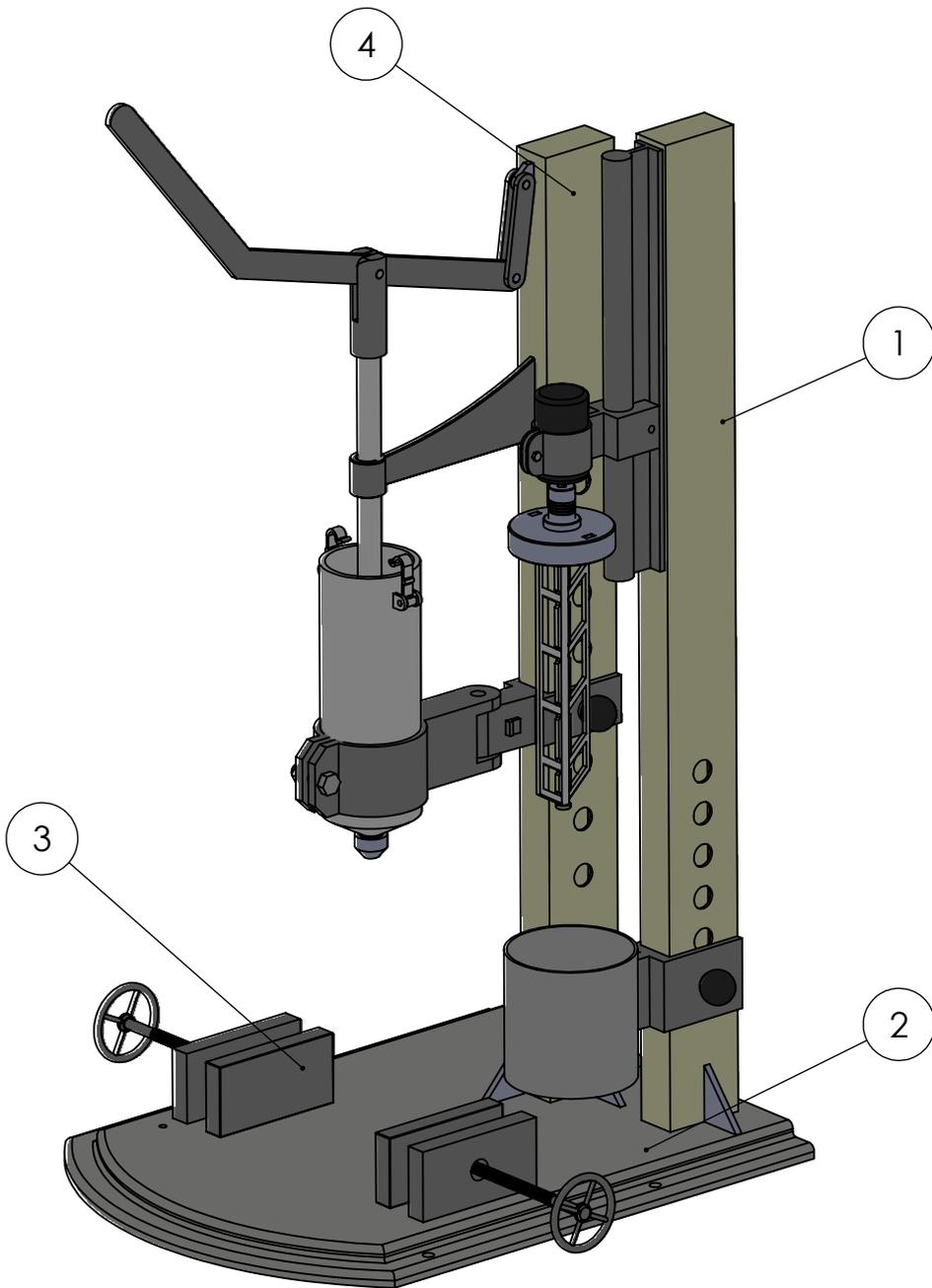
BIBLIOGRAFÍA

- Anchor Institute. (2010). *Process Engineering: Agitation and Mixing*.
- Aydin, S., Kucukyuruk, B., Abuzayed, B., Aydin, S., & Zihni Sanus, G. (2011). Cranioplasty: Review of materials and techniques. *Journal of Neurosciences in Rural Practice*, 162-167. doi:10.4103/0976-3147.83584
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (n.d.). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (8va ed.). Mc Graw Hill.
- Dunne, N. J., & Orr, J. F. (1998). *Flow characteristics of curing polymethyl metacrylate bone cement*.
- Enterprises, P. (2013). Preparation and safe use of PMMA bone cement. *Striker*.
- Farrar, D., & Rose, J. (2001). *Rheological properties of PMMA bone cements during curing*.
- Garrett, M., & Spetzler, R. (2014). Craniectomy. *Encyclopedia of the Neurological Sciences*, 1, 889. doi:10.1016/B978-0-12-385157-4.00736-3
- Hosseinzadeh, H., Masoudi, A., & Shahi, A. (2015). *The Acrylic Bone Cement in Arthroplasty*.
- Johns Hopkins Medicine. (n.d.). *Cranioplasty*. Retrieved Mayo 28, 2017, from Johns Hopkins Medicine: http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/neurological/cranioplasty_22,Cranioplasty/
- Kazmer, D. (2007). *Injection Molding Design Engineering*.
- Lee, C. (2005). Properties of Bone Cement: The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement. In S. Breusch, & H. Malchau, *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice* (pp. 60-66). Edinburgh: Springer.
- Lee, C. (2015). *Properties of bone cement: the mechanical properties of PMMA bone cement*.
- Norton. (2011). *Diseño de máquinas. Un enfoque integrado*. (Cuarta ed.).
- Pieter, T. (2015). *Properties of Bone Cement: testing and performance of bone cement*.
- Promoco. (n.d.). *Hybrid Stepper motor: General specifications*.
- Saha, S., & Pal, S. (1983). *Mechanical properties of bone cement: A Review*.

- Saint Luke's Health System. (n.d.). *Craniectomy*. Retrieved Mayo 28, 2017, from Saint Luke's Health System: <https://www.saintlukeshealthsystem.org/health-library/craniectomy>
- Sullivan, S. J. (2006). *Influence of Initial Component Temperature on the Apparent viscosity and handling characteristics of Acrylic (PMMA) bone cement*.
- University of Rochester Medical Center [URCM]. (n.d.). *UR Neurosurgery: For Patients*. Retrieved Mayo 28, 2017, from UR Medicine: <https://www.urmc.rochester.edu/neurosurgery/for-patients/treatments/craniectomy.aspx>
- Ventoso. (2012, marzo 19). *Quironautas*. (Ventoso, Editor) Retrieved from <https://quironautas.com/2012/03/19/cimientos-de-la-cementacion-quirurgica-parte-i/>
- Walicki, E. (1995). *Pressure drop in conical flow of molten metal*.
- Zasler, N., Katz, D., & Zafonte, R. (2007). *Brain injury medicine: Principles and practice*. New York: Demos.

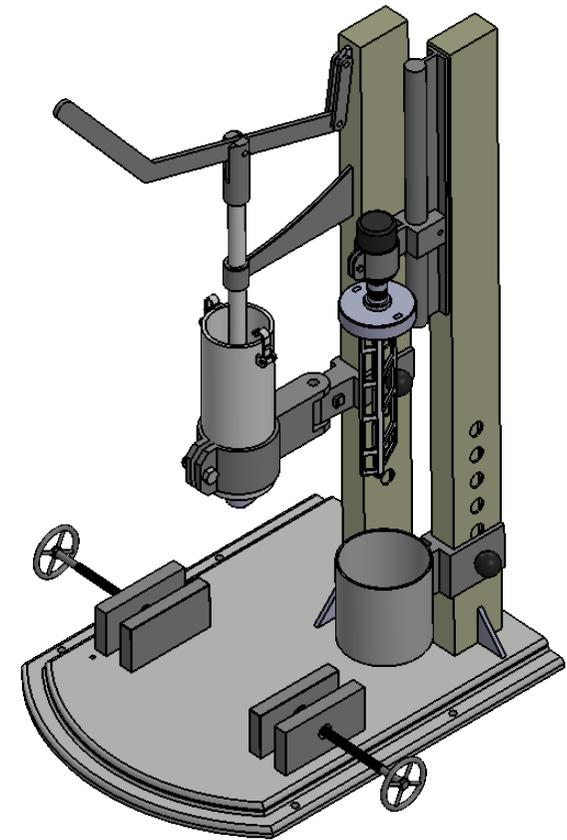
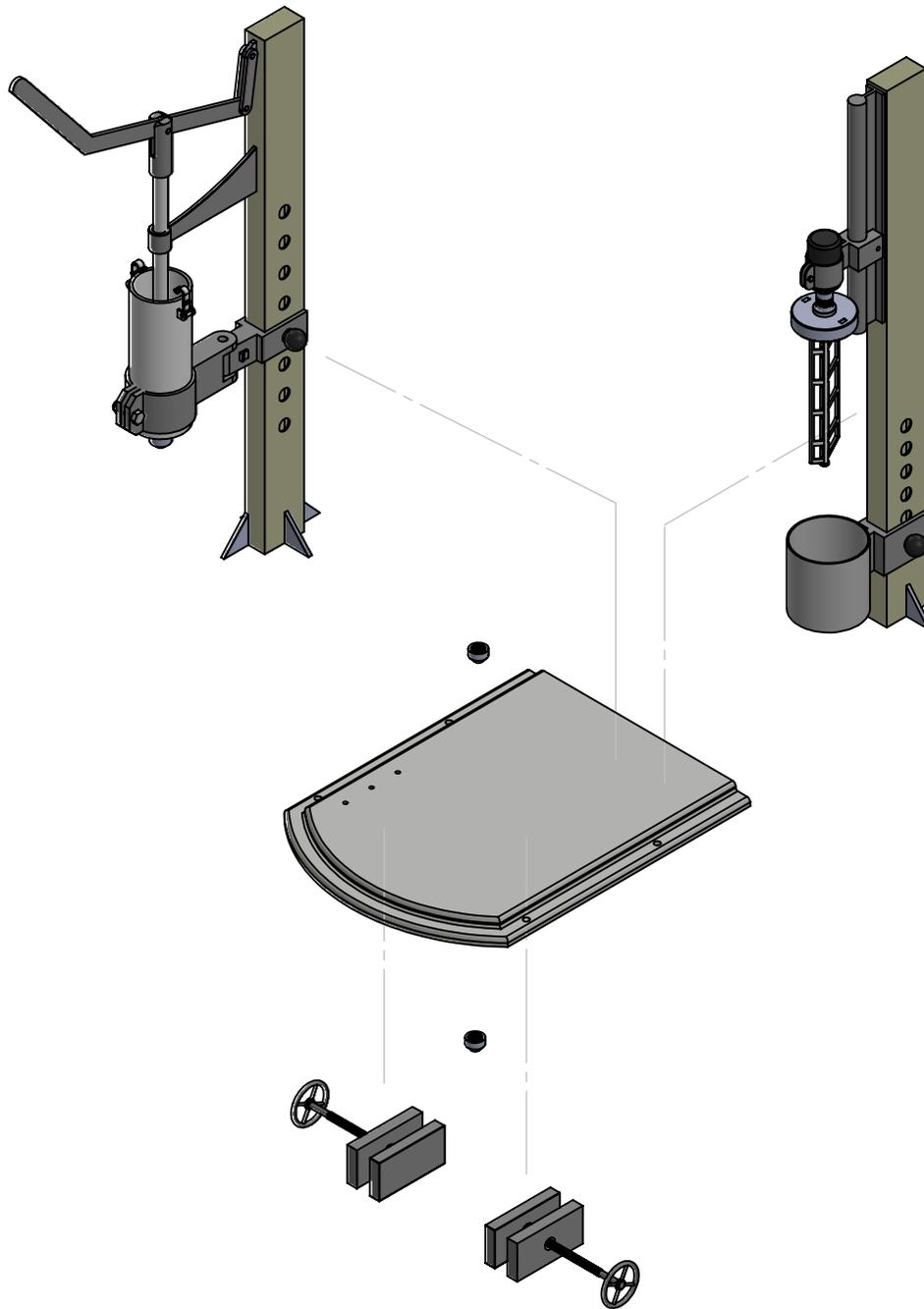
APÉNDICES

APÉNDICE A
Planos Esquemáticos

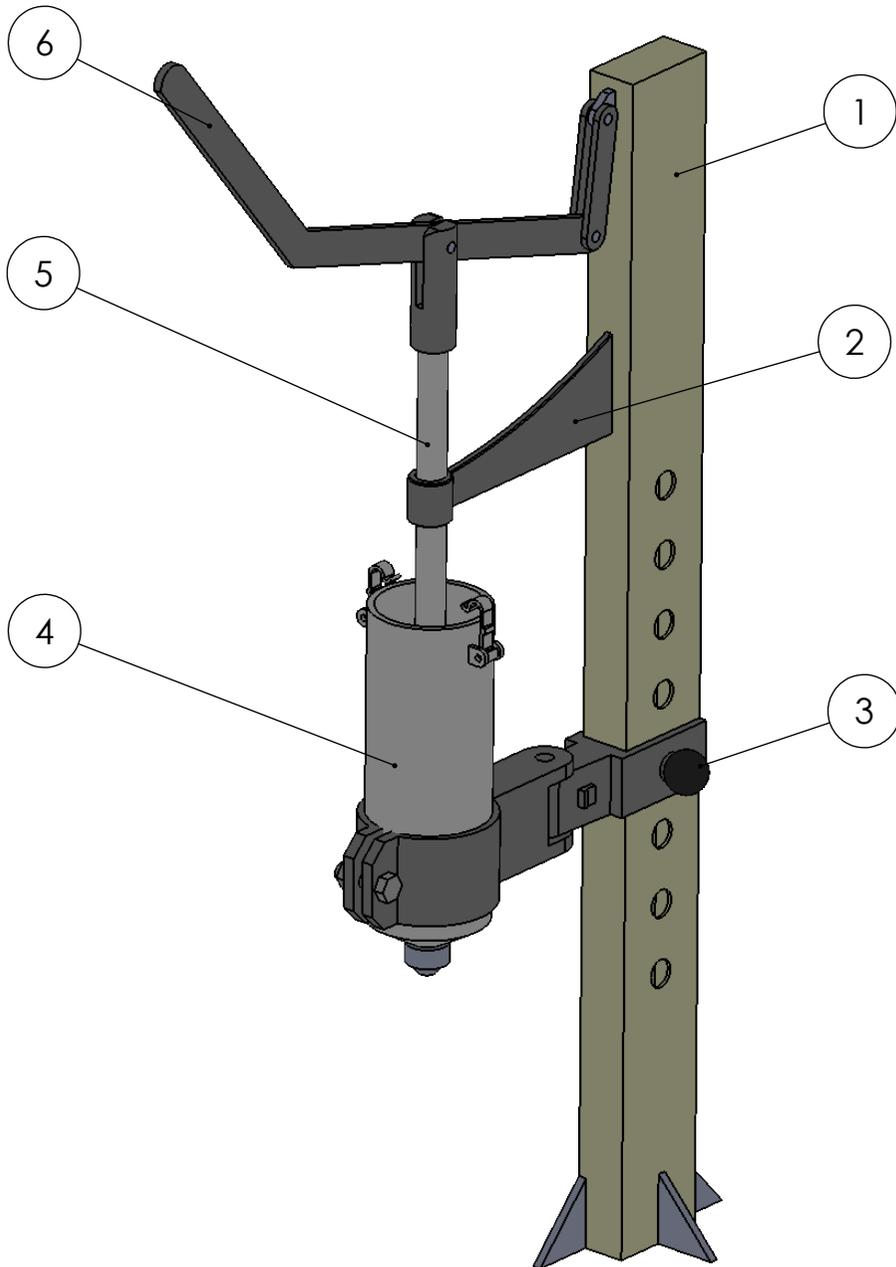


Nº DE ELEMENTO	DESCRIPCION
1	TORRE DE MEZCLA
2	BASES
3	SISTEMA DE SUJECION
4	TORRE DE INYECCION

				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
NOMBRE DIBUJ. CEDEÑO JOHANNA DIBUJ. NUÑEZ LUIS VERIF. APROB.		FECHA 20-02-2017 20-02-2017		CONJUNTO: MAQUINA INYECTORA	
MATERIAL: PLANO GENERAL		TITULO: ENSAMBLE GENERAL		A4 1	
ESCALA: 1:5				HOJA 1 DE 1	

