



**UNIVERSIDAD TÉCNICA AMBATO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**PROYECTO TÉCNICO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
INGENIERO MECÁNICO**

**TEMA:**

---

**“FABRICACIÓN DEL MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE  
UN TUBO HIPODÉRMICO USADO EN UN DISPOSITIVO MECÁNICO  
GENERADOR DE FLUJO CON PRESIÓN POSITIVA CPAP USADO COMO  
ALTERNATIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES CON COVID-19”**

---

**AUTORES:** Christopher Vicente Ramos Freire

William Mauricio Morales Criollo

**TUTOR:** Ing. Mg. Cristian Fabián Pérez Salinas

**AMBATO - ECUADOR**

**Septiembre – 2021**

## CERTIFICACIÓN

En mi calidad de Tutor del Proyecto Técnico, previo a la obtención del título de Ingeniero Mecánico, con el tema: **“FABRICACIÓN DEL MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE UN TUBO HIPODÉRMICO USADO EN UN DISPOSITIVO MECÁNICO GENERADOR DE FLUJO CON PRESIÓN POSITIVA CPAP USADO COMO ALTERNATIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES CON COVID-19”**, elaborado por los Sres. Christopher Vicente Ramos Freire portador de la cedula de ciudadanía: C.I. 180512774-1 y William Mauricio Morales Criollo portador de la cédula de ciudadanía: C.I. 180492058-3, estudiantes de la Carrera de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica.

Certifico:

- Que el presente proyecto técnico es original de su autor.
- Ha sido revisado cada uno de sus capítulos componentes.
- Esta concluido en su totalidad.

Ambato, Septiembre 2021

---

**Ing. Mg. Cristian Fabián Pérez Salinas**

**TUTOR**

## AUTORÍA DE LA INVESTIGACIÓN

Nosotros, **Christopher Vicente Ramos Freire** con C.I. 180512774-1, y **William Mauricio Morales Criollo** con C.I. 180492058-3 declaramos que todas las actividades y contenidos expuestos en el presente proyecto técnico con el tema **“FABRICACIÓN DEL MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE UN TUBO HIPODÉRMICO USADO EN UN DISPOSITIVO MECÁNICO GENERADOR DE FLUJO CON PRESIÓN POSITIVA CPAP USADO COMO ALTERNATIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES CON COVID-19”**, así como también los análisis estadísticos, gráficos, conclusiones y recomendaciones son de nuestra exclusiva responsabilidad como autores del proyecto, a excepción de las referencias bibliográficas citadas en el mismo.

Ambato, Septiembre 2021



---

**Christopher Vicente Ramos Freire**  
**C.I: 180512774-1**  
**AUTOR**



---

**William Mauricio Morales Criollo**  
**C.I: 180492058-3**  
**AUTOR**

## **DERECHOS DE AUTOR**

Autorizamos a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga de este Proyecto Técnico o parte de él, un documento disponible para su lectura, consulta y procesos de investigación, según las normas de la Institución.

Cedemos los derechos en línea patrimoniales de nuestro Proyecto Técnico, con fines de difusión pública, además aprobamos la reproducción de este documento dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando nuestros derechos de autor.

Ambato, Septiembre 2021



**Christopher Vicente Ramos Freire**

**C.I: 180512774-1**

**AUTOR**



**William Mauricio Morales Criollo**

**C.I: 180492058-3**

**AUTOR**



## **APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO**

Los miembros del Tribunal de Grado aprueban el informe del Proyecto Técnico, realizado por los estudiantes Christopher Vicente Ramos Freire y William Mauricio Morales Criollo de la Carrera de Ingeniería Mecánica bajo el tema: **“FABRICACIÓN DEL MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE UN TUBO HIPODÉRMICO USADO EN UN DISPOSITIVO MECÁNICO GENERADOR DE FLUJO CON PRESIÓN POSITIVA CPAP USADO COMO ALTERNATIVA EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES CON COVID-19”**.

Ambato, Septiembre 2021

Para constancia firman:

---

**Ing. Mg. Diego Fernando Núñez Núñez**

**C.I: 180336772-9**

**Miembro Calificador**

---

**Ing. Mg. Jorge Enrique López Velástegui**

**C.I: 1802630416**

**Miembro Calificador**

## DEDICATORIA

*Este trabajo investigativo se lo dedico a mis padres Vicente Ramos y Gloria Freire, quienes con su ejemplo han hecho de mi la persona que soy ahora; que con paciencia y sabiduría supieron guiarme y apoyarme incondicionalmente, es por eso que este logro es por y para ustedes.*

*A mi abuelito Sigfredo, por brindarme su amor y cuidarme siempre; por sus consejos y valores impartidos que los llevo presente día tras día por el resto de mi vida.*

*A mi hermana Jenniffer que siempre creyó en mí a pesar de toda adversidad.*

*Finalmente, dedico este logro a todas aquellas personas que influyeron tanto directa como indirectamente en el trayecto de mi vida universitaria.*

*Christopher V. Ramos F.*

## DEDICATORIA

*La presente investigación está dedicada para todas las personas que me brindaron su apoyo y confianza durante toda mi vida estudiantil y estoy muy orgulloso hacer mención de todos quienes hicieron esto posible, especialmente a mi familia.*

*A mis padres Miguel Morales y Lidia María quienes siempre me brindaron su cariño y apoyo incondicional tanto económica y moralmente en los buenos y malos momentos de toda mi vida y que hicieron de mí una mejor persona.*

*A mis hermanos Carlos y Angélica que siempre me apoyaron y me ayudaron en los momentos que más necesite durante toda mi vida.*

*William M. Morales C.*

## AGRADECIMIENTO

*Agradezco infinitamente a todos los que participaron en el desarrollo de no solo mi formación académica si no también en el progreso del presente proyecto.*

*Agradezco a Dios por ponerme en el seno de una familia llena de amor, esfuerzo y dedicación. A mis padres quienes son los pilares primordiales para el desarrollo de este proyecto, nunca dejaron de creer en mí y siempre me motivan a seguir mejorando. A mi abuelito por sus enseñanzas de que todo se puede cumplir si lo haces con perseverancia y paciencia. A mi hermana por representar una figura que me inspira a seguir adelante.*

*A todos mis docentes por sus experiencias, sabiduría y conocimientos impartidos, que son de gran importancia para mi formación profesional. Al Ing. Cristian Pérez por su dedicación, que en calidad de tutor supo guiarme en todo el transcurso de este proyecto.*

*A la Universidad Técnica de Ambato por darme la oportunidad de formarme como profesional en sus aulas, en donde encontré grandes docentes, compañeros y amigos, quienes depositaron su confianza para poder convertirme en vicepresidente de la Asociación de Estudiantes de la FICM, cargo que me ayudó a crecer como persona.*

*A mi amigo y compañero William Morales con quien hemos luchado para la realización de este proyecto.*

*Finalmente agradezco a mis amigos que siempre me apoyaron en momentos difíciles de mi vida, en especial a Daniel, Paúl, Philippe, Marcelo y Raúl, gracias por los consejos y momentos inolvidables.*

*Christopher V. Ramos F.*

## AGRADECIMIENTO

*Agradezco el poder llegar al cumplimiento de esta meta tan anhelada que es mi título profesional a través de este trabajo de tesis, en honor a tal orgullo deseo expresar con los siguientes:*

*En primer lugar, agradezco a Dios por darme las suficientes fuerzas para no desistir y hacer esto posible ya que gracias a él he logrado culminar mi carrera.*

*A mis padres Miguel Morales y Lidia María ya que gracias a su gran esfuerzo y confianza que depositaron en mí, he logrado cumplir con uno de mis objetivos el que antes fue un sueño y que ahora se hará realidad, de igual forma, a mis hermanos Carlos y Angélica que siempre me apoyaron incondicionalmente y confiaron en mí hasta el final.*

*A mis docentes que supieron compartir sus conocimientos los cuales me ayudaron en toda mi vida universitaria, además, agradezco a mi tutor el Ing. Cristian Pérez por guiarme con sus conocimientos, comprensión y paciencia durante todo el proceso de este proyecto.*

*A mi amigo Christopher Ramos quién además de ser mi compañero de tesis es una persona en quien se puede confiar.*

*Finalmente, a todos mis amigos Lenin L., Jonathan P, Andrés T., Fausto C., Andrés G., y demás quienes me apoyaron y ayudaron en el transcurso de toda mi vida universitaria.*

*William M. Morales C.*

## ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDO

### A. PÁGINAS PRELIMINARES

CERTIFICACIÓN .....	ii
AUTORÍA DE LA INVESTIGACIÓN .....	iii
DERECHOS DE AUTOR .....	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO .....	v
DEDICATORIA .....	vi
AGRADECIMIENTO .....	viii
ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDO .....	x
ÍNDICE DE FIGURAS .....	xv
ÍNDICE DE TABLAS .....	xviii
RESUMEN.....	xx
ABSTRACT .....	xxi

### B. CONTENIDO

CAPÍTULO I.....	1
MARCO TEÓRICO.....	1
1.1 Antecedentes Investigativos.....	1
1.2 Objetivos .....	2
1.2.1 Objetivo General: .....	2
1.2.2 Objetivos Específicos: .....	2
1.3 Hipótesis: .....	3
1.3.1 Variable dependiente .....	3
1.3.2 Variable independiente.....	3
1.4 Marco Teórico:.....	4
1.4.1 Dispositivo respiratorio contra el COVID-19 (Equipo de Mercedes F1).....	4

1.4.2 Influencia de la presión positiva en los pulmones.....	7
1.4.2.1 Función de la presión positiva en los pulmones .....	7
1.4.2.2 Efectos del COVID-19 en los pulmones .....	8
1.4.3 Efectos de variación en la presión y velocidad de la conducción de fluidos ..	9
1.4.3.1 Efectos secundarios del uso de equipos CPAP.....	9
1.4.3.2 Efectos de la presión alta en equipos CPAP .....	11
1.4.3.3 Efectos de la presión baja en equipos CPAP .....	11
1.4.4 Procesos de fabricación por deformación plástica .....	12
1.4.5 Procesos de conformado.....	14
1.4.5.1 Propiedades metálicas en los procesos de conformado .....	14
1.4.5.2 Deformación en frío y caliente .....	15
1.4.5.3 Conformación en frío.....	15
1.4.5.4 Conformación en caliente .....	15
1.4.5.5 Conformación por fuerzas de tracción y compresión .....	16
1.4.5.6 Conformación por momento flector .....	18
1.4.6 Mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico.....	20
1.4.7 Tubos Hipodérmicos .....	21
1.4.7.1 Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura .....	22
1.4.7.2 Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura con curva de 90 grados.....	22
1.4.7.3 Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura con exterior pulido	22
1.4.8 Prensas .....	23
1.4.9 Cinética de una partícula .....	23
1.4.9.1 Trabajo y Energía.....	23
1.4.9.2 Principio de Impulso y Cantidad de Movimiento .....	24
1.4.9.3 Conservación de la Cantidad de Movimiento.....	24
1.4.10 Vigas.....	25

1.4.10.1 Viga en voladizo con carga puntal en el extremo.....	26
1.4.10.2 Viga en voladizo con carga puntal intermedia.....	27
1.4.11 Columnas.....	29
1.4.11.1 Columna empotrada - libre .....	30
1.4.12 Método de elementos finitos .....	32
1.4.12.1 Método de la matriz rigidez .....	33
1.4.12.2 Método de la matriz flexibilidad.....	35
1.4.12.3 Tipología de elementos finitos.....	35
1.4.12.4 Simulación en ANSYS .....	35
1.4.12.5 Módulo LS-DYNA .....	36
CAPÍTULO II .....	37
METODOLOGÍA .....	37
2.1 Desarrollo de la división del proyecto .....	37
2.1.1 Generación del modelo 3D – Primera fase.....	37
2.1.2 Proceso de simulación – Segunda fase.....	39
2.1.2.1 Identificación .....	40
2.1.2.2 Pre – procesamiento.....	41
2.1.2.3 Procesamiento.....	43
2.1.2.4 Post – procesamiento .....	43
2.2 Materiales.....	43
2.2.1 Análisis de alternativas.....	43
2.2.1.1 Planchas base .....	43
2.2.1.2 Ejes y punta.....	45
2.2.2 Torno .....	46
2.2.3 Máquina de electroerosión por corte de hilo .....	47
2.2.4 Rectificadora .....	47
2.2.5 Taladro pedestal .....	48



2.2.6 Microscopio de barrido – SEM .....	48
2.3 Métodos.....	49
2.3.1 Análisis – síntesis .....	49
2.3.2 Bibliográfico.....	49
2.3.3 Estudio de caso .....	50
2.3.4 Modelación – simulación .....	50
2.3.5 Descriptivo .....	50
2.3 Instrumentos.....	51
2.4 Muestra.....	51
2.5 Hipótesis.....	51
2.5.1 Variable dependiente .....	51
2.5.2 Variable independiente.....	51
2.6 Operacionalización de variables .....	52
2.6.1 Variable dependiente .....	52
2.6.2 Variable independiente.....	53
2.7 Análisis estadístico.....	54
CAPÍTULO III.....	55
RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	55
3.1 Análisis y discusión de los resultados.....	55
3.1.1 Cálculos.....	55
3.1.1.1 Velocidad final de caída .....	55
3.1.1.2 Distancia que recorre la punta .....	58
3.1.1.3 Distancia de deformación del tubo hipodérmico (método vigas).....	60
3.1.1.4 Distancia de deformación del tubo hipodérmico (método columnas) ....	67
3.1.1.5 Esfuerzo normal.....	73
3.1.2 Modelación de la parte estructural .....	74
3.1.3 Modelación específica de la punta y tubo hipodérmico .....	77

3.1.3.1 Establecimiento del dominio .....	79
3.1.3.2 Desarrollo y comprobación del mallado .....	81
3.1.4 Estructuración del solver – LS DYNA .....	88
3.1.5 Análisis de resultados .....	91
3.1.5.1 Resultados – simulación estructural .....	91
3.1.5.2 Resultados – simulación punta y tubo hipodérmico .....	93
3.1.5.3 Resultados – físicos (pruebas de funcionamiento) .....	100
3.1.6 Validación de resultados .....	107
3.1.6.1 Validación de resultados – simulación .....	108
3.1.6.2 Validación de resultados – físicos (pruebas de funcionamiento) .....	110
3.1.6.3 Error relativo.....	110
3.2 Verificación de la hipótesis.....	111
CAPÍTULO IV.....	116
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	116
4.1 Conclusiones .....	116
4.2 Recomendaciones.....	117
BIBLIOGRAFÍA .....	118
ANEXOS .....	122

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Whisperflow (izq.) y réplica del dispositivo (dcha.) [10].....	4
Figura 2: Dispositivo CPAP [12]. .....	5
Figura 3: Partes del respirador de Mercedes F1 [12]. .....	6
Figura 4: Dispositivo GIN7056 [12]. .....	7
Figura 5: Componente GIN7056 [12]. .....	7
Figura 6: Tubo hipodérmico (SS 304L) [12]. .....	7
Figura 7: Radiografía pulmonar de paciente con COVID-19 [16]. .....	9
Figura 8: Equipo CPAP usado por paciente [17]. .....	9
Figura 9: Curva esfuerzo – deformación [21]. .....	12
Figura 10: Deformación plástica de metales dúctiles [21]. .....	14
Figura 11: Propiedades metálicas en los procesos de conformado [23]. .....	15
Figura 12: Conformación por compresión de rodillos [24]. .....	16
Figura 13: Conformación sin estampa [24]. .....	16
Figura 14: Conformación por compresión en estampa [24]. .....	17
Figura 15: Conformación por extrusión [24]. .....	17
Figura 16: Conformación por estirado de deslizamiento (izq.) y por embutición profunda (dcha.). [24] .....	18
Figura 17: Plegado libre [24]. .....	18
Figura 18: Plegado con bigornia [24]. .....	19
Figura 19: Plegado a tracción [24]. .....	19
Figura 20: Plegado cilíndrico [24]. .....	19
Figura 21: Plegado por arrollamiento [24]. .....	20
Figura 22: Procesos de conformación por aplanado y enderezado [24]. .....	20
Figura 23: Mecanismo de conformado de un tubo hipodérmico [12]. .....	21
Figura 24: Tubo hipodérmico [26]. .....	22
Figura 25: Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura [26]. .....	22
Figura 26: Tubo hipodérmico de acero inoxidable - miniatura con curva de 90 grados [26]. .....	22
Figura 27: Tipos de vigas: a) Viga apoyada o simple; b) en voladizo; c) con voladizo [29]. .....	26
Figura 28: Viga en voladizo con carga en el extremo [29]. .....	26

Figura 29: Viga en voladizo con carga intermedia [29].	28
Figura 30: Proceso de discretización del modelo [30].	32
Figura 31: Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamiento de nodos [30].	34
Figura 32: Diagrama de flujo del proceso de simulación de la deformación del tubo hipodérmico.	40
Figura 33: Geometría 2D axisimétrica de la punta y tubo hipodérmico.	41
Figura 34: Torno semiautomático.	47
Figura 35: Máquina de electroerosión por corte de hilo.	47
Figura 36: Rectificadora.	48
Figura 37: Taladro pedestal.	48
Figura 38: Microscopio de barrido – SEM.	49
Figura 39: Flujograma de actividades.	54
Figura 40: Parámetros para el cálculo de la velocidad final de caída.	56
Figura 41: Parámetros para el cálculo de la distancia “a”.	58
Figura 42: Parámetros para el cálculo de la distancia “c”.	59
Figura 43: Parámetros para el cálculo de “Fx”.	61
Figura 44: Sección transversal del tubo hipodérmico.	63
Figura 45: Parámetros para el cálculo de la Inercia.	64
Figura 46: Viga en voladizo con carga intermedia.	65
Figura 47: Deformaciones del tubo hipodérmico a lo largo de la longitud en "b".	67
Figura 48: Diagrama de esfuerzo vs relación de esbeltez.	70
Figura 49: Valor de la carga "P".	71
Figura 50: Columnas con cargas axiales excéntricas [29].	72
Figura 51: Diagrama esfuerzo vs deformación del acero inoxidable 304.	74
Figura 52: Modelado de la máquina deformadora.	74
Figura 53: Tipo de análisis - "Static Structural".	76
Figura 54: Mallado general.	76
Figura 55: Condiciones iniciales del modelo (análisis estructural).	77
Figura 56: Modelado de la punta y tubo hipodérmico.	77
Figura 57: Tipo de análisis en el módulo LS-DYNA.	79
Figura 58: Geometría de la punta y tubo hipodérmico en 2D.	80
Figura 59: Selección del material.	80

Figura 60: Punta (Stainless Steel NL), tubo hipodérmico (Low alloy steel, 4340, normalized). .....	81
Figura 61: Selección de la opción "Model". .....	81
Figura 62: Esquema de operaciones; opción "Model". .....	82
Figura 63: Medio físico de análisis. ....	82
Figura 64: Growth rate y curvature normal angle. ....	83
Figura 65: Creación de la malla local. ....	83
Figura 66: Selección de la geometría (izq.) y tipo de refinamiento (dcha.).....	84
Figura 67: Selección del método de refinamiento.....	84
Figura 68: Creación del nuevo sistema de coordenadas. ....	85
Figura 69: Radio de esfera y tamaño del elemento de malla. ....	85
Figura 70: Número de elementos vs. métrica de elementos.....	87
Figura 71: Calidad de malla. ....	87
Figura 72: Selección de la opción "Setup".....	88
Figura 73: Comportamiento 2D del caso de estudio.....	89
Figura 74: Asignación de material y establecimiento del comportamiento de rigidez. ....	89
Figura 75: Configuración del tipo de contacto entre superficies. ....	90
Figura 76: Condiciones iniciales para la simulación. ....	91
Figura 77: Tubo hipodérmico: a) sin deformar; b) deformado. ....	100
Figura 78: Esfuerzo vs. deformación del acero inoxidable 304.....	109
Figura 79: Verificación de la hipótesis para 1.25 mm. ....	115
Figura 80: Verificación de la hipótesis para 1.35 mm. ....	115

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Componentes del respirador de Mercedes F1 [12].	6
Tabla 2: Elementos del dispositivo GIN7056 [12].	6
Tabla 3: Recomendaciones de cambio de elementos en el equipo CPAP [18].	10
Tabla 4: Tipos de columnas ideales [29].	30
Tabla 5: Columna empotrada - libre: a) sin deflexión; b) con deflexión [29].	30
Tabla 6: Características técnicas del Mecanismo de conformado de la punta de tubo hipodérmico.	38
Tabla 7: Características técnicas del Mecanismo de conformado de la empresa Mercedes AMG.	38
Tabla 8: Características técnicas del Mecanismo de conformado para la simulación.	39
Tabla 9: Criterio de aceptación de malla "Element Quality".	42
Tabla 10: Condiciones iniciales para la simulación de deformación de punta y tubo hipodérmico.	42
Tabla 11: Valoración para el análisis de alternativas.	43
Tabla 12: Análisis de alternativas para las planchas base.	44
Tabla 13: Propiedades mecánicas de la aleación de aluminio 7075 [36].	45
Tabla 14: Análisis de alternativas para los ejes y punta.	45
Tabla 15: Propiedades mecánicas del acero 4340 [37].	46
Tabla 16: Operacionalización de la variable dependiente.	52
Tabla 17: Operacionalización de la variable independiente.	53
Tabla 18: Velocidad final de caída de los dos cuerpos a diferentes alturas.	57
Tabla 19: Valores de desplazamiento límites de la punta.	60
Tabla 20: Deformaciones a lo largo de "b".	66
Tabla 21: Deformación máxima de acuerdo a su longitud.	73
Tabla 22: Dimensiones generales de la máquina deformadora.	75
Tabla 23: Dimensiones generales de la punta y tubo hipodérmico.	78
Tabla 24: Definición de malla global y local.	86
Tabla 25: Validación de la calidad de malla.	88
Tabla 26: Resultados de la simulación estructural de la máquina deformadora.	92
Tabla 27: Condiciones iniciales para la primera fase.	93

Tabla 28: Resultados de simulación con una altura de 20 mm.....	94
Tabla 29: Condiciones iniciales para la segunda fase.....	95
Tabla 30: Resultados de simulación con una altura de 25 mm.....	95
Tabla 31: Condiciones iniciales para la tercera fase.....	96
Tabla 32: Resultados de simulación con una altura de 30 mm.....	96
Tabla 33: Condiciones iniciales para la cuarta fase.....	97
Tabla 34: Resultados de simulación con una altura de 35 mm.....	98
Tabla 35: Condiciones iniciales para la quinta fase.....	99
Tabla 36: Resultados de simulación con una altura de 40 mm.....	99
Tabla 37: Resultados de deformación medidos con micrómetro.....	101
Tabla 38: Resultados de deformación obtenidos por el microscopio de barrido. ....	107
Tabla 39: Resultados de esfuerzo y deformación de la fase 3.....	109
Tabla 40: Comparación de resultados obtenidos (simulación – pruebas de funcionamiento).....	110
Tabla 41: Error absoluto y error relativo.....	111
Tabla 42: Valores estadísticos de la muestra.....	113
Tabla 43: Tabla de distribución "t" de Student. [38] .....	114

## RESUMEN

Con el desarrollo del sistema de mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico permitirá la fabricación y adaptación de este elemento interno fundamental del respirador, consecuentemente ayudará a la reducción del tiempo de elaboración y ensamble del mismo.

La metodología del presente proyecto técnico inicia con una evaluación de la información proporcionada por la empresa Mercedes AMG y la UCL. Para el diseño del mecanismo de deformación de tubos hipodérmicos se utilizó el software SolidWorks mientras que para la simulación se utilizó el software ANSYS en el cual se realizó un análisis de la infraestructura de la máquina para determinar que no exista un sobreesfuerzo y pueda causar fallos; así mismo se realizó un análisis de impacto en una región de contacto específica, entre la punta y tubo hipodérmico, en base a una altura de caída de un elemento (peso), con el fin de determinar la deformación del tubo. Finalmente, se ejecutó la construcción de la máquina.