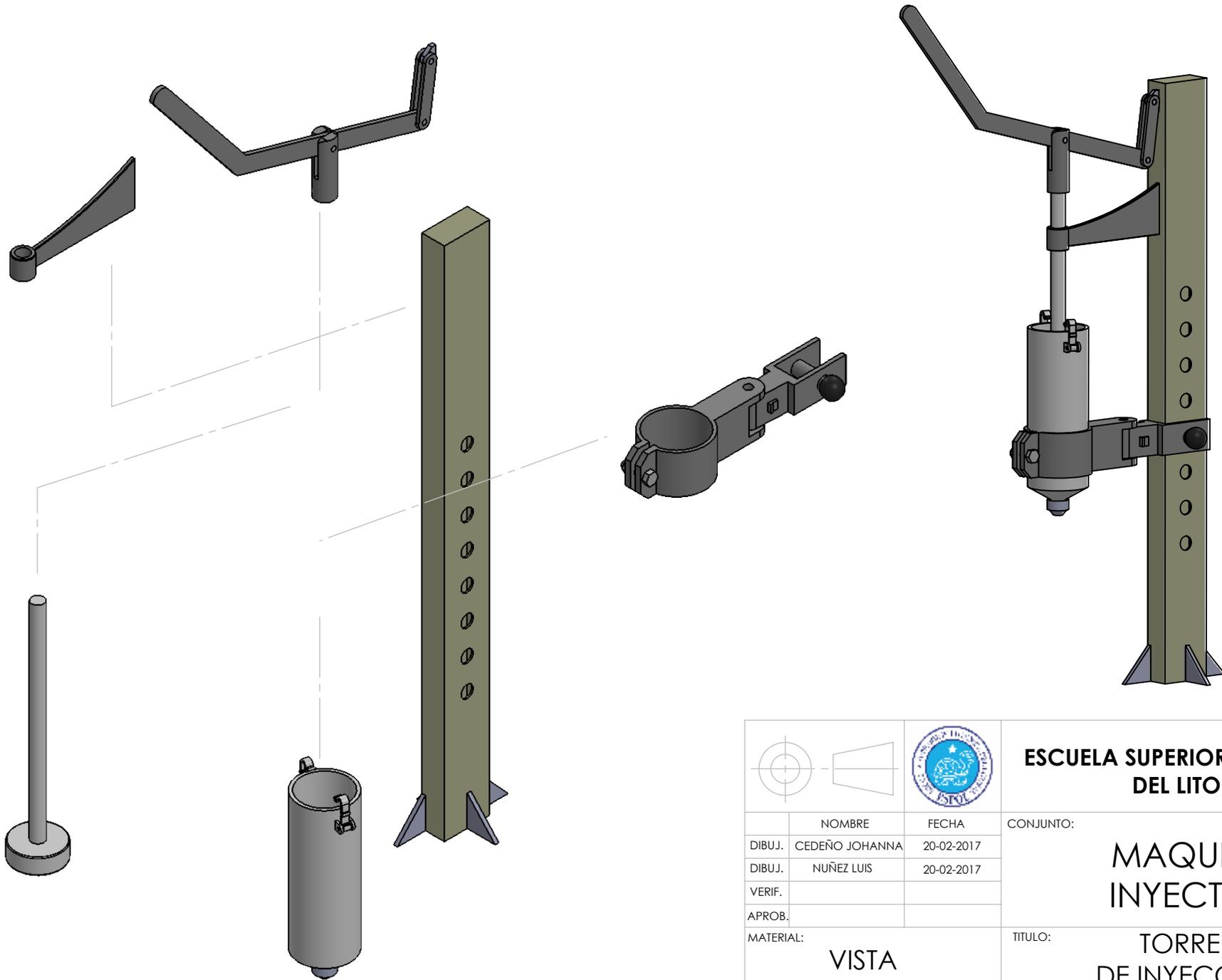


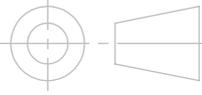
 				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.			TITULO:		
MATERIAL:			ENSAMBLE GENERAL		A4
VISTA EXPLOSIONADA			GENERAL		2
			ESCALA: 1:5		HOJA 1 DE 1

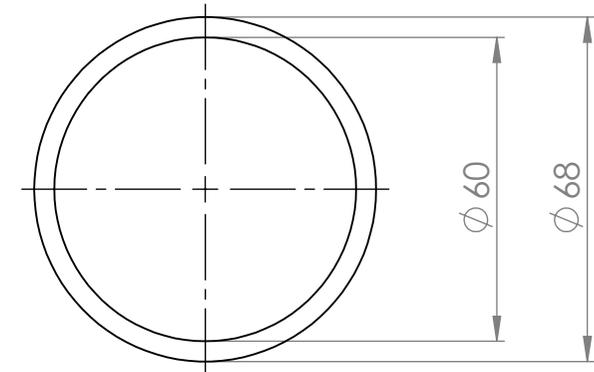
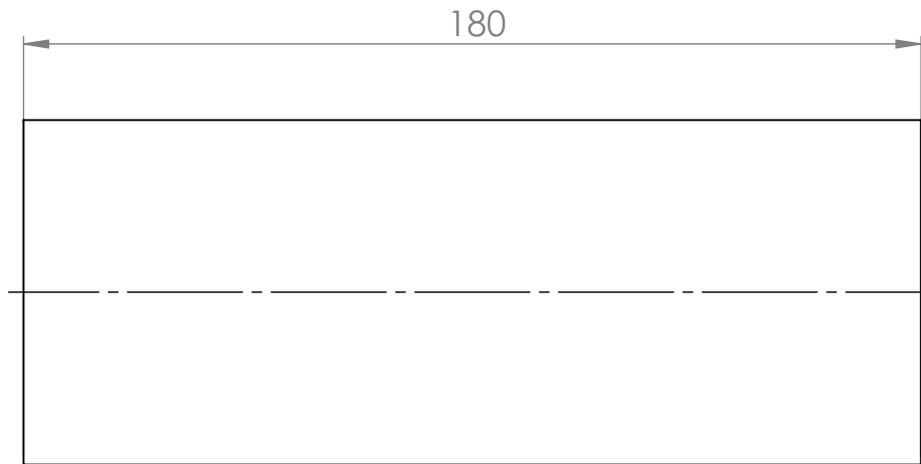


Nº DE ELEMENTO	DESCRIPCION	CANT.	MATERIAL
1	COLUMNA	1	ACERO INOX. L304
2	GUIA	1	ACERO INOX. L316
3	BRAZO SOPORTE	1	ACERO INOX. L304
4	CILINDRO DE INYECCION	1	ACERO INOX. L316
5	VASTAGO DE INYECCION	1	ACERO INOX. L316
6	PALANCA DE INYECCION	1	ACERO INOX. L316

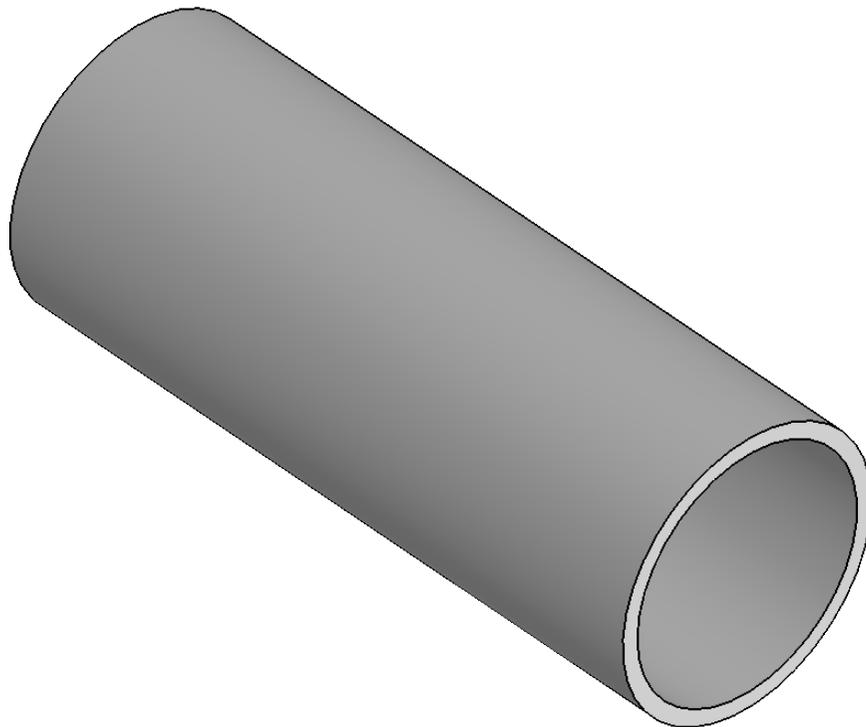
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL		
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	TORRE DE INYECCION	A4
PLANO GENERAL					3
ESCALA: 1:4				HOJA 1 DE 1	



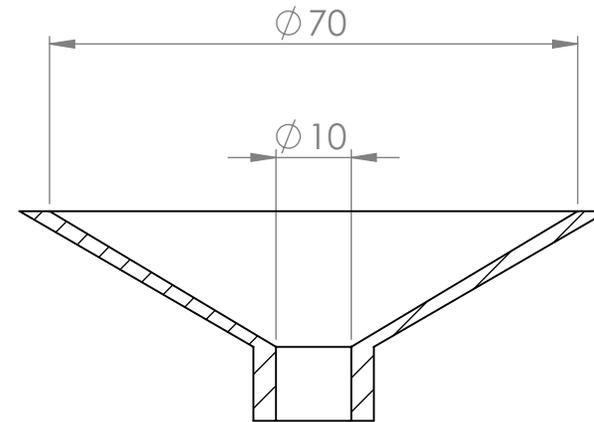
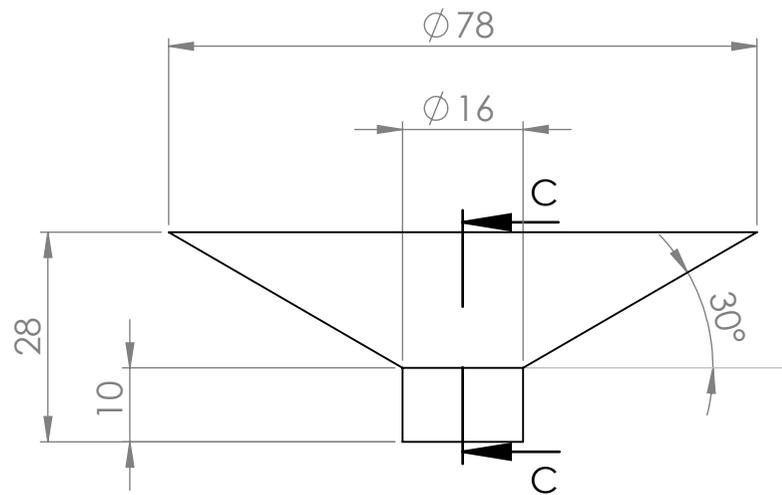
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	TORRE DE INYECCION	A4 4
VISTA EXPLOSIONADA			ESCALA: 1:5	HOJA 1 DE 1	



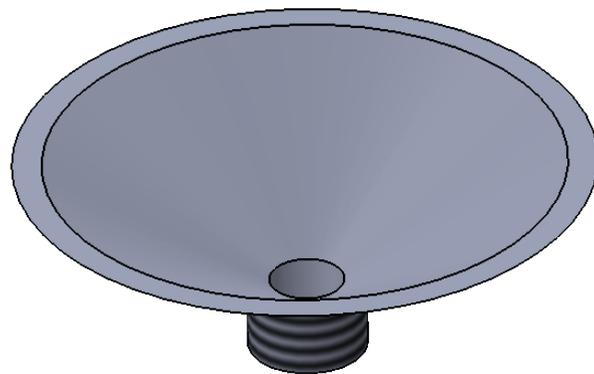
**TUBERIA INOXIDABLE
NPS 2-1/2" SCH 40**