Se realizaron pruebas de funcionamiento en el laboratorio de la facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, donde se obtuvieron resultados de 1.31 mm (valor promedio) de deformación del tubo hipodérmico, pruebas que se adecuaron con las simulaciones realizadas, dando como resultado un correcto funcionamiento del mecanismo.

**Palabras claves:** Mecanismo, conformado, tubo hipodérmico, simulación, deformación.



## ABSTRACT

With the development of the mechanism system for shaping the tip of a hypodermic tube, it will allow the manufacture and adaptation of this fundamental internal element of the respirator, consequently it will help to reduce the time of elaboration and assembly of the same.

The methodology of this technical project begins with an evaluation of the information provided by the Mercedes AMG company and the UCL. For the design of the deformation mechanism of hypodermic tubes, SolidWorks software was used, while ANSYS software was used for simulation, in which an analysis of the machine's infrastructure was carried out to determine that there is no overstress and that it may cause failures; likewise, an impact analysis was carried out in a specific contact region, between the tip and the hypodermic tube, based on a height of fall of an element (weight), in order to determine the deformation of the tube. Finally, the construction of the machine was executed.

Functional tests were carried out in the laboratory of the Faculty of Civil and Mechanical Engineering, where results of 1.31 mm (average value) of deformation of the hypodermic tube were obtained, tests that were adapted with the simulations carried out, resulting in a correct operation of the mechanism.

**Keywords:** Mechanism, shaped, hypodermic tube, simulation, strain.

# CAPÍTULO I

## MARCO TEÓRICO

### 1.1 Antecedentes Investigativos

El uso del dispositivo generador de flujo con presión positiva CPAP tuvo su primer auge en el año de 1971 con el estudio de la presión alveolar de oxígeno (PaO<sub>2</sub>) desarrollado por el anestesiólogo George Gregory para recién nacidos prematuros [1]. El desarrollo de este dispositivo se dio en base al tratamiento de la enfermedad de la membrana hialina que, junto al uso del mecanismo CPAP garantizó una presión positiva en las vías respiratorias de los neonatos recién nacidos, logrando reducir la tasa de mortalidad en un 20%.

Los problemas referentes a insuficiencias respiratorias agudas [2-4] fueron de difícil tratamiento y ocasionaron en ese entonces una gran tasa de mortalidad. Es por esas razones que se trató de identificar a aquellas personas cuyo estado de salud fuera crítico, en cuanto se refiere a enfermedades de hipoxemia severa debido a las altas tensiones de oxígeno, cambios radiográficos y disminución de las distensibilidades, con el fin de poder modificar la enfermedad de una manera más segura, eficaz y fácil. Por tal motivo en 1972 se desarrolló un sistema que brindó una presión positiva de forma constante a las vías respiratorias de las personas en estado crítico, se implementó una fórmula para el cálculo de porcentaje de oxígeno a ingresar para suministrarlo conjuntamente con aire comprimido a caudales independientes; sin necesidad de ayuda o control de la ventilación del sistema [5].

En 1981, el departamento de medicina de la Universidad de Sydney desarrolló un estudio [6], en el que trató a 5 pacientes con apnea obstructiva del sueño para lo cual aplicó el dispositivo CPAP a través de una máscara nasal (mascarilla) mediante las fosas nasales. Los niveles bajos de presión brindados por el dispositivo evitaron por completo la obstrucción de las vías respiratorias de los pacientes y permitieron una noche entera de sueño ininterrumpido.

Mediante un estudio realizado a la aplicación de los dispositivos CPAP vía nasal como una forma de ventilación no invasiva en pacientes pediátricos que sufren de fallo respiratorio agudo y con indicación de ARM (Angiografía por resonancia magnética)

[7] se demostró que el dispositivo CPAP evitó la necesidad del uso de ARM. La aplicación de presión positiva en pacientes de mediana edad mejoró tanto las variables de frecuencia cardiaca y respiratoria como la saturación de Ph, PCO<sub>2</sub>, PO<sub>2</sub>.

Los riesgos de enfermedades cardiovasculares producidos por la apnea obstructiva del sueño, fue un tema que se trató de solventar mediante la aplicación del uso de los dispositivos CPAP, dando un resultado negativo a la reducción de los riesgos cardiovasculares, pero demostró que el uso del dispositivo CPAP brindó una mayor reducción en los síntomas de somnolencia diurna lo que conllevó a una mejor calidad de vida en los pacientes que fueron parte de la investigación [8].

En 2020 la empresa Mercedes, equipo de competición de Fórmula 1, fabricó un renovado y mejorado dispositivo de presión positiva CPAP, con el fin de contrarrestar los efectos producidos por la enfermedad del COVID-19. Estos dispositivos cuentan con una mejoría de un 70% de oxígeno, con lo cual permite a los pacientes obtener una buena calidad del producto [9].

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo General:**

Fabricar el mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico utilizado en un dispositivo mecánico de flujo con presión positiva CPAP usado como alternativa en el tratamiento de pacientes con COVID-19.

### **1.2.2 Objetivos Específicos:**

*Identificar la funcionalidad de los tubos hipodérmicos en el dispositivo mecánico generador de flujo con presión positiva CPAP usado como alternativa en el tratamiento de pacientes con COVID-19.*

Se realizará una investigación bibliográfica en donde se pretende determinar la funcionalidad de los tubos hipodérmicos dentro del dispositivo CPAP, así como también los efectos de presión y velocidad alta en dicho dispositivo, con la finalidad de comprender de forma teórica la función primordial de dichos tubos.

*Diseñar un proceso de conformado de la punta de un tubo hipodérmico usado en un dispositivo CPAP.*

A partir de las investigaciones previas realizadas de los diferentes procesos de conformado, se pretende diseñar un proceso de conformado adecuado a las necesidades de resistencia a la deformación del tubo hipodérmico que cumpla todos los requerimientos de los dispositivos CPAP.

***Fabricar el mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico usado en un dispositivo CPAP.***

En base a los parámetros anteriores, se fabricará el mecanismo de conformado por diferentes procesos de maquinado, cumpliendo con los estándares de seguridad, para obtener el sistema de conformación del tubo hipodérmico.

***Realizar las pruebas de funcionamiento del mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico usado en un dispositivo CPAP.***

El mecanismo de conformado del tubo hipodérmico será puesto a prueba una vez sea fabricada. Los tubos hipodérmicos serán los elementos principales para la funcionalidad de este mecanismo y las dimensiones finales que deberá tener el tubo hipodérmico deformado será el resultado del correcto funcionamiento de dicho mecanismo.

### **1.3 Hipótesis:**

¿El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico permitirá la obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP?

#### **1.3.1 Variable dependiente**

Obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP.

#### **1.3.2 Variable independiente**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

## 1.4 Marco Teórico:

### 1.4.1 Dispositivo respiratorio contra el COVID-19 (Equipo de Mercedes F1)

La idea de generar un dispositivo que utilice presión positiva se dio inicialmente en hospitales chinos e italianos, en donde utilizaban este método con el fin de ahorrar capacidad del ventilador y recursos de cuidados intensivos para aquellas personas que se encontraban en un estado crítico de salud. En London, la University College London Hospital decidió ser partícipe de este avance, el cual inició el 17 de marzo de 2020, con el fin de realizar un dispositivo CPAP que fuese simple, es decir, fácil de diseñar, de distribuirse y fabricarse en grandes cantidades [10].

La Universidad se basó en un invento denominado “WhisperFlow” (figura 1) desarrollado por Medic-Aid en 1992, el cual consiste en un dispositivo CPAP conectado directamente al suministro de oxígeno del hospital, teniendo como fuente de control válvulas rotativas con el fin de alterar la concentración de oxígeno. Cabe recalcar que este dispositivo fue remplazado por otros más sofisticados y su patente había expirado en 2019 [10].

University College London Hospital decidió realizar una ingeniería inversa, para lo cual estableció como socio a la empresa de Mercedes AMG High Performance Powertrains dedicada al diseño y construcción de motores de autos para carreras de Fórmula 1, con el fin de que proporcione un diseño y una fabricación de alta precisión [10].



Figura 1: Whisperflow (izq.) y réplica del dispositivo (dcha.) [10].

Las geometrías tridimensionales fueron reconstruidas mediante el uso del diseño asistido por computadora y de igual manera fueron verificadas. Se realizaron réplicas exactas del dispositivo de 1992 y fueron expuestas en un banco de pruebas y en tan

solo 4 días la réplica del dispositivo fue aprobada y la denominaron dispositivo UCL Ventura. La aplicación de ingeniería inversa fue tan rápida que los expertos desmontaron el dispositivo CPAP, lo copiaron y mejoraron el diseño logrando adaptarlo a las nuevas condiciones de los hospitales para que fuera producido en masa. La empresa de Mercedes entregó 10000 dispositivos en quince días logrando así una distribución rápida a más de 110 hospitales [10].



Figura 2: Dispositivo CPAP [12].

Este nuevo dispositivo, diseñado a partir de ingeniería inversa, se lo desarrolló tomando en cuenta al paciente en sí, es decir con el fin de que el paciente logre una comodidad satisfactoria en términos de utilización de oxígeno reducido, poniendo de ejemplo se tiene la prueba que se realizó a un paciente cuya respiración normal llego a mostrar una concentración de oxígeno del 40%, en donde el dispositivo CPAP requirió de 13.6 L/min (logrando una gran diferencia con respecto al dispositivo original que se requirió de 31.7 L/min). Este dispositivo Ventura llega a ofrecer una mejora del 70% respecto al oxígeno que los pacientes necesitan, es decir llega a consumir hasta 150 L/min de oxígeno [11, 12].

Este dispositivo está conformado por varios elementos, los cuales ayudan a su funcionamiento de manera eficiente, en la figura 3 se puede evidenciar un esquema de sus elementos.

Tabla 1: Componentes del respirador de Mercedes F1 [12].

ITEM	PART NUMBER	ISSUE	DESCRIPTION	QTY
1	GIN1794	1	MAIN HOUSING	1
2	GIN1741	2	OUTPUT FLOW INSERT	1
3	GIN1796	1	C-PAP LABEL FRONT	1
4	GIN1756	4	OXYGEN INLET	1
5	GIN1758	2	CROSS DRILLING BUNG	1
6	GIN1790	1	SILENCER VYON F	1
7	BIC0064	1	O-RING 2,46 X 19,18 VITON 75	1
8	BIC0067	1	O-RING 1.83 X 10.51 VITON 75	1
9	BIC0068	1	O-RING 16.36 X 2.2 VITON (200-908)	1
10	GIN7056	1	HYPODERMIC BUNG ASSY	1
11	GIN7057	1	ON-OFF VALVE ASSY	1
12	GIN7058	1	FLOW ADJUSTMENT VALVE ASSY	1
13	GIN7059	1	OXYGEN ADJUSTMENT VALVE ASSY	1
14	GIN1788	1	AIR INLET COVER	1
15	GIN1799	1	C-PAP LABEL REAR	1

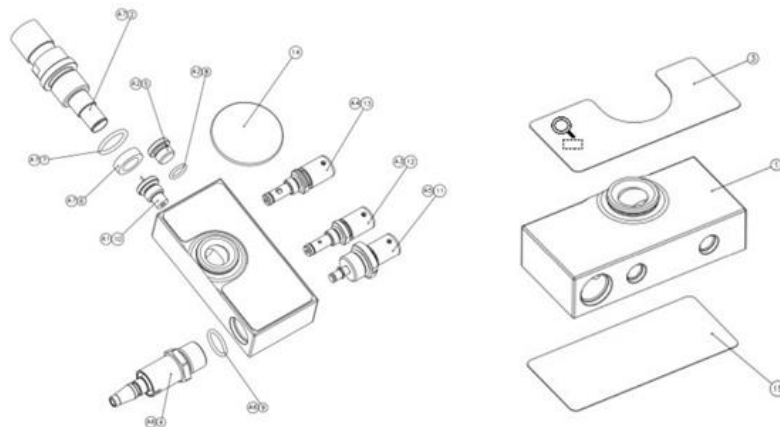


Figura 3: Partes del respirador de Mercedes F1 [12].

En el presente documento se detallará de manera más exacta sobre el proceso de conformado del componente GIN7056 (Hypodermic Bung Assy), centrándose en el tubo hipodérmico (Hypodermic Tube Swaged GIN1760), el cual es de suma importancia en el dispositivo CPAP debido a que sirve de entrada del oxígeno hacia el paciente. En la figura 4 se puede observar de mejor manera dicho componente [12].

Tabla 2: Elementos del dispositivo GIN7056 [12].

ITEM	PART NUMBER	ISSUE	DESCRIPTION	QTY
1	BIC0067	1	O-RING 1.83 X 10.51 VITON 75	1
2	GIN1759	3	HYPODERMIC BUNG	1
3	GIN1771	2	HYPODERMIC TUBE SWAGED GIN1760	1

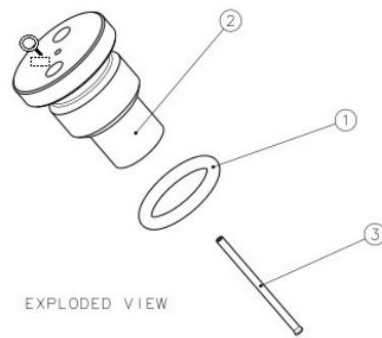


Figura 4: Dispositivo GIN7056 [12].



Figura 5: Componente GIN7056 [12].

El tubo hipodérmico se encuentra fabricado se acero inoxidable (SS 304 L), es un tubo alargado de diámetro muy pequeño, menor a 2 milímetros.

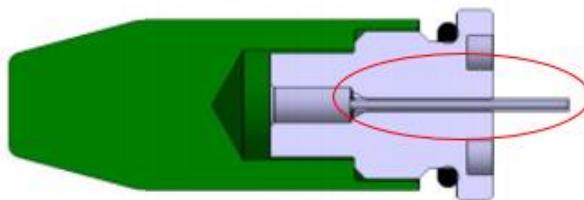


Figura 6: Tubo hipodérmico (SS 304L) [12].

## 1.4.2 Influencia de la presión positiva en los pulmones

### 1.4.2.1 Función de la presión positiva en los pulmones

El dispositivo Ventura desarrollado por el University College London Hospital logra suministrar oxígeno a los pulmones de los pacientes sin necesidad de utilizar un respirador. A fin de cuentas, se trata de una mascarilla facial, la cual suministra un flujo constante de oxígeno y aire en la nariz y boca del paciente, de esta manera se consigue que los pulmones permanezcan abiertos aumentando la cantidad de oxígeno



que ingresa a los mismos, ayudando al paciente que no realice mucho esfuerzo al respirar [13].

El uso del dispositivo CPAP en pacientes infectados por COVID-19 se da con el fin de crear un volumen constante de oxígeno, logrando de esta manera mantener un mayor número de alvéolos pulmonares abiertos y ventilados; y consiguiendo que el torrente sanguíneo mantenga un nivel adecuado al momento del intercambio gaseoso que se da en el área pulmonar [14].

El uso de estos dispositivos es imprescindible ya que, si no se logra controlar las grandes neumonías provocadas por la enfermedad, los pacientes desarrollarán un déficit crítico de oxígeno, por tal motivo el uso de estos respiradores es de vital importancia para mantener una oxigenación adecuada, aceptable y óptima, para que el paciente no padezca ningún tipo de insuficiencia respiratoria [14].

#### ***1.4.2.2 Efectos del COVID-19 en los pulmones***

La ventilación que se obtiene con el uso de estos dispositivos hace que se disminuya la posibilidad de un cortocircuito pulmonar y ayuda a mejorar la oxigenación presente en las arterias. Estos cortocircuitos pulmonares se dan cuando el flujo de sangre del corazón del lado derecho pasa hacia el lado izquierdo sin haber participado en el intercambio gaseoso, dando como resultado final la presencia de hipoxemia. De igual forma, estos cortocircuitos llegan a ser tanto de forma anatómica como de forma fisiológica: los cortocircuitos fisiológicos ocurren cuando se tiene un flujo de sangre a través de los alvéolos no ventilados y pueden dar origen a: neumonía, edema pulmonar cardiogénico, atelectasias; mientras que los cortocircuitos anatómicos se dan cuando el flujo de sangre va de derecha a izquierda en el corazón, mediante defectos adquiridos o congénitos [15].

La insuficiencia respiratoria significa una falla en uno o ambos de los procesos listados a continuación:

- Movimiento de dióxido de carbono y oxígeno entre la sangre y pulmón (intercambio gaseoso).
- Movimiento de gas fuera y dentro de los pulmones (ventilación adecuada).

La presencia de inflamación en los pulmones puede llegar a ser muy evidente en radiografías realizadas (ver figura 7) a pacientes con COVID-19, en donde la ventilación resulta estar un poco menos afectada a comparación del intercambio gaseosos, resultando en hipoxia severa [16].

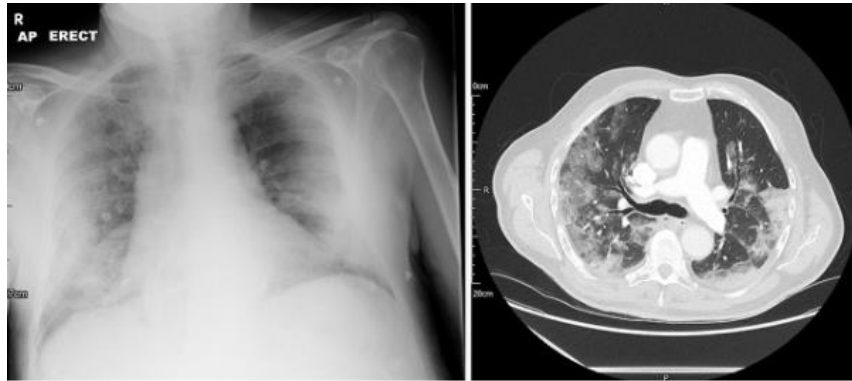


Figura 7: Radiografía pulmonar de paciente con COVID-19 [16].

La enfermedad de COVID-19 afecta principalmente al aparato respiratorio, produciendo una inflamación en los pulmones y resultando ser el único órgano al que ataca [14].

#### **1.4.3 Efectos de variación en la presión y velocidad de la conducción de fluidos**

El uso de equipos CPAP para tratar principalmente la apnea de sueño es uno de los métodos más utilizados, sin embargo, en ciertas personas suele ocasionar efectos secundarios, que aparecen después de un largo tiempo de uso constante del equipo [17].



Figura 8: Equipo CPAP usado por paciente [17].

##### ***1.4.3.1 Efectos secundarios del uso de equipos CPAP***

Algunos de estos efectos suelen ser:

- **Aerofagia:** Hace referencia a un término médico para referirse a tragar aire. Esto se da cuando la presión del CPAP es demasiado alta, lo cual puede llegar a provocar gases e hinchazón.
- **Malestar:** Esto puede ser resultado de obstaculizar el intento de dormir en otras posiciones diferentes a la de espalda. Si la presión del equipo CPAP llega a ser alta esta ocasiona que la exhalación sea incómoda.
- **Claustrofobia:** La mayoría de las personas que usan equipos CPAP manifiestan signos de claustrofobia debido a que la máscara se ajusta afinadamente a la nariz.
- **Fuga de máscara:** Si la mascarilla del equipo CPAP no es ajustada o no se limpia de forma adecuada, puede llegar a causar fugas, haciendo que el equipo CPAP no llegue alcanzar la presión establecida.
- **Irritaciones de la piel:** Esto se da debido a un uso repetitivo del equipo CPAP. Este fenómeno puede llegar a ocasionar irritaciones en la piel o incluso úlceras por presión.
- **Boca seca:** Esto ocurre aquellos pacientes que utilizan una mascarilla completa, así como también pacientes que usan mascarilla nasal y respiran por la boca.
- **Infecciones:** Si el equipo CPAP no es limpiado correctamente, cada cierto tiempo, esto puede llegar a causar infecciones pulmonares o sinusales.

Tabla 3: Recomendaciones de cambio de elementos en el equipo CPAP [18].

<b>¿Con qué frecuencia?</b>	<b>Reemplazar:</b>
<b>Cada mes</b>	Almohadillas nasales o almohadilla de la mascarilla
	Filtro de aire
<b>Cada 3 - 6 meses</b>	Máscaras
	Mangueras
<b>Cada 6 - 12 meses</b>	Las correas
	Correas de la barbilla
	Cámara de agua

- **Dolores de cabeza:** Si la presión del equipo CPAP es demasiada alta o llega a presentar un bloqueo en los senos nasales, puede causar dolores de cabeza.
- **Malestar pulmonar:** La inhalación de aire frío o seco de la máscara del equipo CPAP produce, en algunos pacientes, una sensación de ardor en los pulmones, esta se la puede reducir mediante el uso de humidificación tibia.

- Mareo: Este efecto se debe al cambio de presión en el oído, y ocurre después de usar una máscara de equipo CPAP.
- Dificultad para respirar: Esta sensación es más sensorial, es decir, los pacientes sienten que no reciben suficiente aire por el equipo CPAP, pero la realidad es que una máquina CPAP nunca minimiza la cantidad de aire que se puede inhalar [17].

#### ***1.4.3.2 Efectos de la presión alta en equipos CPAP***

Algunos expertos han establecido que realizar la terapia del equipo CPAP con una presión demasiado alta llega a provocar una apnea central del sueño provocada por la presión que se le da al equipo, es decir, es el resultado de que el cerebro no envía señales respiratorias ya que se encuentran controladas por la presión del equipo, a diferencia de la apnea obstructiva del sueño, que esta es causada por el bloqueo de las vías respiratorias [19].

Si el equipo CPAP posee una presión demasiado alta, los pacientes llegan a experimentar molestias en la boca, nariz e incluso en las vías respiratorias, haciendo dificultoso la conciliación de sueño y generando que la terapia no funcione correctamente. De igual forma, si la presión es demasiado baja, entonces la presión de aire del equipo CPAP es demasiado alta, por lo que puede llegar a causar aerofagia [20].

El exceso de presión, presente en un dispositivo CPAP, puede llegar a provocar de igual forma una sensación de ardor en la garganta y en la nariz, o puede hacer que, entre líquido en los oídos provocando problemas de audición y fugas de líquido por los oídos [20].

#### ***1.4.3.3 Efectos de la presión baja en equipos CPAP***

Si el equipo CPAP utilizado para la condición que se esté tratando posee una presión demasiado baja, posiblemente el paciente continúe experimentando dificultades para respirar durante la noche. Este equipo necesita una presión adecuada y suficiente para conservar las vías respiratorias abiertas, por lo que, si aún siguen restringidas, el cuerpo no logrará recibir la cantidad apropiada de oxígeno que necesita durante la noche.

Aquellas personas que perciben más de cinco episodios de apnea por hora, deberán requerir la aplicación de más presión de aire. El no recibir la adecuada cantidad de aire resultaría en una sensación de falta de aire, cansancio durante el día o sueño deficiente. De igual forma, si la presión del equipo CPAP es demasiado bajo, puede llegar a experimentar aerofagia, efecto que se da cuando la persona empieza a jadear por aire, haciendo que los pacientes traguen aire, dando como consecuencia gases, hinchazón, malestar y eructos excesivos [20].

#### 1.4.4 Procesos de fabricación por deformación plástica

El esfuerzo hace referencia a la presión por unidad de área, éste es denotado con la letra sigma ( $\sigma$ ) y al momento de aplicarse sobre un material se obtiene una deformación ( $\epsilon$ ), esto se ve reflejado de mejor manera en el diagrama esfuerzo – deformación, el cual es diferente para cada material, pero se explicará de forma general a continuación [21].