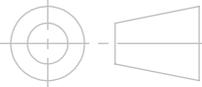


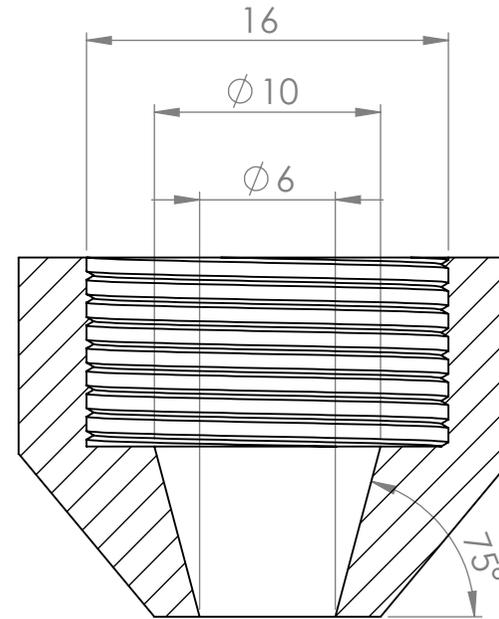
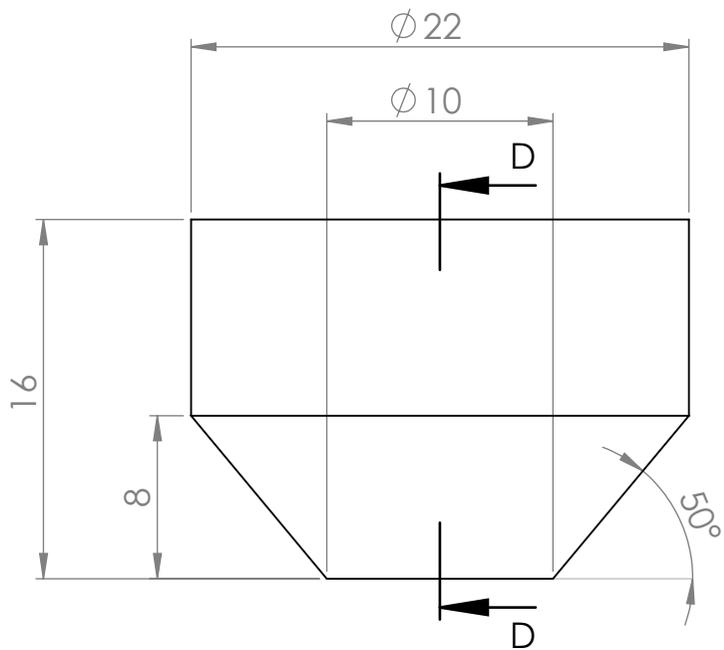
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017		
VERIF.				
APROB.				
MATERIAL:			TITULO:	A4
ACERO INOX L316			CILINDRO	5
			ESCALA: 1:2	HOJA 1 DE 1



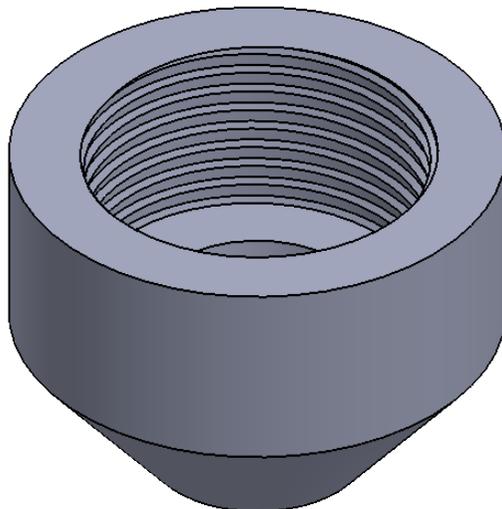
**SECCIÓN C-C
ESCALA 1 : 1**

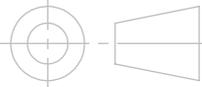


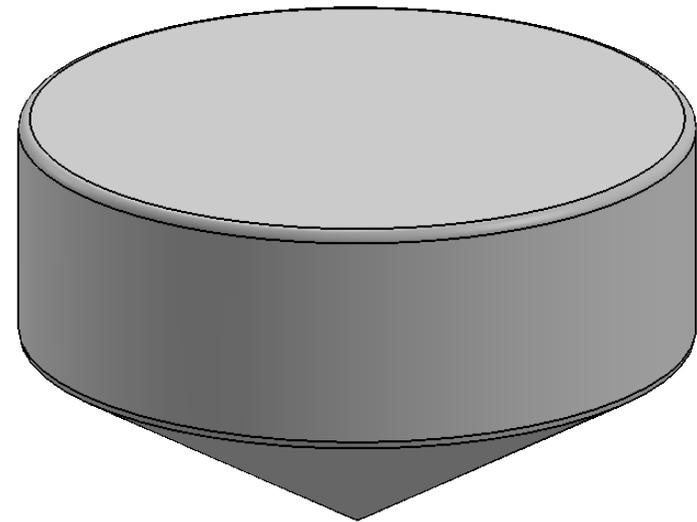
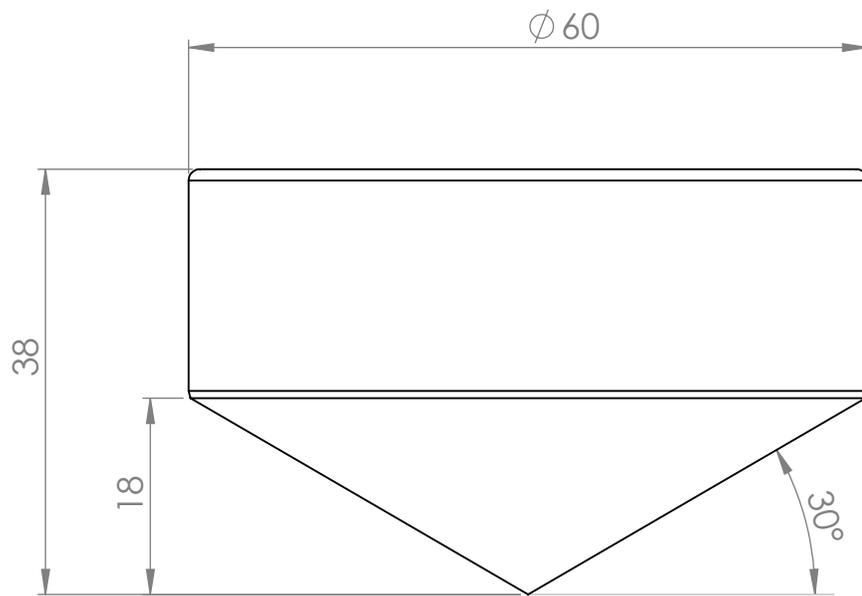
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	CONO	
ACERO INOX L316			ESCALA: 1:1		
				HOJA 1 DE 1	



SECCIÓN D-D
ESCALA 3 : 1

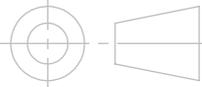


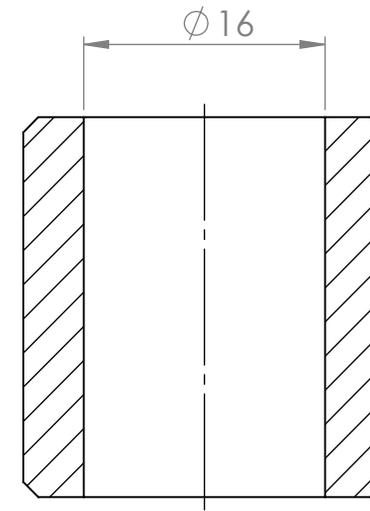
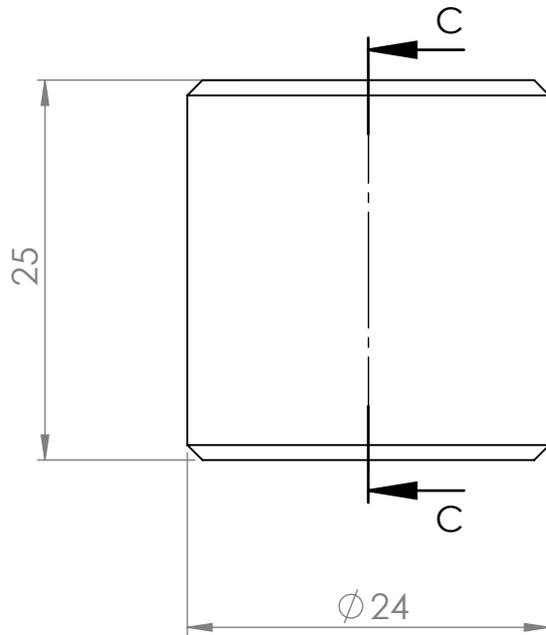
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	BOQUILLA	
ACERO INOX L316					
			ESCALA: 3:1	HOJA 1 DE 1	



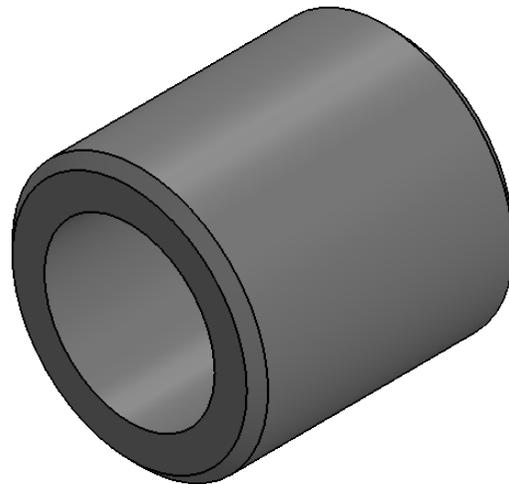
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL			
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:				
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA				
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017					
VERIF.							
APROB.							
MATERIAL:			TITULO:	EMBOLO			
ACERO INOX L316							
			ESCALA: 1,5:1	<table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td style="text-align: center;">A4</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">8</td> </tr> </table>		A4	8
A4							
8							
			HOJA 1 DE 1				



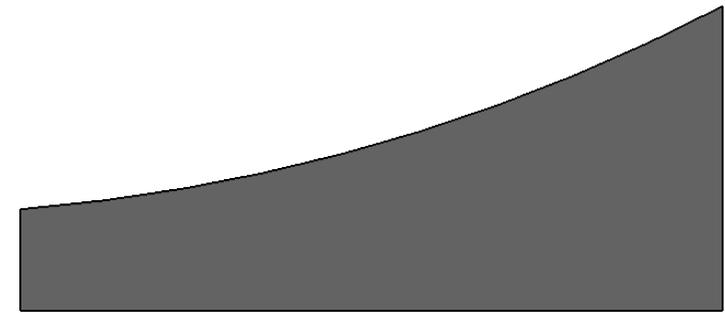
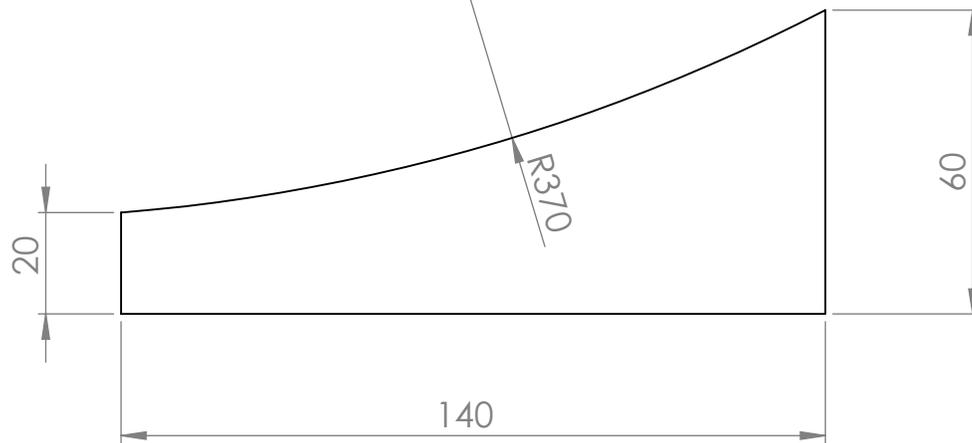
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL			
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:				
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA				
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017					
VERIF.							
APROB.							
MATERIAL:			TITULO:	PISTON			
ACERO INOX L316							
			ESCALA: 1:1,5	<table border="1" style="margin-left: auto;"> <tr> <td style="text-align: center;">A4</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">9</td> </tr> </table>		A4	9
A4							
9							
			HOJA 1 DE 1				



SECCIÓN C-C

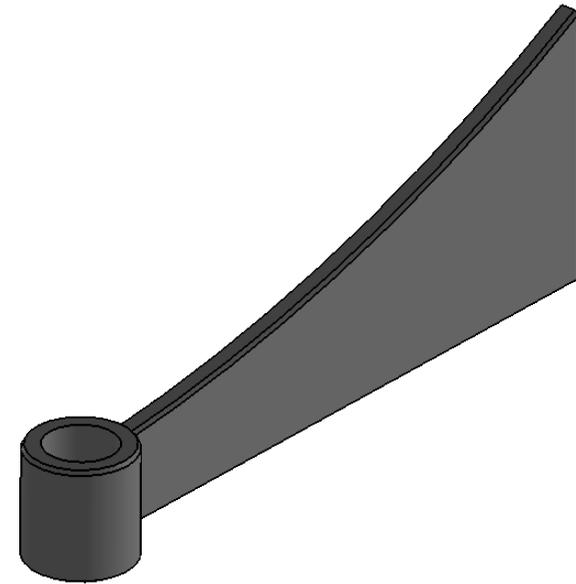
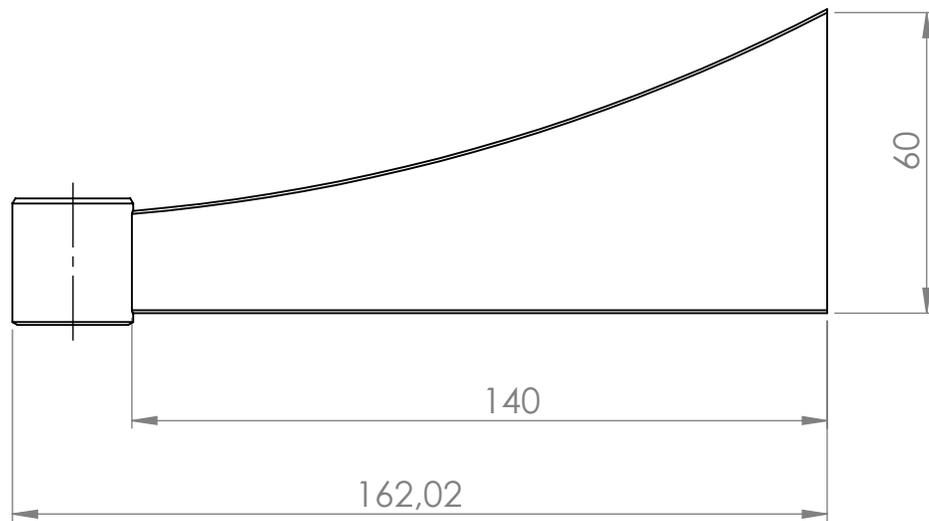


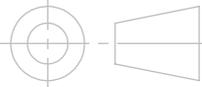
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:		
ACERO INOX L316			BOCIN	A4 10	
			ESCALA: 2:1	HOJA 1 DE 1	

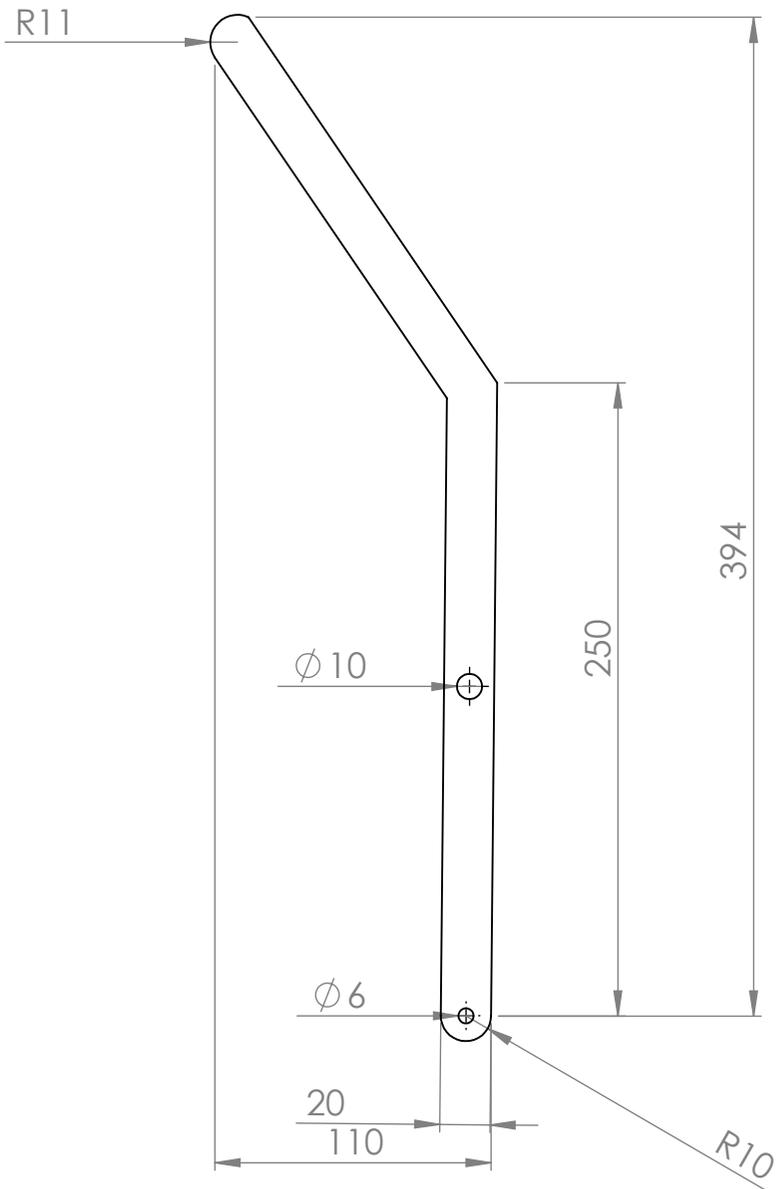


ESPESOR: 6 mm.
CANTIDAD: 1

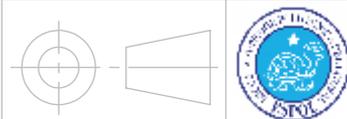
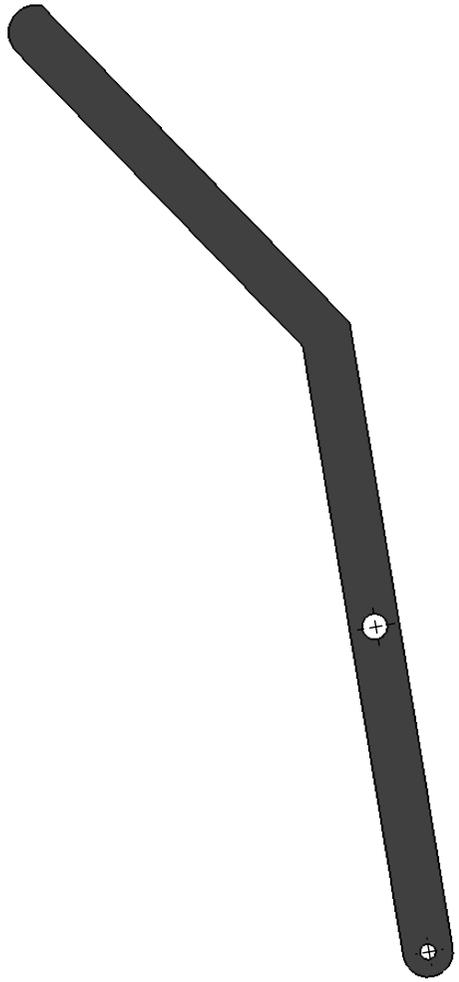
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:		
ACERO INOX L316			BRAZO	A4 11	
			ESCALA: 1:1,5	HOJA 1 DE 1	



				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	A4 12	
ACERO INOX L316			BRAZO PISTON ARMADO		
			ESCALA: 1:1,5	HOJA 1 DE 1	



ESPESOR: 8 mm.
CANTIDAD: 1



**ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA
 DEL LITORAL**

	NOMBRE	FECHA
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017
VERIF.		
APROB.		

CONJUNTO:
**MAQUINA
 INYECTORA**

MATERIAL:
**ACERO INOX
 L316**

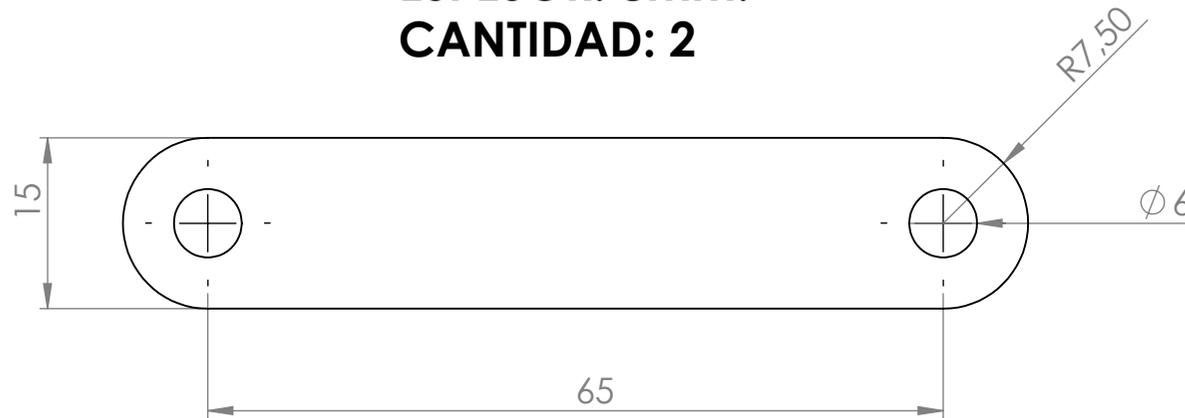
TITULO:
ESLABON MAYOR

**A4
 13**

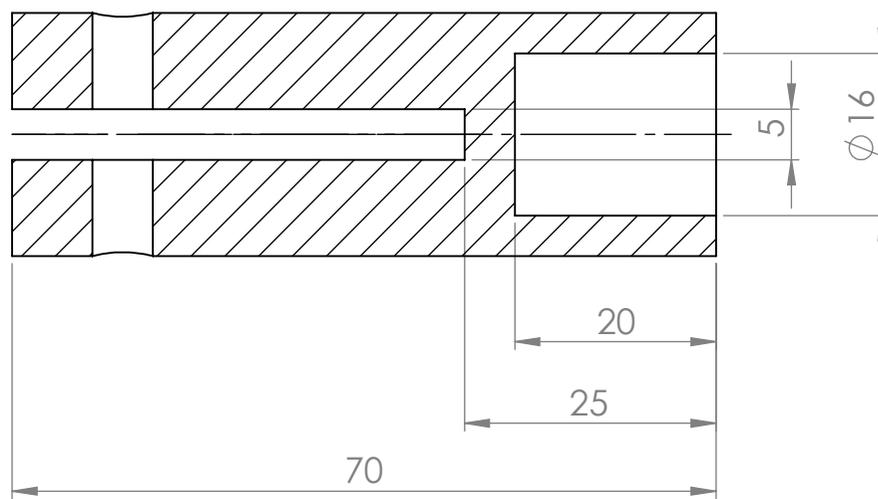
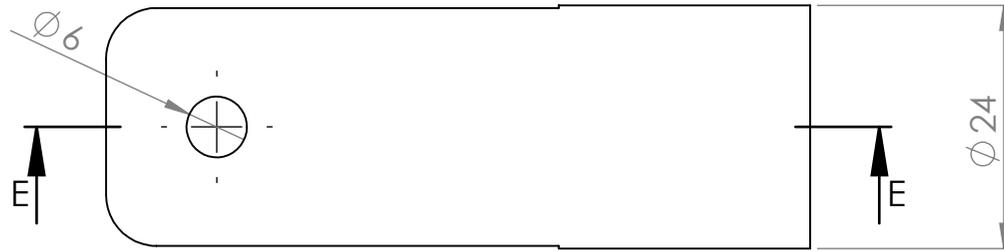
ESCALA: 1:3

HOJA 1 DE 1

**ESPESOR: 8mm.
CANTIDAD: 2**

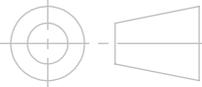
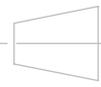


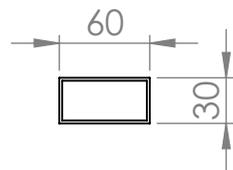
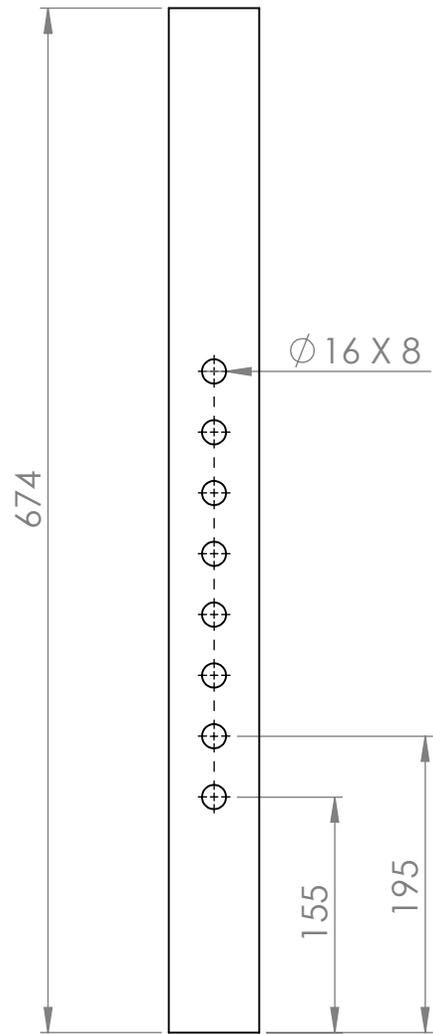
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL			
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:			
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA			
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017				
VERIF.						
APROB.			TITULO:			
MATERIAL:			ESLABON MENOR			
ACERO INOX L316			ESCALA: 1,5:1	<table border="1"> <tr> <td>A4</td> </tr> <tr> <td>14</td> </tr> </table>	A4	14
A4						
14						
			HOJA 1 DE 1			



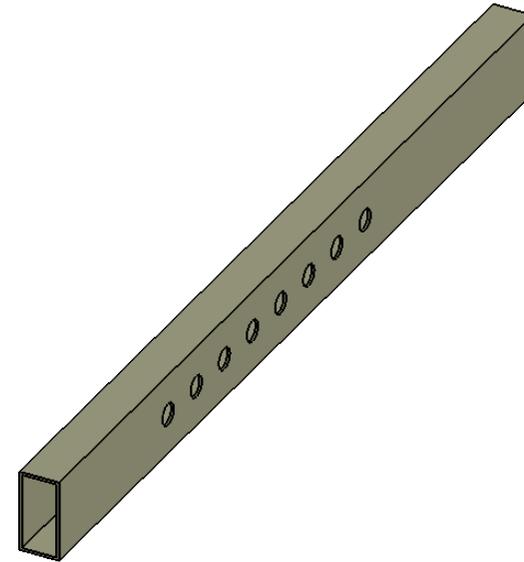
SECCIÓN E-E



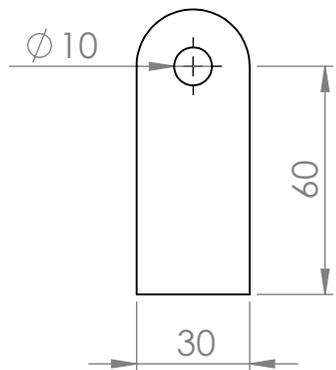
 				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
NOMBRE		FECHA		CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017		MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.				TITULO:	
MATERIAL:		ACERO INOX L316		ACOPLE	
ESCALA: 1:0,75				A4 15	
				HOJA 1 DE 1	



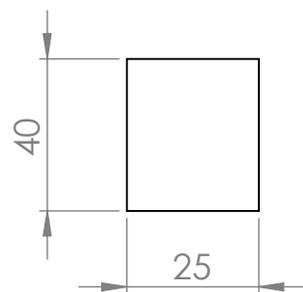
**TUBO RECTANGULAR
ESPESOR: 4 mm.**



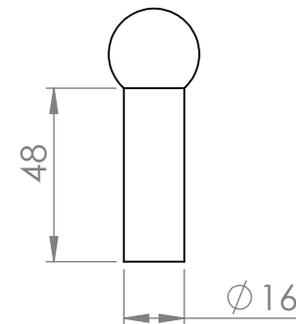
 				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
NOMBRE		FECHA		CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017		MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:				TITULO:	
ACERO INOX L304				COLUMNA DE INYECCION	
				A4	
				16	
ESCALA: 1:5				HOJA 1 DE 1	



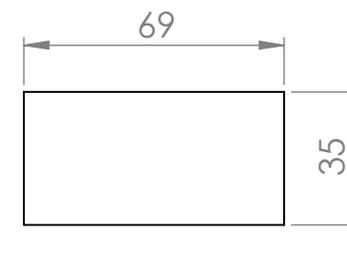
1 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPESOR: 8 mm.