##### 1.4.4.1 Curva de Esfuerzo vs Deformación

Los metales deben ser conformados necesariamente en la zona de comportamiento plástico, ya que es de suma importancia que superen el límite de fluencia para que la deformación se comporte de forma permanente. De tal forma, si el material es sometido a esfuerzos que sean mayores de su límite elástico, esto se elevará terminando así con su propiedad de ductilidad [21].

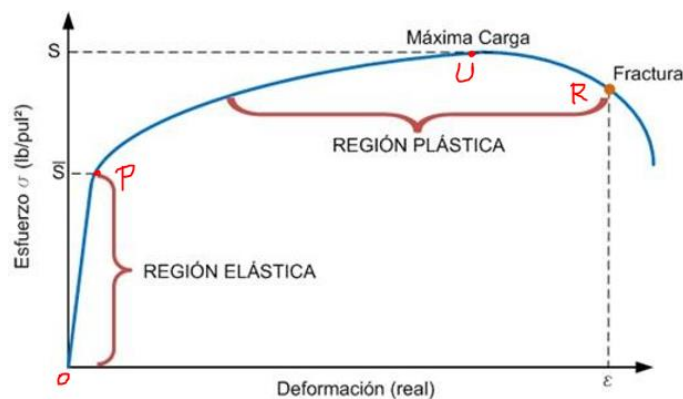


Figura 9: Curva esfuerzo – deformación [21].

En la figura 9 se puede evidenciar la curva esfuerzo – deformación, en donde la recta que va desde el punto de origen (cero, 0) hasta el punto P hace referencia a la región elástica del material, es ahí donde el esfuerzo deforma ligeramente al material y aun

así el mismo material puede llegar a recuperar su forma inicial, de igual forma esta región viene representada por la Ley de Hooke, y su fórmula es la siguiente:

$$\sigma = E * \varepsilon$$

Donde:

$$\sigma = \text{Esfuerzo}$$

$$E = \text{Módulo de elasticidad}$$

$$\varepsilon = \text{Deformación del material}$$

En la figura 9 se puede distinguir varios puntos de los cuales P es denominado como “límite elástico” y hace énfasis al esfuerzo mayor (más alto) que puede ser aplicado sobre el material sin que éste deje de ser elástico. El punto U es denominado “esfuerzo último” y hace referencia al esfuerzo máximo que puede ser aplicado sobre el material. De igual forma se encuentra la zona del tramo del punto P hasta el punto U, la cual se la denota con una curva y es denominada rango inelástico, en esta zona los esfuerzos que se encuentran sobre el material llegan a producir deformaciones permanentes o residuales sobre el mismo. El punto R es denominado como “esfuerzo de ruptura” y significa que es el esfuerzo con el cual el material puede llegar a romperse o fracturarse. Finalmente se tiene la zona entre el punto U y el punto R, la cual es denominada como rango plástico y es en esta zona en donde el material evidencia un cambio físico en donde si el esfuerzo que se le aplique va menorando, el material puede llegar a deformarse aún más [21, 22].

#### ***1.4.4.2 Deformación plástica de los metales dúctiles***

Los materiales metálicos que son usados en ingeniería se clasifican en dúctiles y frágiles. Los materiales frágiles son aquellos que tienen una deformación relativamente pequeña, un ejemplo de estos son el hormigón y la fundición, mientras que los materiales dúctiles son aquellos que poseen un alargamiento a tracción el cual es grande hasta finalizar con el punto de rotura, un ejemplo de estos es el aluminio o el acero estructural [21].

Estos materiales presentan 3 tipos de regiones: elástica, plástica y fractura. Así mismo sus características mecánicas de forma general son: alta resistencia, dúctil (maleable),

y propensos a la fractura en la región plástica. De forma paralela, el tipo de enlace que presentan estos materiales llega a determinar el grado de deformación elástica o plástica. Si se tiene un enlace metálico, es decir no direccional, permite la existencia de un deslizamiento sencillo de las separaciones que se encuentran bajo pequeñas tensiones y en cualquier dirección [21].



Figura 10: Deformación plástica de metales dúctiles [21].

#### **1.4.5 Procesos de conformado**

Los procesos de conformado hacen referencia a la acción de fabricación de piezas o elementos modificando plásticamente la forma de un cuerpo físico sólido, esto puede ser realizado por tracción, flexión o compresión, en frío o en caliente [24].

El proceso de conformado de metales es aquel en donde las piezas metálicas se mecanizan mediante deformación metálica; es moldeada sin agregar ni quitar materiales y en donde la calidad no se ve afectada. El conformado de materiales se basa en el principio de deformación plástica, es decir, la forma física del material se deforma permanentemente. Este proceso se refiere a un término general para un amplio grupo que contiene una gran variedad de procesos de fabricación. A niveles industriales, el proceso de conformado posee las siguientes características:

- Altas cargas y tensiones (entre 50 y 2500 N/mm<sup>2</sup>)
  - Maquinaria pesada, grande y costosa (con el fin de satisfacer el anterior punto)
- [25].

##### ***1.4.5.1 Propiedades metálicas en los procesos de conformado***

Al iniciar con los procesos de conformado es necesario tener en cuenta una serie de propiedades metálicas, las cuales son influenciadas por la temperatura, ya que estos procesos de conformado pueden ser realizados mediante trabajo en frío como en caliente [23].

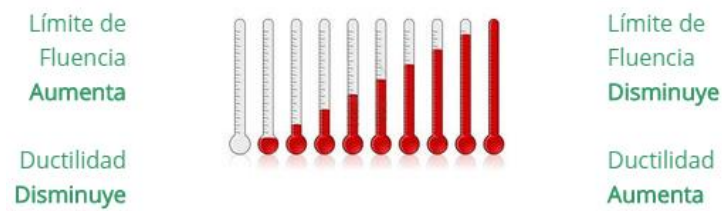


Figura 11: Propiedades metálicas en los procesos de conformado [23].

#### ***1.4.5.2 Deformación en frío y caliente***

El proceso de conformado por deformación plástica puede ser realizado ya sea en caliente o en frío, esto depende de la temperatura de trabajo que se halle por debajo o por encima de la temperatura de recristalización, equitativamente; sin que esto suponga una separación obligatoria, debido a que casi todos los procesos pueden tener lugar ya sea de una forma u otra [21, 22].

#### ***1.4.5.3 Conformación en frío***

El proceso de conformación en frío es aquel que se lo realiza a la temperatura inferior que la de la cristalización, esto no quiere decir que no se pueda llegar a utilizar la energía térmica en conjunto con la energía mecánica, solo se debe tener en cuenta que su efecto no produzca cambios esenciales en dicha estructura cristalina. Este proceso de conformado cuenta con: una mejor precisión y acabo superficial, mejores tolerancias, mayor dureza de los elementos y requerimiento de un mayor esfuerzo [21 - 23].

#### ***1.4.5.4 Conformación en caliente***

Como se lo ha mencionado anteriormente, la conformación en caliente es aquella que se realiza cuando se tiene temperaturas superiores a la de la recristalización; acorde se eleva la temperatura de un metal, que se encuentra deformado, se aumenta la agitación térmica y a su vez se disminuye la tensión crítica a la existencia de cizallamiento, lo que genera un aumento significativo a la capacidad de deformación de los granos. Paralelamente se produce una rebaja de la resistencia que posee los bordes de los mismos granos. Este proceso de conformado cuenta con: mayor posibilidad de trabajo debido que la gran mayoría de metales se fracturan con trabajos en frío, requiere de menos esfuerzos y llega a dar una gran posibilidad debido a las modificaciones que se le puede dar a la pieza de trabajo [21 - 23].



#### 1.4.5.5 Conformación por fuerzas de tracción y compresión

##### Conformación por compresión de rodillos

El proceso de laminado comprende cuando una pieza es conformada de manera continua o por fases, aplicando una compresión mediante herramientas giratorias denominadas rodillos [24].

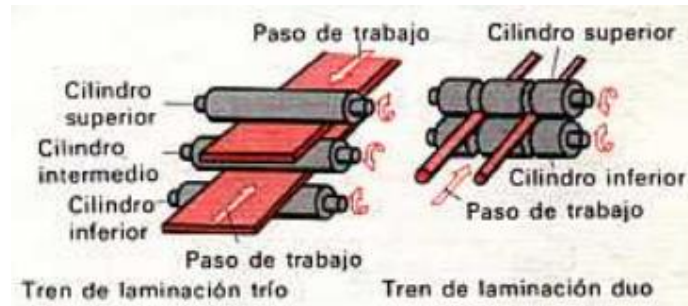


Figura 12: Conformación por compresión de rodillos [24].

##### Conformación sin estampa (forja)

El proceso de forja es un procedimiento en el que la pieza se encuentra a altas temperaturas y mediante esfuerzos de compresión se la va conformando.

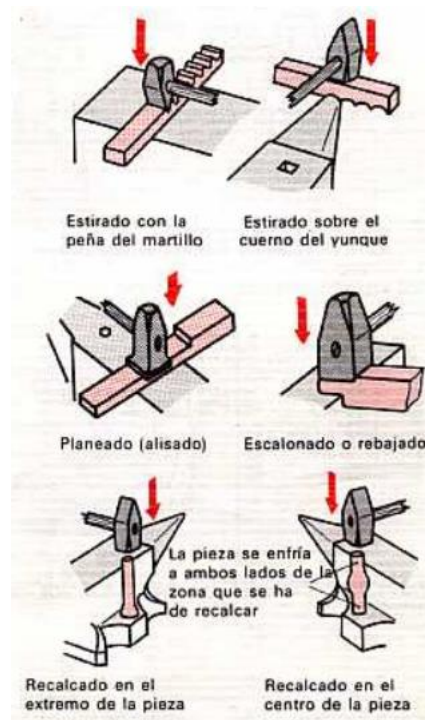


Figura 13: Conformación sin estampa [24].

## Conformación por compresión en estampa

En este proceso de conformado las herramientas de conformación denominadas estampas se mueven en la misma dirección, es decir, una contra la otra. En este proceso la estampa realiza la acción de rodear o abrazar la forma de la pieza la cual se va a fabricar [24].

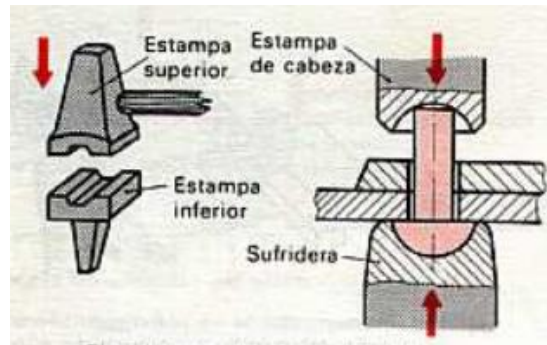


Figura 14: Conformación por compresión en estampa [24].

## Conformación por extrusión

En este proceso de conformado, la pieza a ser trabajada será obligada a pasar, ya sea de forma total o parcialmente, por una abertura de la máquina-herramienta. Este proceso es producido debido a la deformación plástica con reducción de diámetro o sección [24].

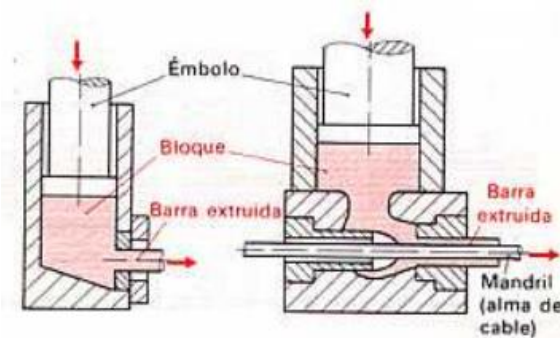


Figura 15: Conformación por extrusión [24].

## Conformación por estirado de deslizamiento y embutición profunda

Como se había mencionado anteriormente, el estado plástico de un cuerpo para su respectiva conformación se lo obtiene de la combinación de fuerzas tanto de tracción como de compresión, es por eso que para el proceso de conformado por estirado es necesario que la pieza pase por una estrecha abertura de la máquina-herramienta; mientras que, para el proceso de conformado por embutido, una pequeña parte de

chapa es conformada como cuerpo hueco, vacío, sin modificar el espesor de la misma [24].

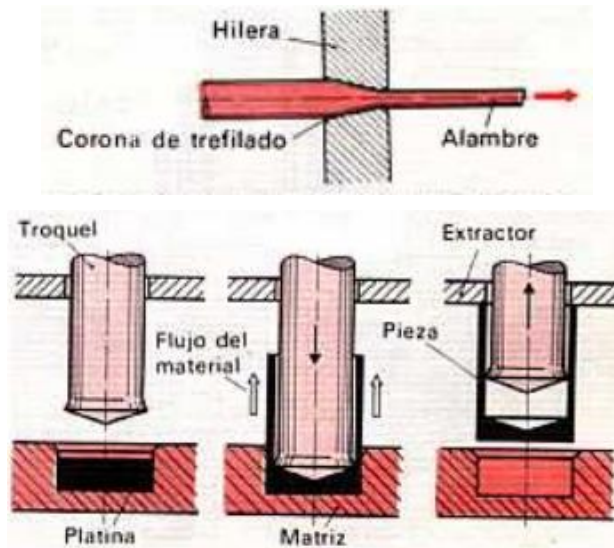


Figura 16: Conformación por estirado de deslizamiento (sup.) y por embutición profunda (inf.) [24].

#### 1.4.5.6 Conformación por momento flector

#### Procesos de conformación por plegado

En este tipo de proceso de conformado el cuerpo sólido se conforma plásticamente debido a la sollicitación a flexión. Aquí resaltan 5 tipos de plegados los cuales son:

- Plegado libre: En donde la forma de la pieza se obtiene libremente, ya sea plegado a mano o plegado en tornillo.



Figura 17: Plegado libre [24].

- Plegado con bigornia: La pieza a plegar es doblada en la bigornia, con el fin de evitar la recuperación elástica, pieza debe ser comprimida contra la bigornia [24].

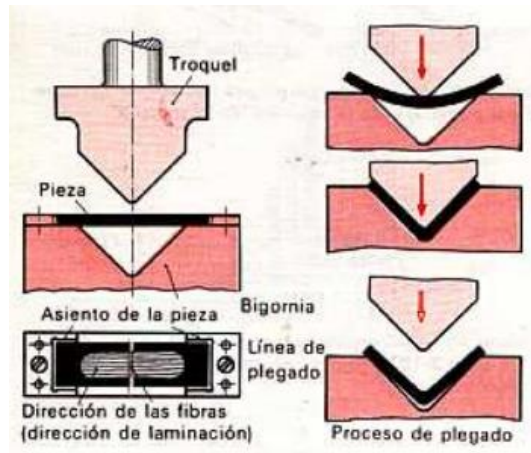


Figura 18: Plegado con bigornia [24].

- Plegado a tracción: Las piezas, en este caso chapas se las hace pasar a tracción por una máquina-herramienta de conformación, con lo que se llega a doblar y obtener la forma deseada [24].

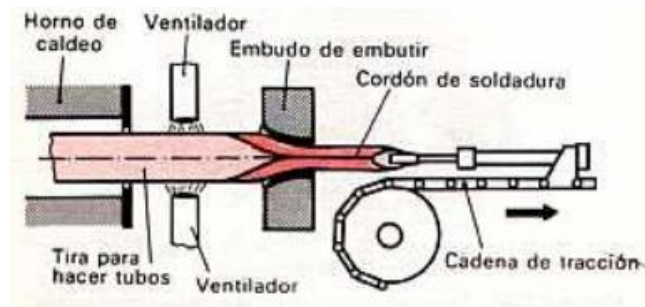


Figura 19: Plegado a tracción [24].

- Plegado cilíndrico: Se aplica momento flector mediante unos rodillos, así pues, cuando un fleje de acero entra puede llegar a formarse tubos [24].

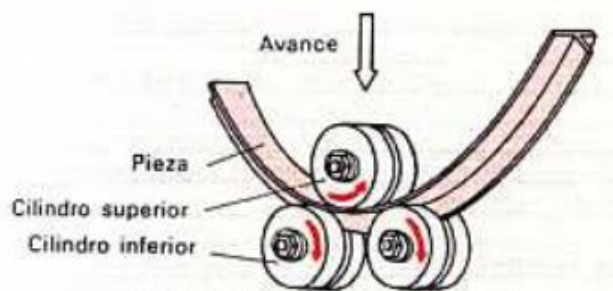


Figura 20: Plegado cilíndrico [24].

- Plegado por arrollamiento: En este proceso la pieza a ser conformada es sometida a un proceso de curvatura de forma continua, de esta manera se llega a doblar y se puede obtener alambres, tubos, entre otros [24].

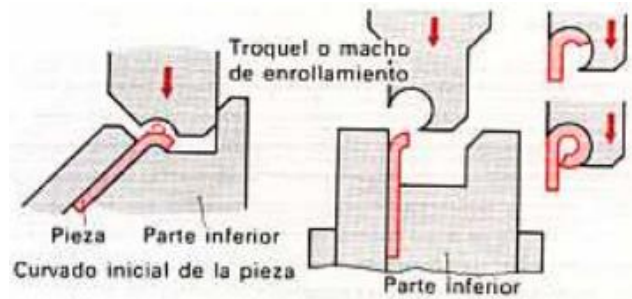


Figura 21: Plegado por arrollamiento [24].

### Procesos de conformación por aplanado y enderezado

Este proceso de conformado hace énfasis a la supresión de conformaciones no deseadas presentes en chapas, barras, alambres, etc. Para lo cual son ingresados a una prensa enderezadora la cual se encarga de llevar a la pieza a su forma inicial, con la presencia de flexiones y la presencia del alargamiento [24].

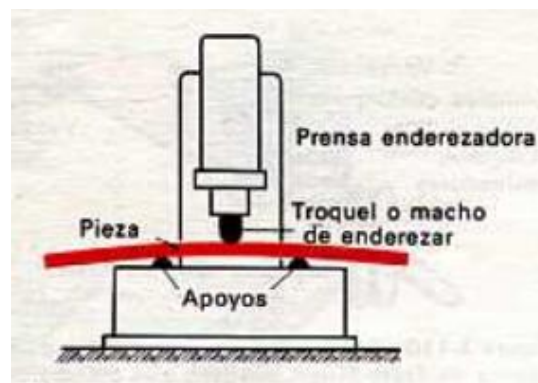


Figura 22: Procesos de conformación por aplanado y enderezado [24].

### 1.4.6 Mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico

El mecanismo de conformado consiste en un mecanismo capaz de deformar el tubo hipodérmico por medio de una punta solida que entrará en contacto con el éste y adquirirá una forma más ensanchada, gracias a la punta solida del mecanismo de conformado que caerá de forma libre por medio de la gravedad como se muestra en la figura 23 [12, 23].

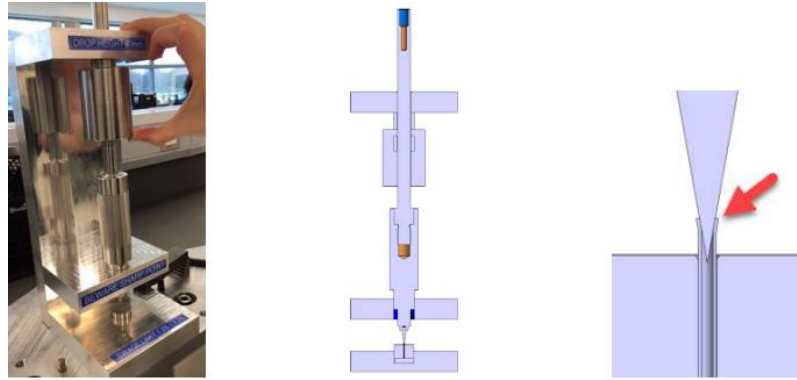


Figura 23: Mecanismo de conformado de un tubo hipodérmico [12].

### 1.4.7 Tubos Hipodérmicos

El tubo hipodérmico es un material de diámetro pequeño y aguja estirado duro. Como es utilizado en las industrias aeroespacial, médica, comunicaciones, bebidas y alimentos, se encuentra hecho de acero inoxidable tipo 304/304L o tipo 316L [26].

El tubo hipodérmico de acero inoxidable tipo 304/304L se caracteriza por poseer una buena resistencia a la corrosión, debido a esto puede ser utilizado en circuitos en los que se utilicen diferentes tipos de fluidos como son el aire, aceite, gas natural, agua y químicos. Mientras que el tubo hipodérmico de tipo 316L cuenta con menos cantidad de carbono en su composición química, pero hablando de sus propiedades es mucho mayor resistencia a la corrosión que el de tipo 304/304L, lo que lo hace adecuado para aplicaciones médicas o biomédicas [26].

Estos tubos hipodérmicos son conocidos como tubo de aguja. Cuentan con un proceso en donde inicialmente comienzan como tiras de acero inoxidable, posteriormente son enrollados y soldados para ser extraídos hasta alcanzar su tamaño de calibre final. Este proceso de formación hace que la tubería sea reconocida como perfecta debido a su apariencia, conjuntamente de mantener sus tolerancias, diámetro exterior como diámetro interior de forma correcta [26].

Como se mencionó anteriormente estos tubos hipodérmicos son soldados mediante TIG (soldadura de gas inerte de tungsteno) y son estirados mediante el uso de un mandril. Estos tubos hipodérmicos son estirados hasta una condición de máxima temperatura, es decir, de grado médico y, llegan a poseer una resistencia mínima a la tracción de 150 KPSI, lo que proporciona excelentes condiciones de resistencia y rigidez [26].





Figura 24: Tubo hipodérmico [26].

#### ***1.4.7.1 Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura***

Este tubo hipodérmico también es conocido como tubo de aguja, cuenta con paredes delgadas y se encuentra fabricado con tolerancias, las cuales son estrictas, para aplicaciones en las que se requiera precisión. Se encuentra soldado en el interior con un cordón de soldadura, el cual se encuentra liso, con el fin de reducir la acumulación de partículas [27].



Figura 25: Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura [26].

#### ***1.4.7.2 Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura con curva de 90 grados***

Este tubo hipodérmico de diámetro pequeño cuenta con una curva de 90 grados además cuenta con paredes delgadas y se encuentra fabricado con tolerancias para aplicaciones en las que se requiera alta precisión [26].

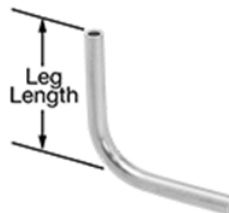


Figura 26: Tubo hipodérmico de acero inoxidable - miniatura con curva de 90 grados [26].

#### ***1.4.7.3 Tubo hipodérmico de acero inoxidable – miniatura con exterior pulido***

Este tubo hipodérmico se encuentra pulido en su exterior con el fin de poseer un acabado de alto brillo para conseguir una apariencia brillante y llamativa [26].

### 1.4.8 Prensas

El proceso de conformado de elementos metálicos requiere de grandes esfuerzos los cuales se los puede obtener de prensas. Existe una gran variedad de prensas, pero hay que saberlas diferenciar según donde se traslade el carro de la prensa, por tanto, existen prensas de:

- Prensa de husillo
- Prensa de rodillera
- Prensa hidráulica
- Prensa de cigüeñal y excéntrica

### 1.4.9 Cinética de una partícula

La cinética es una rama de la dinámica que se ocupa de la relación entre el cambio del movimiento de un cuerpo y las fuerzas que lo provocan. La base de la cinética es la segunda ley de Newton, la cual establece que cuando una fuerza desbalanceada actúa en una partícula, ésta se acelera en la dirección de la fuerza con una magnitud que es proporcional a ésta [28].