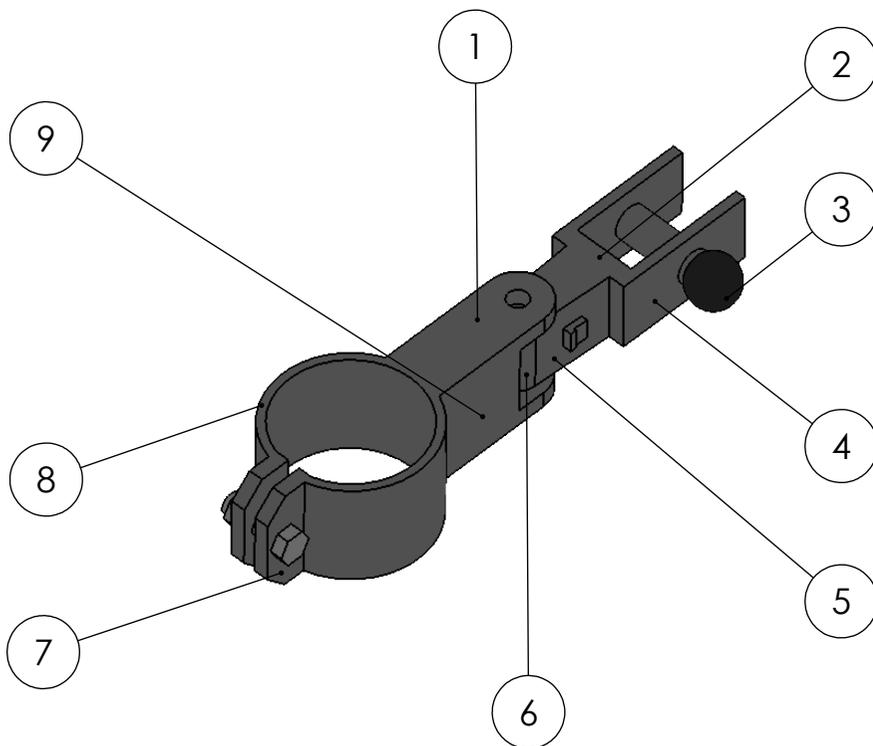
2 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPESOR: 8 mm.



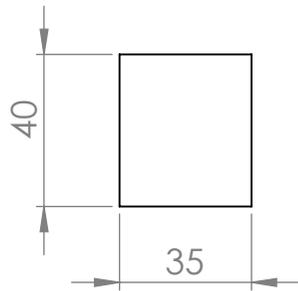
3 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 1



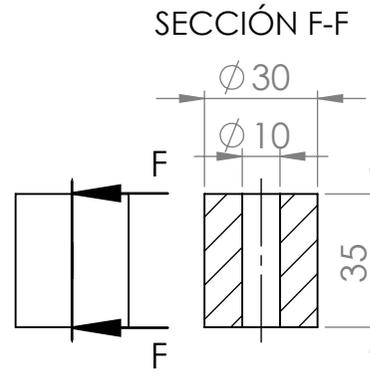
4 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPESOR: 8 mm.



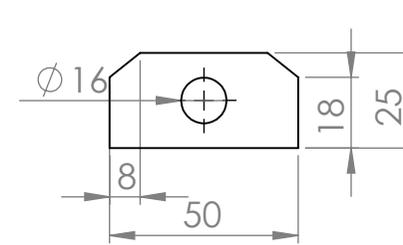
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017		
VERIF.				
APROB.			TITULO:	
MATERIAL:			BRAZO SOPORTE	
ACERO INOX L304			A4 17	
ESCALA: 1:2			HOJA 1 DE 2	



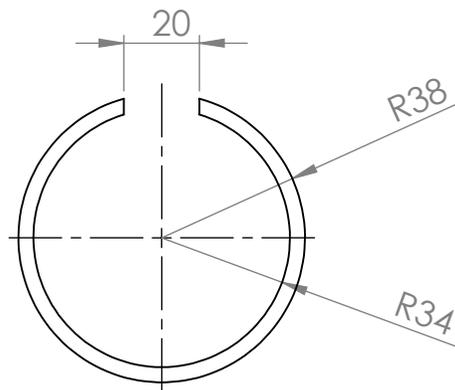
5 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPEJOR: 8 mm.



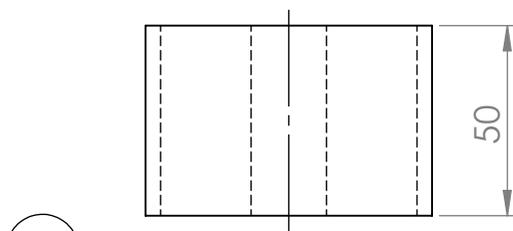
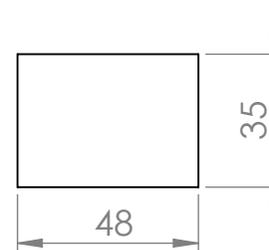
6 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 1



7 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPEJOR: 8 mm.

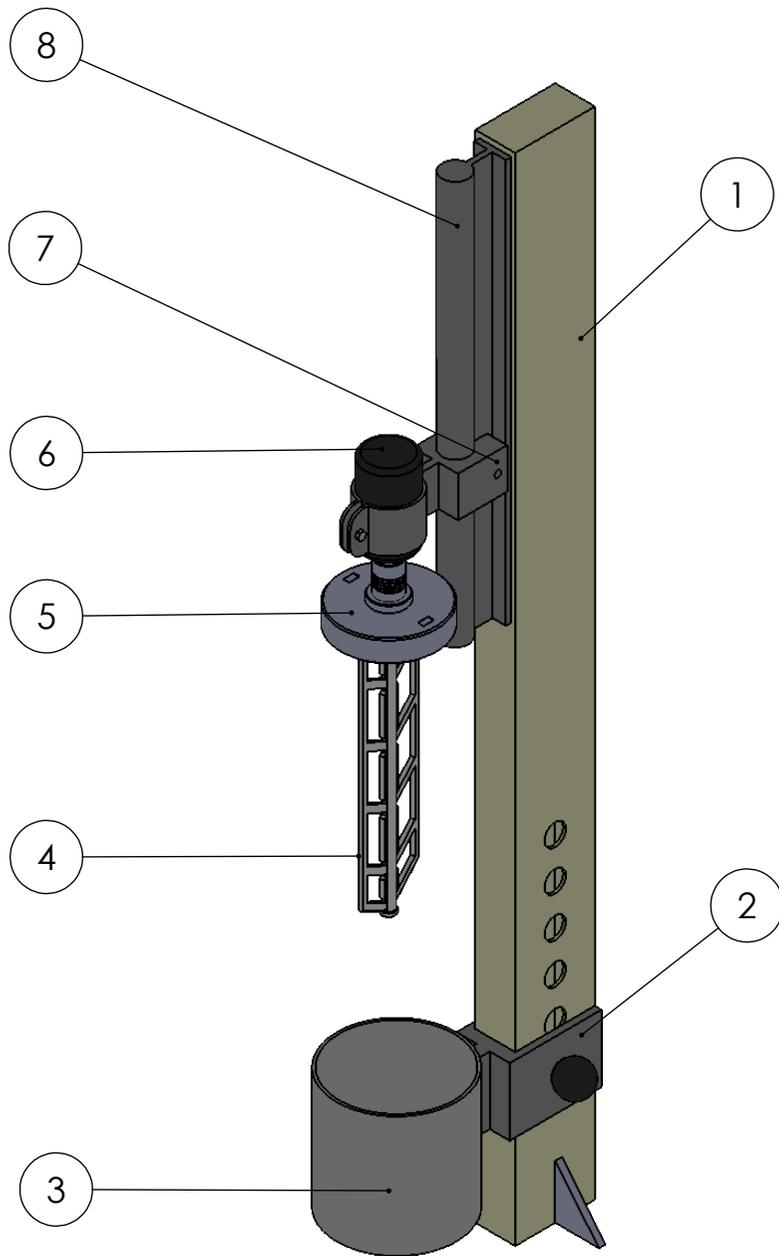


9 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPEJOR: 8 mm.



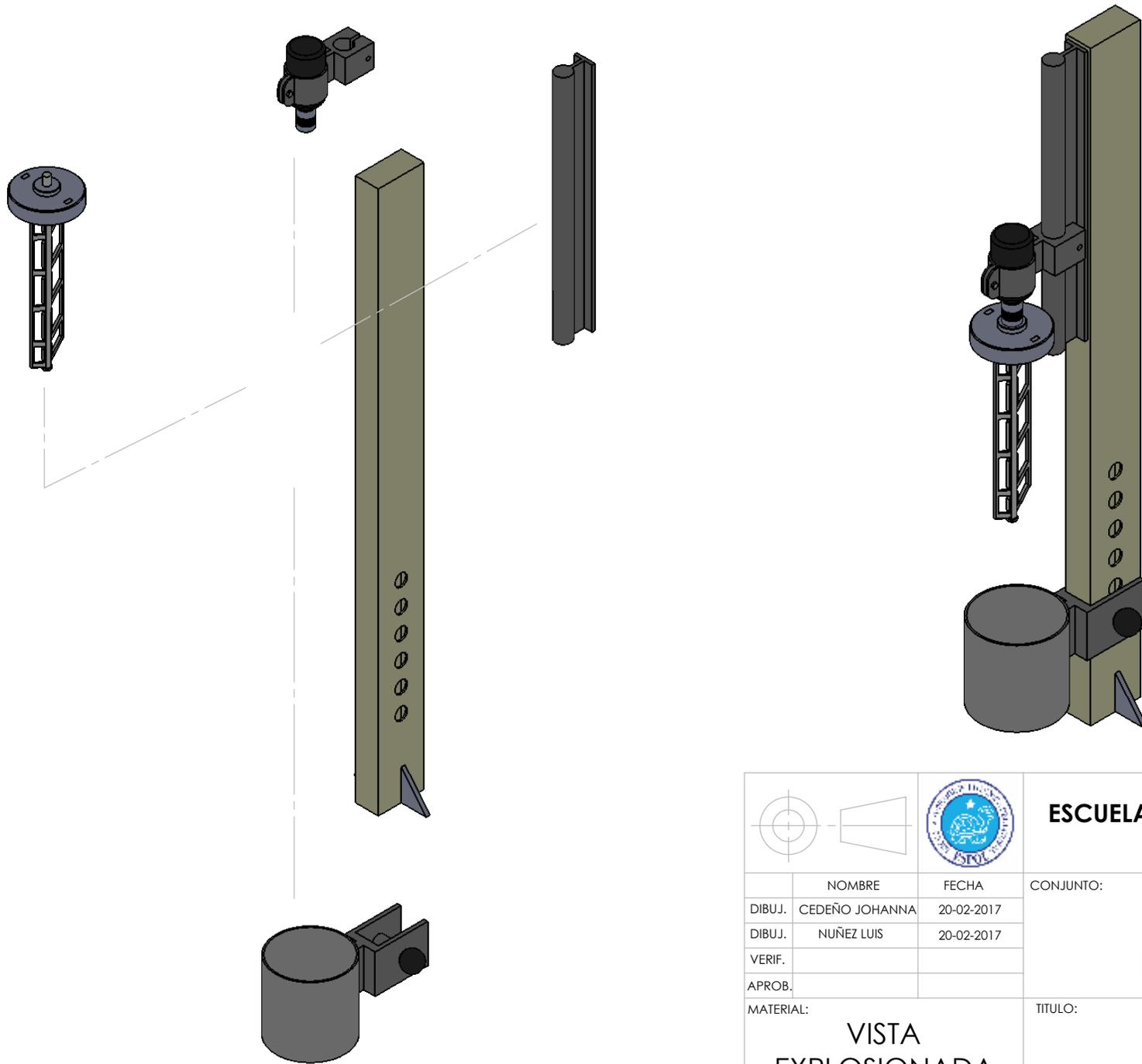
8 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 1

			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017		
VERIF.				
APROB.				
MATERIAL:			TITULO:	A4
ACERO INOX L304			BRAZO SOPORTE	18
ESCALA: 1:2			HOJA 2 DE 2	