#### 1.4.9.1 Trabajo y Energía

El principio de trabajo y energía establece que la energía cinética inicial de una partícula cualquiera más el trabajo realizado de todas las fuerzas que actúan sobre la partícula cuando ésta se desplaza desde un punto inicial hasta un punto final, es igual a la energía cinética final de dicha partícula. El trabajo que actúa sobre la partícula puede ser el trabajo de una fuerza ( $U_{1-2}$ ), trabajo en peso ( $U_{peso}$ ) o trabajo de un resorte ( $U_{resorte}$ ) [28]. La ecuación del trabajo y energía está dada por la siguiente ecuación:

$$T_1 + \sum U_{1-2} = T_2$$

Donde  $T_1$  es la energía cinética inicial,  $T_2$  es la energía cinética final y  $U_{1-2}$  es el trabajo realizado por todas las fuerzas que actúan sobre una partícula cuando ésta se desplaza.

En términos más simples, la ecuación anterior vendría dado por:



$$\sum U_{1-2} = T_2 - T_1$$

Para la resolución de la ecuación anterior, se cambiará a T por k para que la ecuación quede en términos ya conocidos.

$$\sum U_{1-2} = k_2 - k_1$$

Resolviendo,

$$U_{1-2} + U_{peso} + U_{resorte} = k_2 - k_1$$

$$U_{1-2} - (\Delta Vg) - (\Delta Ve) = k_2 - k_1$$

$$U_{1-2} - (Vg_2 - Vg_1) - (Ve_2 - Ve_1) = k_2 - k_1$$

$$U_{1-2} + Vg_1 + Ve_1 + k_1 = Vg_2 + Ve_2 + k_2 \quad (Ec. 1)$$

Donde:

*Vg1 y Vg2 es la energía potencial gravitatoria*

*Ve1 y Ve2 es la energía potencial elástica y,*

*k1 y k2 es la energía cinética*

#### **1.4.9.2 Principio de Impulso y Cantidad de Movimiento**

El impulso que se aplica a un cuerpo es igual a la cantidad de movimiento de ésta. Es la cantidad de movimiento inicial de una partícula en un instante t1 más la sumatoria de todos los impulsos aplicados a dicha partícula en un tiempo t1 a t2, esto es equivalente a la cantidad de movimiento final de la partícula en un instante t2 [28]. Estos términos mencionados anteriormente se muestran en la siguiente ecuación:

$$\sum m_i(v_i)_1 + \sum \int_{t_1}^{t_2} F_i dt = \sum m_i(v_i)_2$$

Esta ecuación es muy útil para resolver problemas que implican fuerza, velocidad y tiempo.

#### **1.4.9.3 Conservación de la Cantidad de Movimiento**

Si la suma de todos los impulsos externos que actúan en un sistema de partículas es igual a cero, la ecuación anterior se reduce a:

$$\sum m_i(v_i)_1 = \sum m_i(v_i)_2 \quad (\text{Ec. 2})$$

Esta ecuación se la conoce como la conservación de la cantidad de movimiento.

#### 1.4.10 Vigas

Son estructuras sometidas a diferentes cargas o momentos y que son perpendiculares (vectores) al eje de la barra o viga.

Cuando una fuerza o pares actúan sobre una viga, dicha viga desarrolla deformaciones y esfuerzos en su interior. Para encontrar dichas esfuerzos y deformaciones se debe determinar los pares y fuerzas internas que actúan sobre la sección transversal de una viga [29].

Para contrarrestar dichas variables (fuerza, deformación, esfuerzo) existen varios tipos de apoyo los cuales ayudan a restringir de una u otra forma el movimiento de la viga. Los tipos de apoyos que se pueden encontrar en una viga son los siguientes:

- Apoyo articulado.
- Apoyo de rodillo.
- Apoyo fijo empotrado.

De igual forma como en los apoyos hay diferentes tipos de cargas que actúan sobre una viga, estas cargas pueden ser:

- Carga concentrada o puntual.
- Carga distribuida o uniforme.
- Carga linealmente variable.
- Par (Momento).

Existen diferentes tipos de vigas de acuerdo a la forma en la que se encuentran apoyadas como se mencionó anteriormente. Estas pueden ser: viga simple, viga en voladizo y viga con voladizo [29].

En la siguiente figura se observan los tipos de vigas más comunes mencionadas anteriormente.

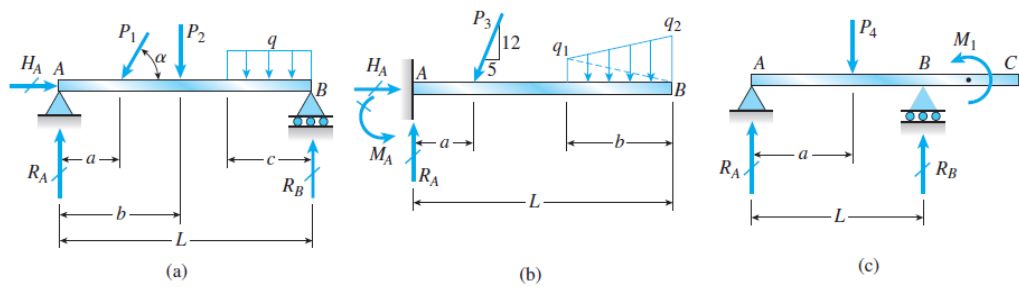


Figura 27: Tipos de vigas: a) Viga apoyada o simple; b) en voladizo; c) con voladizo [29].

Dentro de los tipos de vigas para esta investigación se analizará el tipo de viga en voladizo (ver figura 27). Para el método de viga en voladizo se clasifican en varios tipos como son:

- Viga en voladizo con carga puntual en el extremo
- Viga en voladizo con carga puntual intermedia
- Viga en voladizo con carga repartida
- Viga en voladizo con carga triangular repartida

Los métodos de viga con carga puntual en el extremo y en una sección cualquiera serán los métodos que se analizarán específicamente para esta investigación.

#### 1.4.10.1 Viga en voladizo con carga puntual en el extremo

Este tipo de vigas también es conocido como viga con empotramiento en su base y libre en el extremo como se muestra en la siguiente figura.

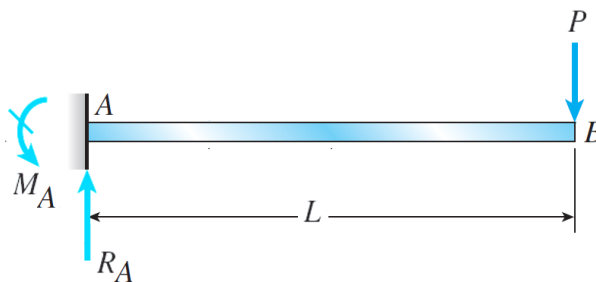


Figura 28: Viga en voladizo con carga en el extremo [29].

Para dar solución a este tipo de viga existen fórmulas determinadas y analizadas de acuerdo al tipo de apoyo que estas presentan. Para determinar las variables presentes en una viga se pueden usar las siguientes formulas:

**Deflexión en dirección positiva Y.**

$$v = -\frac{Px^2}{6EI} (3L - x) \quad (\text{Ec. 3})$$

**Pendiente de la curva de deflexión**

$$v' = -\frac{Px}{2EI} (2L - x) \quad (\text{Ec. 4})$$

**Deflexión en el extremo**

$$Y_{max} = -\frac{PL^3}{3EI} \quad (\text{Ec. 5})$$

**Angulo de rotación en el extremo**

$$\theta_B = -\frac{PL^2}{2EI} \quad (\text{Ec. 6})$$

Donde:

$v =$  Deflexion en direccion Y (positivo  $\uparrow$ )

$v' =$  Pendiente de la curva de deflexion

$Y_{max} =$  Deflexion de la viga en el extremo B

$\theta_B =$  Angulo de rotacion en B

$E =$  Modulo de Young

$I =$  Momento de masa de inercia

#### **1.4.10.2 Viga en voladizo con carga puntual intermedia**

Este tipo de vigas también es conocido como viga con empotramiento en su base y libre en el extremo al igual que el método anterior con la diferencia que en este método la carga puntual se encuentra en una sección cualquiera como se muestra en la siguiente figura [29].

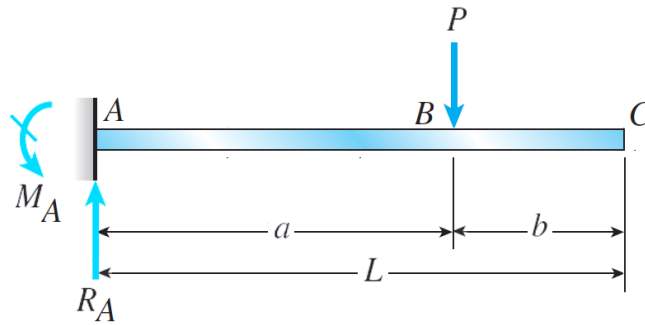


Figura 29: Viga en voladizo con carga intermedia [29].

Para dar solución a este tipo de viga existen fórmulas determinadas y analizadas de acuerdo al tipo de apoyo que estas presentan (similar a viga en voladizo con carga en el extremo). Para determinar las variables presentes en una viga se pueden usar las siguientes formulas:

#### Deflexión en dirección “positiva Y” y pendiente de la curva

$$v = -\frac{Px^2}{6EI} (3a - x) \quad v' = -\frac{Px}{2EI} (2L - x) \quad (0 \leq x \leq a) \quad (Ec. 7)$$

$$v = -\frac{Px^2}{6EI} (3x - a) \quad v' = -\frac{Pa^2}{2EI} \quad (a \leq x \leq L) \quad (Ec. 8)$$

En  $x = a$ :

$$v = -\frac{Pa^3}{3EI} \quad (Ec. 9) \quad v' = -\frac{Pa^2}{2EI} \quad (Ec. 10)$$

#### Deflexión en el extremo

$$Y_{max} = \frac{Pa^2}{6EI} (a - 3 * L) \quad (Ec. 11)$$

#### Angulo de rotación en el extremo

$$\theta_B = \frac{Pa^2}{2EI} \quad (Ec. 12)$$

Donde:

$v =$  Deflexion en direccion Y (positivo  $\uparrow$ )

$v' =$  Pendiente de la curva de deflexion

$Y_{max}$  = Deflexion de la viga en el extremo B

$\theta_B$  = Angulo de rotacion en B

$E$  = Modulo de Young

$I$  = Momento de masa de inercia

#### 1.4.11 Columnas

Son elementos estructurales rígidos y esbeltos sometidos a cargas de compresión axiales.

Estas columnas pueden ser cortas, intermedias o largas y dependiendo su forma esta fallara por pandeo o fluencia.



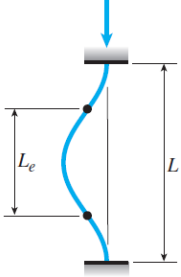
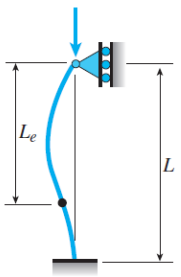
**Columna corta:** Estas columnas son consideradas como muy cortas y se establece que el esfuerzo de fluencia será igual al esfuerzo de falla y por lo tanto no habrá pandeo.

**Columna intermedia:** Establece que el esfuerzo de fluencia puede alcanzar en algunas fibras de una columna o no, por lo tanto, este tipo de columna fallara por pandeo, así como fluencia (comportamiento inelástico) [29].

**Columna larga:** Son conocidas como columna de Euler y son excelentes para predecir la resistencia de una columna larga, el esfuerzo axial de pandeo de la columna estará por debajo del límite proporcional [29].

Existen diferentes tipos de columnas de acuerdo a sus condiciones de soporte, material de la columna y de los tipos cargas como se muestra en la siguiente figura.

Tabla 4: Tipos de columnas ideales [29].