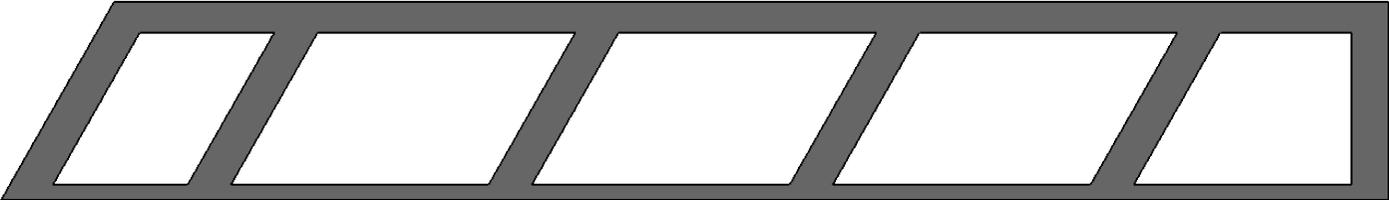
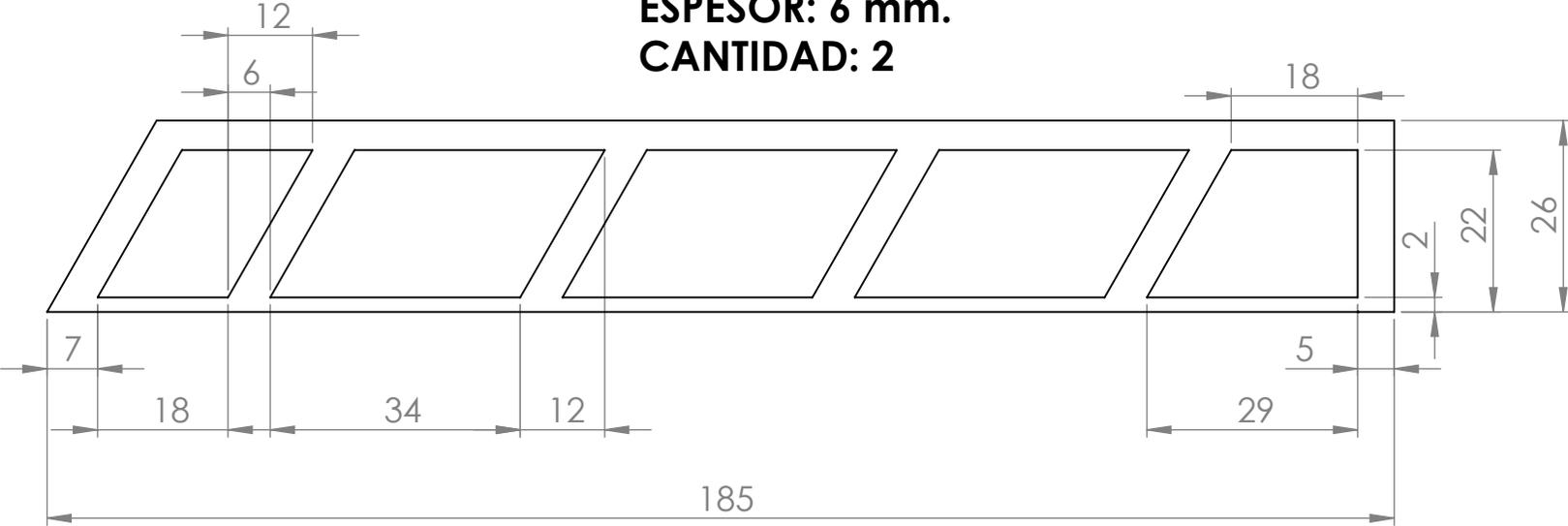
Nº DE ELEMENTO	DESCRIPCION	CANT.	MATERIAL
1	COLUMNA DE MEZCLA	1	ACERO INOX. 304L
2	SOPORTE	1	ACERO INOX. 304L
3	ENFRIADOR	1	ACERO INOX. 316L
4	MEZCLADOR	1	ACERO INOX. 316L
5	TAPA	1	ACERO INOX. 316L
6	SERVOMOTOR	1	ACERO INOX. 316L
7	BRAZO RIEL	1	ACERO INOX. 304L
8	RIEL	1	ACERO INOX. 316L

				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:		A4
PLANO GENERAL			TORRE DE MEZCLA		19
			ESCALA: 1:5		HOJA 1 DE 1

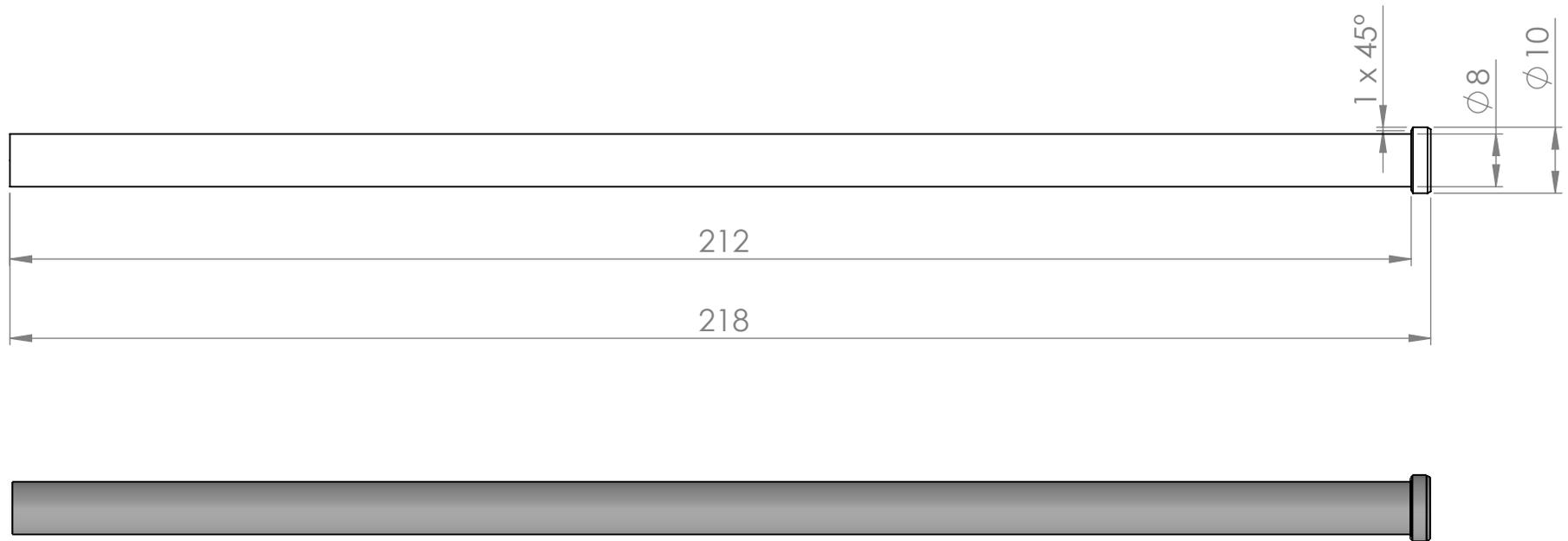


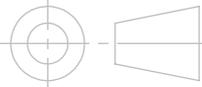
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	TORRE DE MEZCLA	A4
VISTA EXPLOSIONADA			ESCALA: 1:5	19	
				HOJA 1 DE 1	

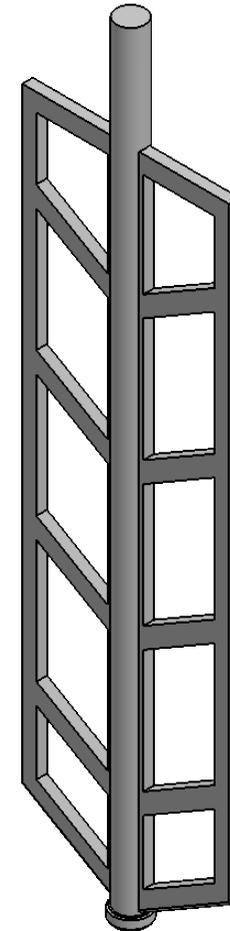
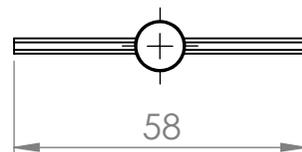
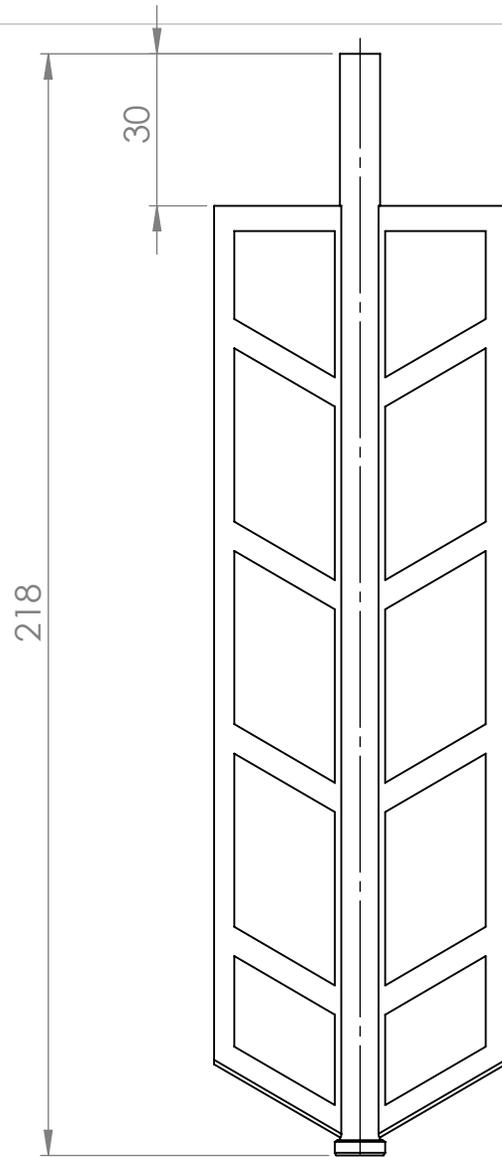
ESPESOR: 6 mm.
CANTIDAD: 2

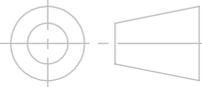


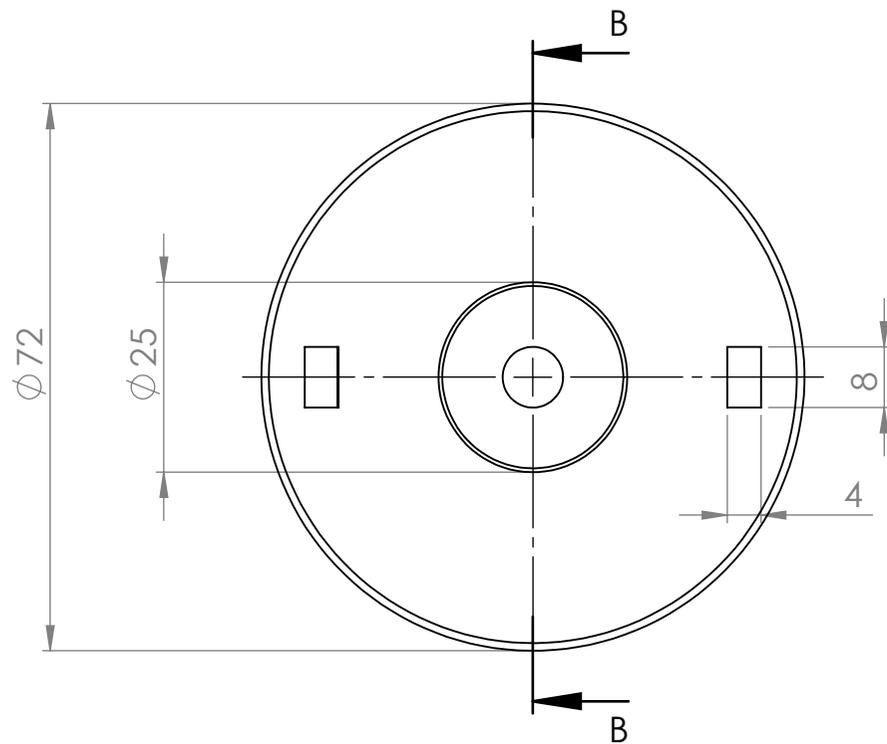
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	PALETA MEZCLADOR	
ACERO INOX L316			ESCALA: 1:1		
				A4 21	
				ESCALA: 1:1 HOJA 1 DE 1	



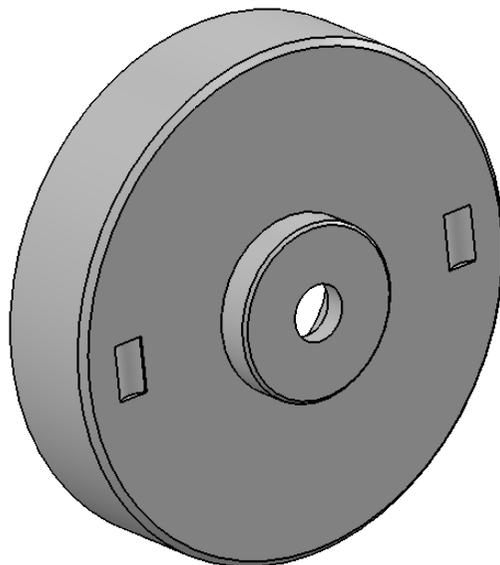
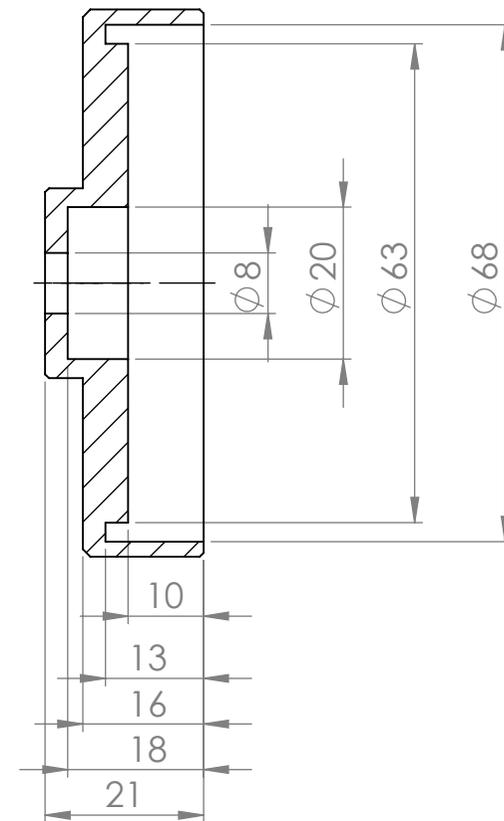
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
MATERIAL:			TITULO:		A4 22
ACERO INOX L316			EJE MEZCLADOR		
			ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 1	



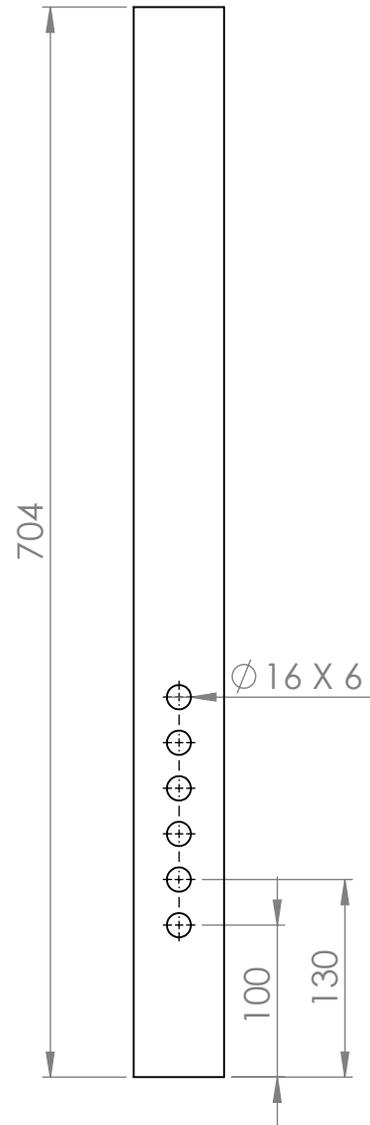
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	ARMADO MEZCLADOR	
ACERO INOX L316			ESCALA: 1:1,5		
				HOJA 1 DE 1	



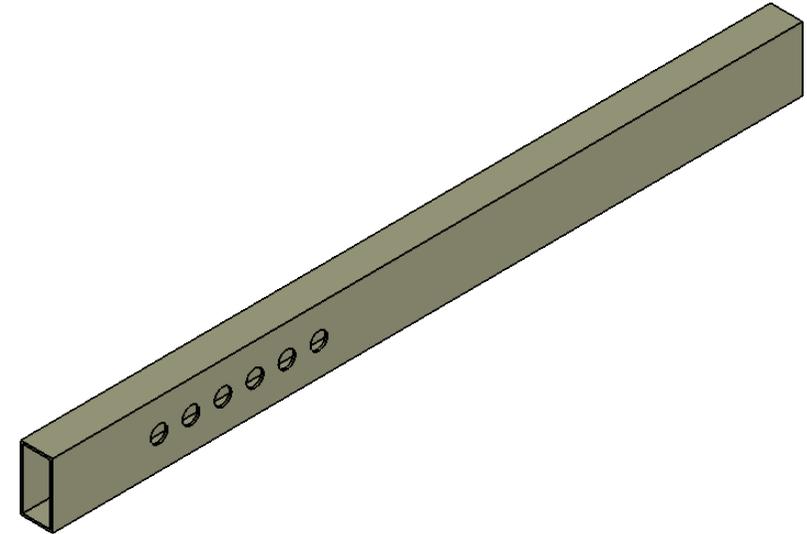
SECCIÓN B-B

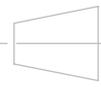


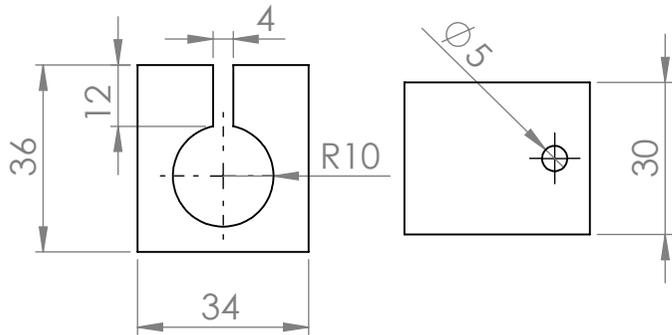
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL		
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:		A4
ACERO INOX L316			TAPA		24
			ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 1	



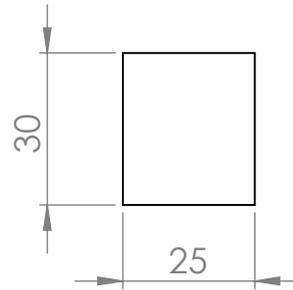
**TUBO RECTANGULAR
ESPESOR: 4 mm.**



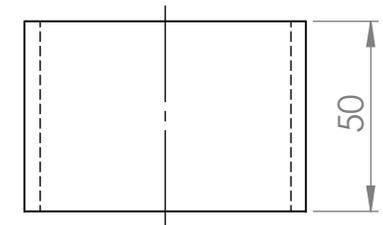
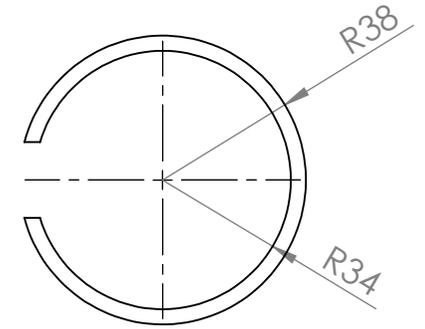
 				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
NOMBRE		FECHA		CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017		MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:				TITULO:	
ACERO INOX L304				COLUMNA DE MEZCLA	
				A4	
				25	
ESCALA: 1:5				HOJA 1 DE 1	



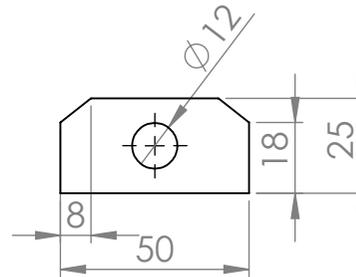
1 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 1



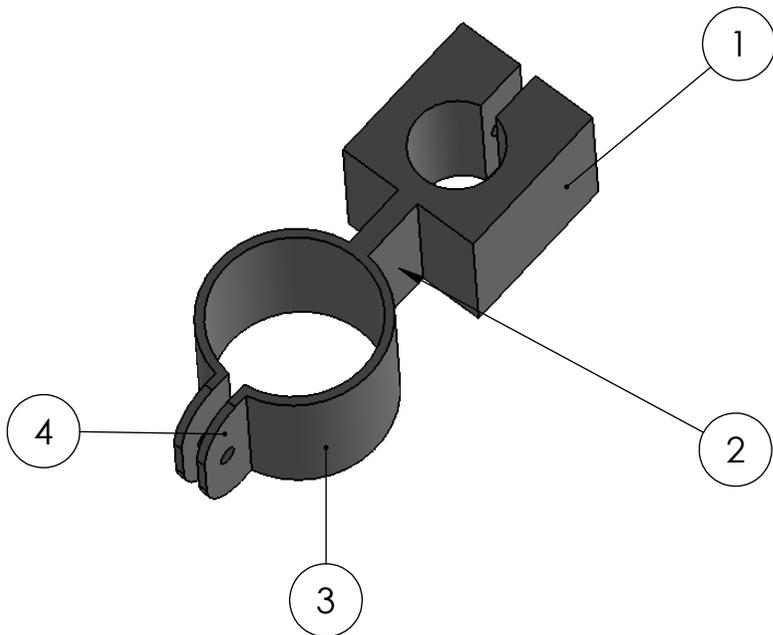
2 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 1
ESPEJOR: 8 mm.



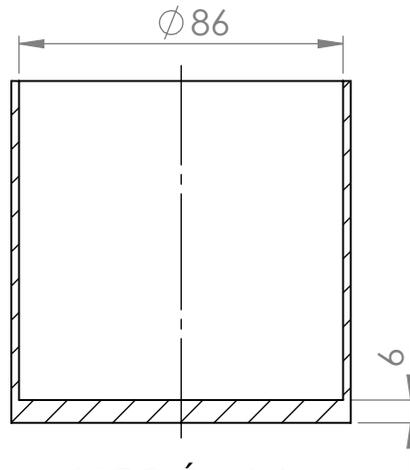
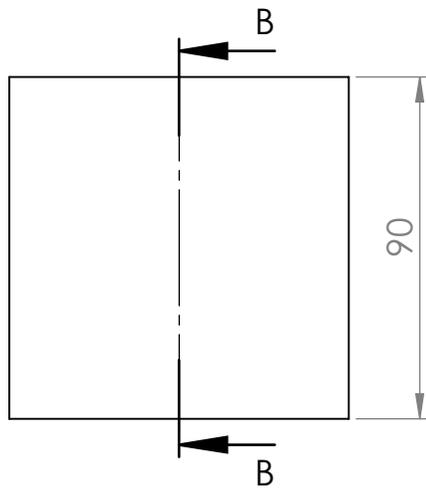
3 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 1



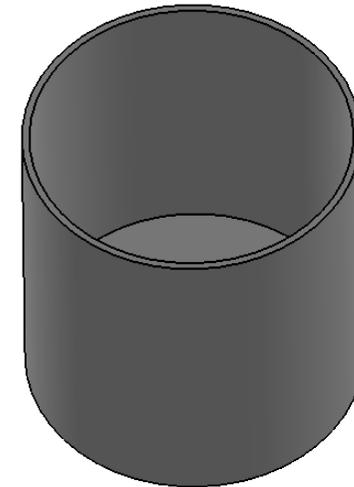
4 MATERIAL: ACERO 304L
CANTIDAD: 2
ESPEJOR: 8 mm.



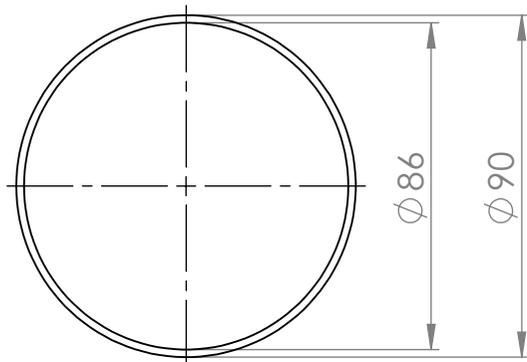
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDENO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017		
VERIF.				
APROB.				
MATERIAL:			TITULO:	
ACERO INOX L304			BRAZO RIEL	A4 26
ESCALA: 1:1.5			HOJA 1 DE 1	

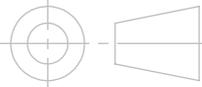


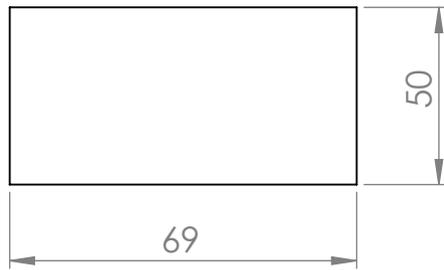
SECCIÓN B-B



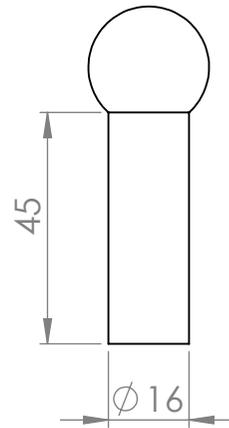
**TUBERIA INOXIDABLE
NPS 3-1/2" SCH 40**



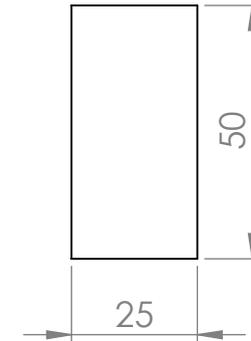
			ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:	
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA	
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017		
VERIF.				
APROB.			TITULO:	
MATERIAL:			ENFRIADOR	A4
ACERO INOX L316			ESCALA: 1:2	27
			HOJA 1 DE 1	



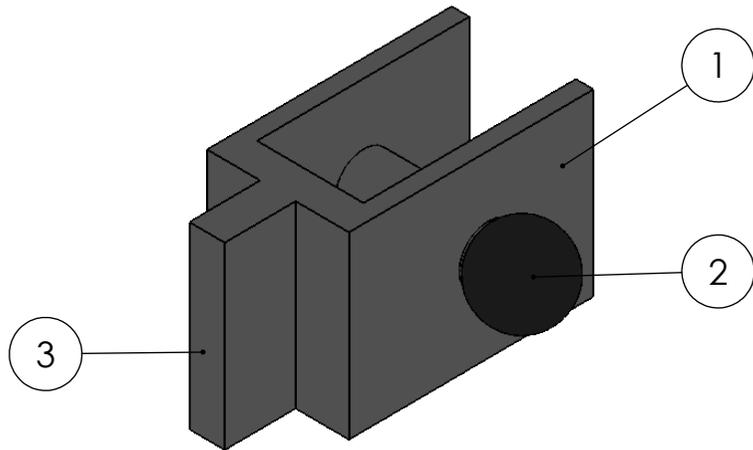
1 MATERIAL: ACERO 304L
 CANTIDAD: 2
 ESPESOR: 8 mm.



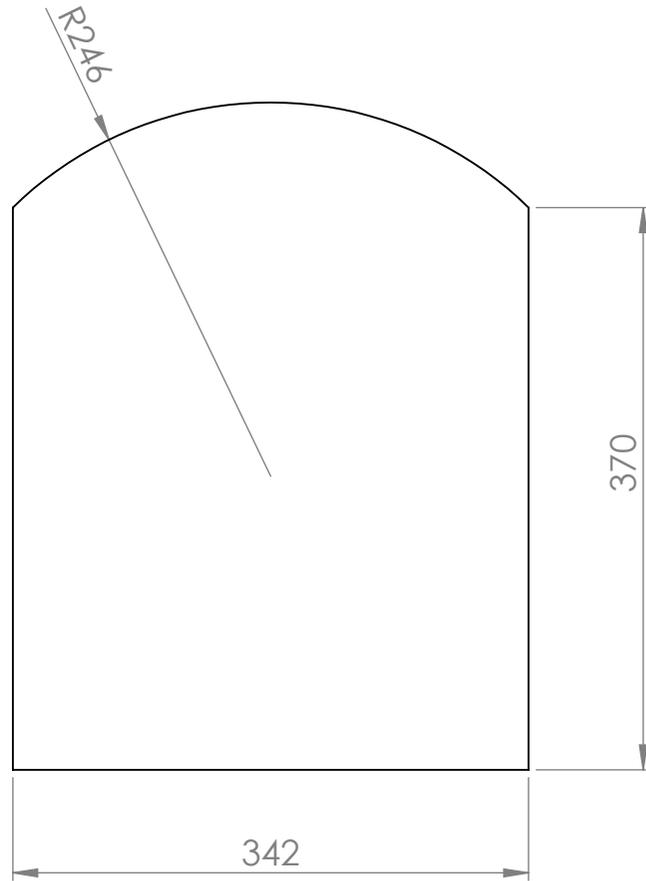
2 MATERIAL: ACERO 304L
 CANTIDAD: 1



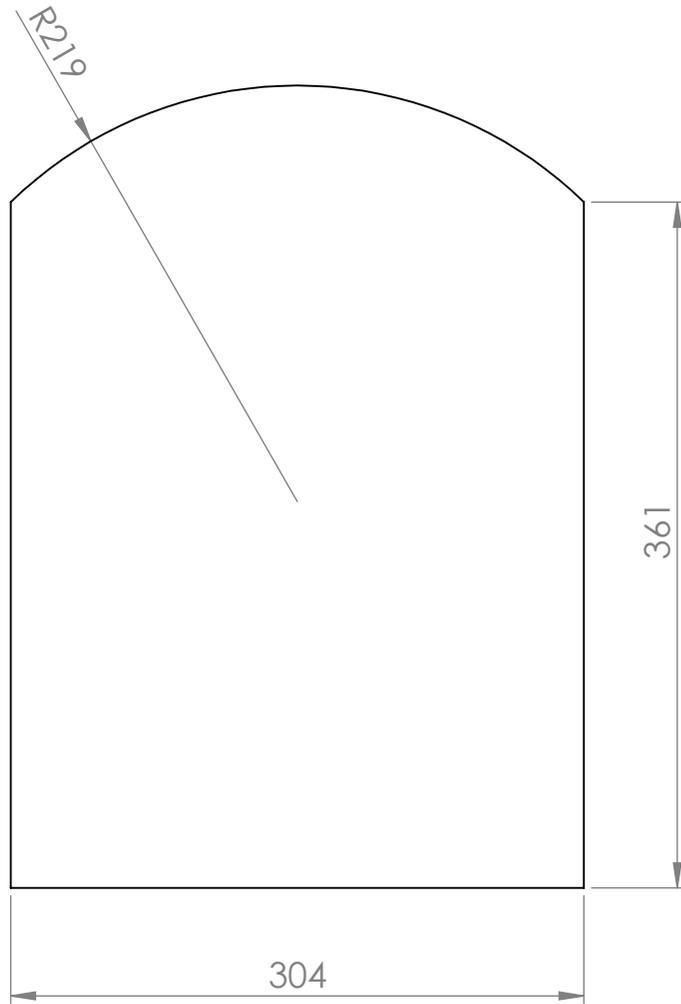
3 MATERIAL: ACERO 304L
 CANTIDAD: 2
 ESPESOR: 8 mm.



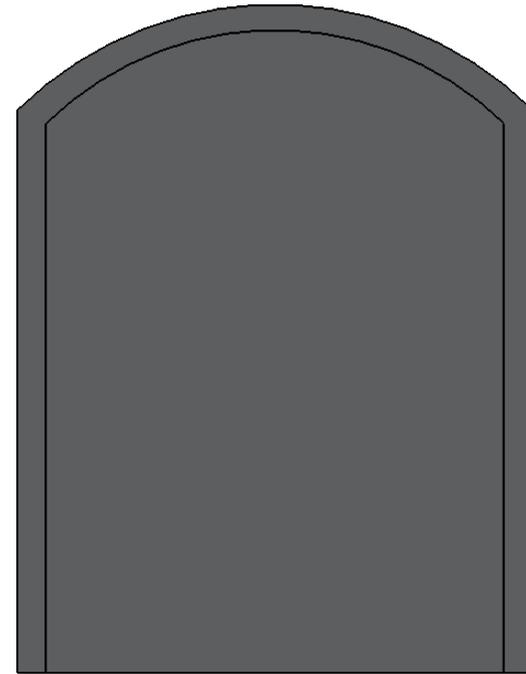
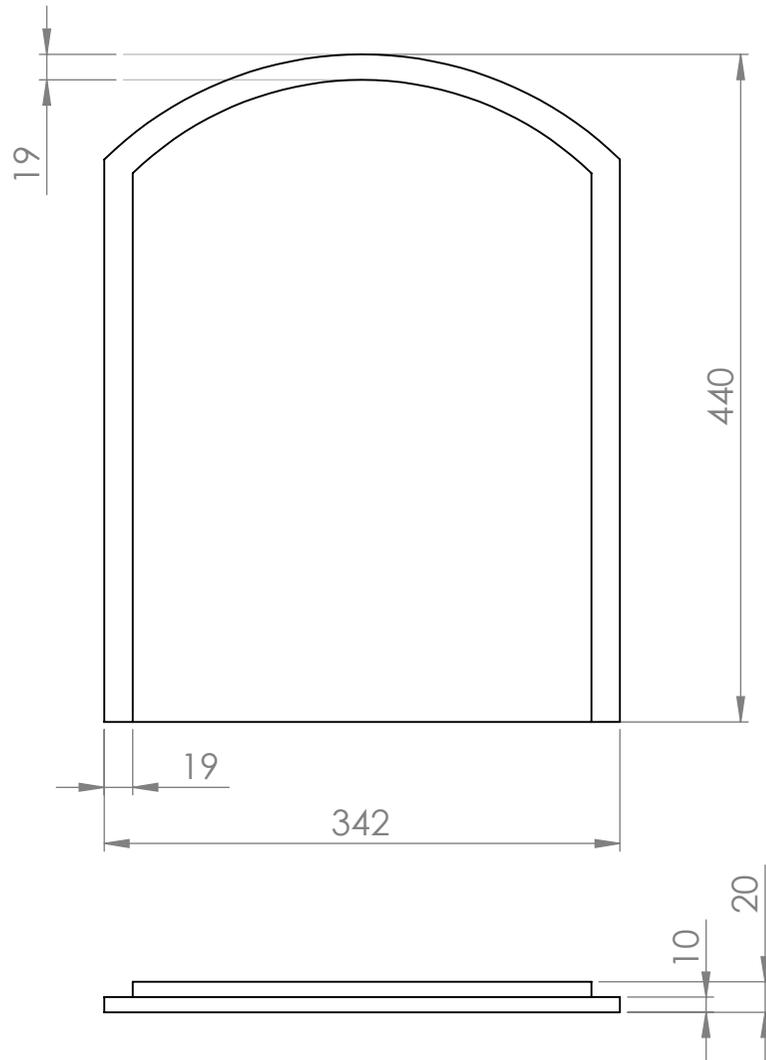
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:		
ACERO INOX L304			SOPORTE	A4 28	
			ESCALA: 1:1.5	HOJA 1 DE 1	



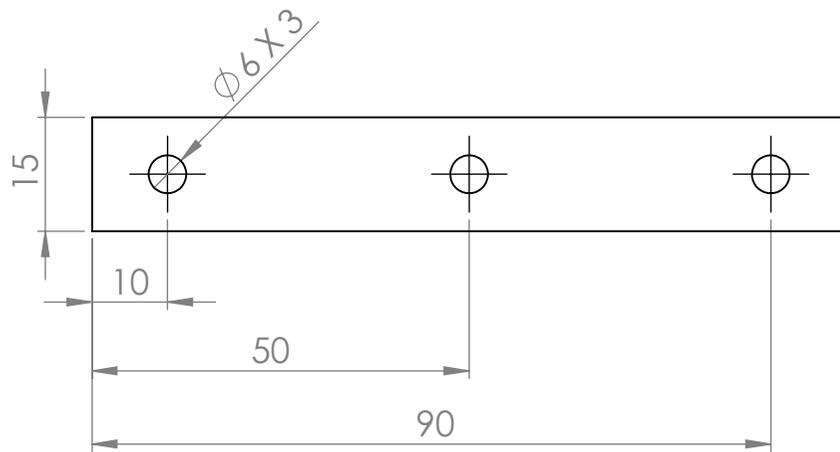
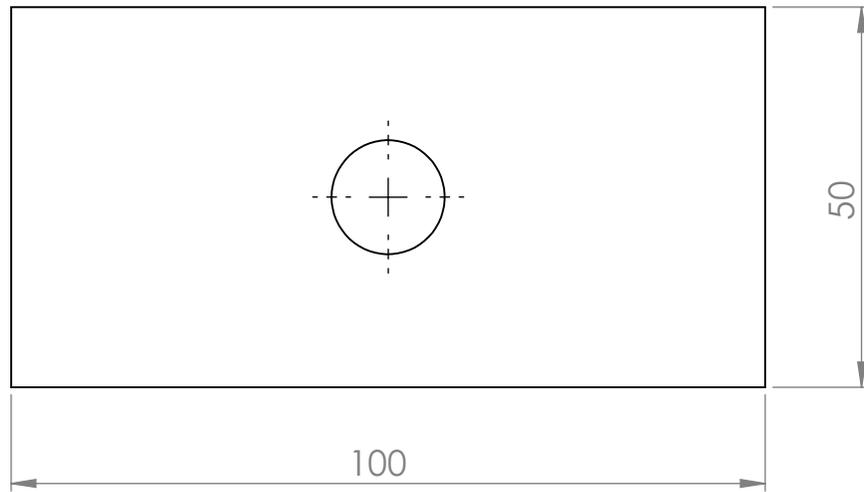
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	BASE 2	
ACERO INOX L316					
			ESCALA: 1:5	A4 29 HOJA 1 DE 1	



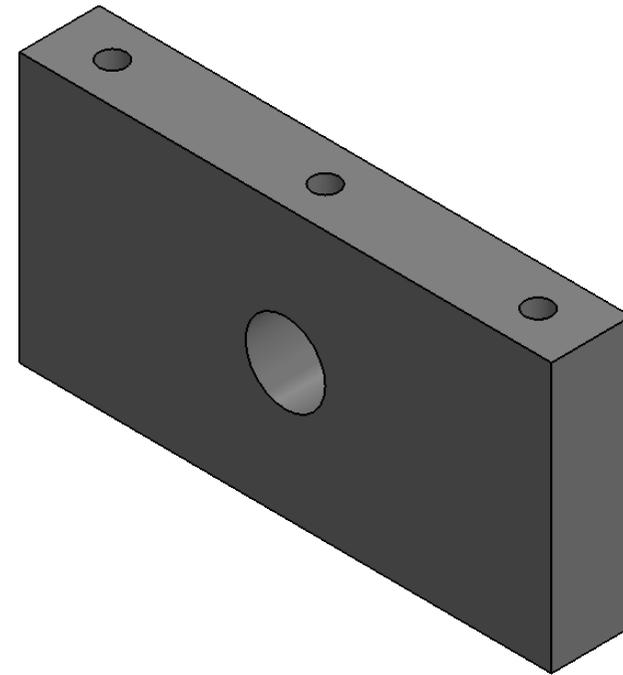
				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:	BASE 1	
ACERO INOX L316					
			ESCALA: 1:4	A4 30 HOJA 1 DE 1	



 				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL																
<table border="1"> <tr> <td></td> <td>NOMBRE</td> <td>FECHA</td> </tr> <tr> <td>DIBUJ.</td> <td>CEDEÑO JOHANNA</td> <td>20-02-2017</td> </tr> <tr> <td>DIBUJ.</td> <td>NUÑEZ LUIS</td> <td>20-02-2017</td> </tr> <tr> <td>VERIF.</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>APROB.</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>			NOMBRE	FECHA	DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017	VERIF.			APROB.			CONJUNTO:		MAQUINA INYECTORA	
	NOMBRE	FECHA																		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017																		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017																		
VERIF.																				
APROB.																				
MATERIAL: ACERO INOX L316		TITULO: ARMADO DE BASE		A4 31																
ESCALA: 1:5				HOJA 1 DE 1																

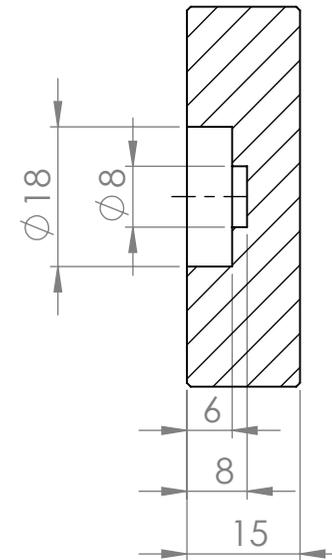
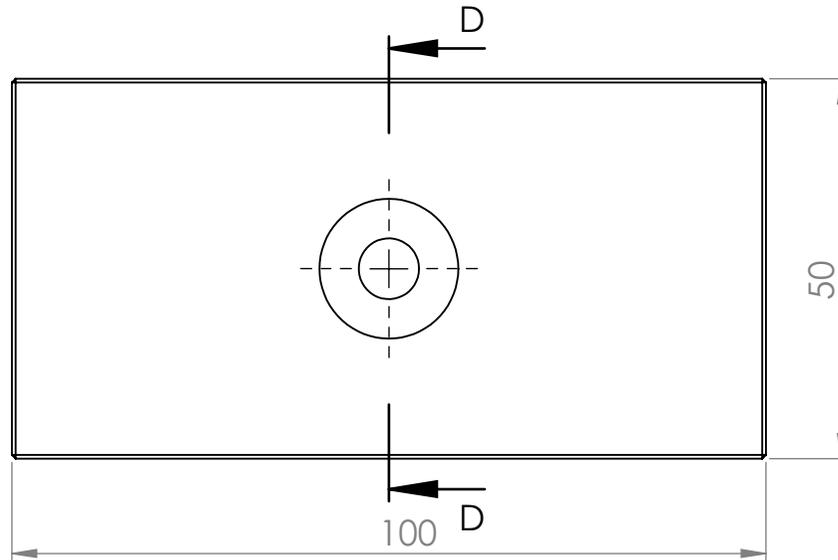


CANTIDAD: 2

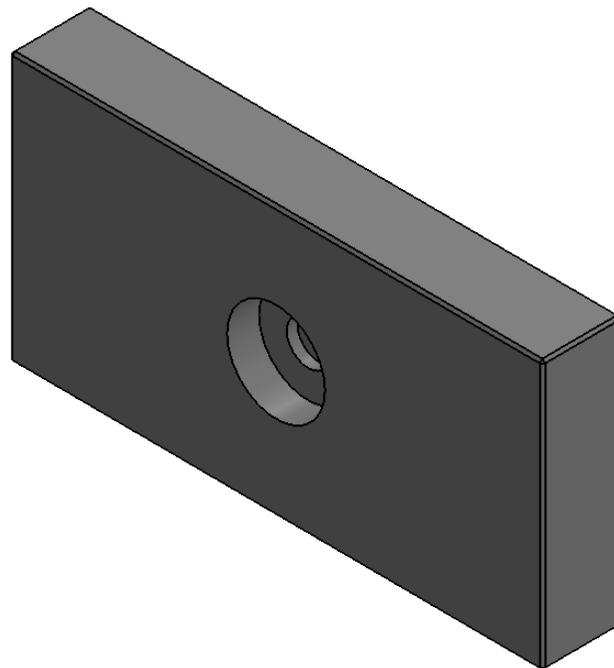


				ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:		
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA		
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017			
VERIF.					
APROB.					
MATERIAL:			TITULO:		
ACERO INOX L316			PLACA FIJA	A4	
			ESCALA: 1:1	32	
			HOJA 1 DE 1		

CANTIDAD: 2



SECCIÓN D-D



						ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL	
	NOMBRE	FECHA	CONJUNTO:				
DIBUJ.	CEDEÑO JOHANNA	20-02-2017	MAQUINA INYECTORA				
DIBUJ.	NUÑEZ LUIS	20-02-2017					
VERIF.							
APROB.			TITULO:				
MATERIAL:			ACERO INOX L316		PLACA MOVIL		A4 33
ESCALA: 1:1						HOJA 1 DE 1	