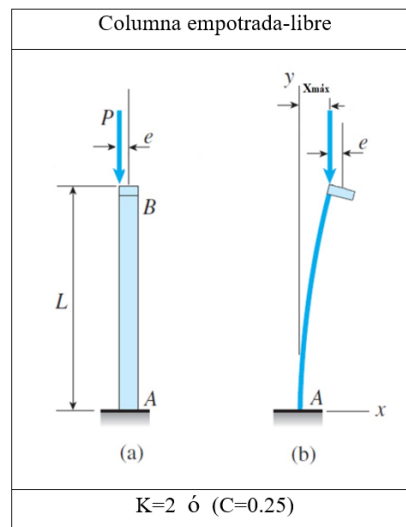
(a) Columna articulada-articulada	(b) Columna empotrada-libre	(c) Columna empotrada-empotrada	(d) Columna empotrada-articulada
$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{L^2}$	$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{4L^2}$	$P_{cr} = \frac{4\pi^2 EI}{L^2}$	$P_{cr} = \frac{2.046 \pi^2 EI}{L^2}$
			
$L_e = L$	$L_e = 2L$	$L_e = 0.5L$	$L_e = 0.699L$
$K = 1$	$K = 2$	$K = 0.5$	$K = 0.699$

Para esta investigación se analizará específicamente el tipo de columna con empotramiento en su base y libre en el extremo mostrado en la tabla 4.

#### 1.4.11.1 Columna empotrada - libre

Este tipo de columna empotrada en su base y libre en la parte exterior tendera a pandearse como se muestra en la tabla 5 (b). En la parte del extremo libre tendrá un desplazamiento relativo, deformación o deflexión con respecto a su base empotrada [29].

Tabla 5: Columna empotrada - libre: a) sin deflexión; b) con deflexión [29].



El valor del factor de longitud efectiva K para el caso de columna de empotrada-libre es igual a 2.

Las fórmulas para determinar la solución de este tipo de columnas son las siguientes:

### **Relación de esbeltez**

Es la relación entre la longitud real de la columna (incluido el factor K) y el radio de giro.

$$\frac{KL}{r} \quad (Ec. 13)$$

Donde:

$K =$  Factor de longitud efectiva

$L =$  Longitud real de la columna

$r =$  Radio de giro

### **Carga critica**

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \quad (Ec. 14)$$

Donde:

$P_{cr} =$  Carga critica

$E =$  Modulo de Young

$I =$  Momento de masa de inercia

### **Deflexión máxima**

$$X_{max} = \delta = e \left( \sec \left( \frac{KL}{2} \right) - 1 \right) = e * \left[ \sec \left( \frac{\pi}{2} * \sqrt{\frac{P}{P_{cr}}} \right) - 1 \right] \quad (Ec. 15)$$

Donde:



$X_{max} = \delta = \text{Deflexión máxima}$

$e = \text{excentricidad}$

### **Esfuerzo**

$$\sigma = \frac{P_{cr}}{A} = \frac{\pi^2 E}{\left(\frac{KL}{r}\right)^2} \quad (\text{Ec. 16})$$

Donde:

$\sigma = \text{Esfuerzo máximo}$

$A = \text{Area}$

### **1.4.12 Método de elementos finitos**

El método de elementos finitos (MEF) es un método de aproximación usada para resolver problemas de ingeniería ya que con los métodos convencionales serían muy difícil de determinar. Este método puede decirse que transforma un cuerpo de naturaleza continua a un simple modelo aproximado, a esto se lo conoce como discretización de modelo como se puede apreciar en la siguiente figura [30].

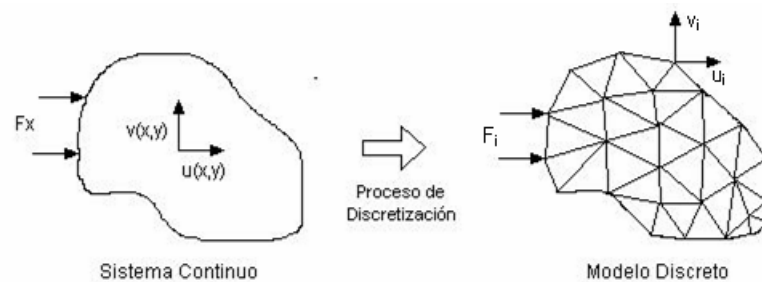


Figura 30: Proceso de discretización del modelo [30].

El MEF es un método ampliamente utilizado por sus excelentes resultados aproximados ya que éste divide en partes muy pequeñas la geometría de una estructura.

Hay dos enfoques o métodos matriciales generales asociados con el método de elementos finitos aplicado a problemas de mecánica estructural los cuales son: matriz rigidez y matriz flexibilidad.

#### **1.4.12.1 Método de la matriz rigidez**

También llamado método de desplazamiento, este método asume los desplazamientos de los nodos como las incógnitas del problema.

El método de la matriz rigidez se ha utilizado por ser computacionalmente más eficiente, se trata de encontrar desplazamientos nodales a partir de la definición de la matriz de rigidez de una estructura, así como también el establecimiento de las fuerzas o solicitaciones a las que la estructura está sometida. El método indica que se debe ir definiendo elemento a elemento en una sola matriz rigidez. En el proceso también se debe colocar las condiciones de frontera adecuadas, es decir, desplazamientos nulos o valores de carga en los vectores de fuerza y desplazamientos respectivamente [31].

La familiaridad con la matriz de rigidez es esencial para poder comprender de una mejor manera el método de rigidez. Definimos la matriz de rigidez como sigue: Para un elemento, una matriz de rigidez  $k$  es una matriz tal que  $f = k \cdot d$ , donde  $k$  relaciona la coordenada local  $(x, y, z)$  desplazamientos nodales  $d$  a fuerzas locales  $f$  de un solo elemento [31].

Para un medio o estructura continua que comprende una serie de elementos, una matriz de rigidez  $k$  relaciona las coordenadas globales  $(x, y, z)$  desplazamientos nodales  $d$  a fuerzas globales  $f$  de todo el medio o estructura [31].

#### **Definiciones del método**

Para poder entender el método de Matriz de Rigidez es importante conocer algunas definiciones generales para un mejor entendimiento del método.

**Coordenadas Globales:** Es un sistema de coordenadas que posee tres dimensiones o ejes de un sistema conocidos como  $X, Y, Z$  que entre si forman 90 grados o son perpendiculares.

**Condiciones de frontera:** Son variables que se puede conocer y con ello reducir los problemas y llegar a la solución.

**Nodos:** Se define como los puntos ubicados en las esquinas de los elementos que lo conforman.

**Elementos:** Es el elemento individual de todas las pequeñas partes en las que una geometría de una estructura ha sido dividida.

### Aplicación del método

Una de las formas más sencillas de entender este método es la aplicación a una placa que está sometida a tensión plana. Este método dio origen debido a la evolución de aplicaciones que son primordiales en sistemas estructurales [32].

Un elemento finito está definido por sus nodos  $i, j, m$  como se muestra en la figura, además también está formado por líneas que unen todo el contorno de este. Los desplazamientos de cualquiera de todos los puntos tienden aproximarse debido a un vector columna  $\vec{u}$  [32].

$$\vec{u} = \sum N_i a_i^e = [N_i \quad N_j \quad \dots] \begin{pmatrix} \vec{a}_i \\ \vec{a}_j \\ \dots \end{pmatrix}^e = N a^e$$

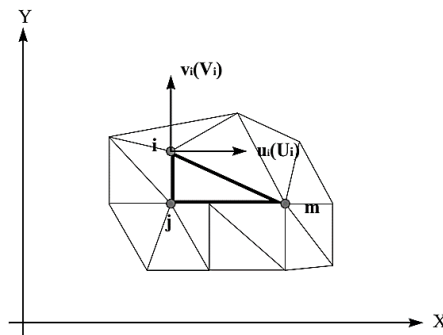


Figura 31: Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamiento de nodos [30].

De la ecuación anterior se puede decir que  $N$  son funciones de la posición o funciones de forma y  $a^e$  viene siendo el vector formado debido a los desplazamientos nodales de los elementos que han sido considerados.

La siguiente ecuación estada dado para un caso de tensión plana.

$$u = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix}, \quad a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix}$$

Donde  $u_i$  representa los movimientos vertical y horizontal en cualquier punto de un elemento y  $a_i$  viene siendo el desplazamiento del nodo  $i$  [31].

#### ***1.4.12.2 Método de la matriz flexibilidad***

También llamado método de fuerza, es un método que utiliza fuerzas internas como las incógnitas del problema [33].

#### ***1.4.12.3 Tipología de elementos finitos***

Existen varios elementos empleados en el análisis de comportamiento de distintos tipos de estructuras como son:

- **Elemento barra** (barras en conexión con partes estructurales continuas o continuas rigidizadas).
- **Elementos triangulares** (cualquier forma estructural continua, espacial, bordes curvos y en forma de láminas).
- **Elementos rectangulares** (muy útil debido a su facilidad computacional).
- **Elemento cuadrilátero** (suma de dos elementos triángulos).
- **Elementos tetraédricos** (problemas de elasticidad tridimensional).
- **Elementos hexaédricos** (problemas de elasticidad espacial y placas gruesas que sean sometidas a cargas transversales).
- **Elementos curvos** (usados ampliamente en estructuras continuas).
- **Elementos axisimétricos** (estructuras resistentes con ejes de simetría).

#### ***1.4.12.4 Simulación en ANSYS***

Desde hace varios años, empresas, centros de investigación y universidades en todo el mundo han venido usando un software que simplifique métodos convencionales y que su vez pueda resolver geometrías estructurales complejas rápidamente [34].

ANSYS es el software que hace esto posible, es un software de simulación usado ampliamente en la ingeniería capaz de resolver problemas avanzados de procesos industriales, así como también comportamientos de productos manufacturados entre otros.

Este software puede resolver problemas estructurales, dinámicos, fluidos, fluidodinámicas, eléctricos, entre otros, fácilmente en muy corto tiempo, aunque depende de la complejidad de lo que se quiere resolver.

ANSYS posee varios módulos que facilitan la solución de problemas como por ejemplo el módulo conocido como LS-DYNA que será el módulo que se usará en esta investigación para la determinación de desplazamientos por impacto [34].

#### ***1.4.12.5 Módulo LS-DYNA***

Este módulo permite la simulación de fenómenos de deformación grandes con un tiempo de duración pequeño, así como también se enfoca a casos de deformación no lineales como las pruebas de caída y el impacto de alta velocidad. Este módulo llega a utilizar la extensa biblioteca de materiales no lineales y el contacto cuerpo a cuerpo para producir representaciones fieles de los sistemas físicos del mundo real [35].

La integración de tiempo explícito es más precisa y eficiente para simulaciones que involucran:

- Propagación de ondas de choque
- Grandes deformaciones
- Comportamiento no lineal del material con falla del material
- Contacto complejo
- Fragmentación
- Pandeo no lineal

LS-DYNA ofrece varios parámetros para quien lo vaya a usar pueda modificarlo a sus necesidades con el fin de que los resultados de la simulación sean los más aproximados posibles y lo que realmente se esté buscando [35].

## **CAPÍTULO II**

### **METODOLOGÍA**

El presente proyecto técnico consiste en dos fases, la primera hace referencia a la generación del modelo 3D mediante el uso del programa SolidWorks en base a la información brindada por la empresa Mercedes AMG y la UCL, realizándose de esta manera una reingeniería del proceso; y la segunda fase radica en establecer un modelo axisimétrico 2D a partir del modelo 3D utilizando un método de malla denominado esfera de influencia con el propósito de conseguir un refinamiento de la malla en un punto específico, donde ocurre la deformación del tubo hipodérmico. El modelo axisimétrico 2D ayuda a que el tiempo de análisis sea mucho más rápido y tenga menos costo computacional. Por consiguiente, se incluye la geometría en ANSYS LS-DYNA donde se puede realizar pruebas de caída, golpes, impacto, choques, entre otras, las cuales son utilizadas para la pertinente simulación.

Para las condiciones iniciales de impacto se utilizan diferentes alturas de caída, manteniendo los demás parámetros constantes. De acuerdo a los estudios generados por la empresa Mercedes AMG y la UCL, para que exista una correcta deformación del tubo hipodérmico se debe tener en cuenta el peso con el que se va a impactar y la altura de caída del mismo para que la deformación se encuentre dentro de los límites establecidos.

#### **2.1 Desarrollo de la división del proyecto**

##### **2.1.1 Generación del modelo 3D – Primera fase**

En esta primera fase se incluye el modelo de la máquina deformadora de tubos hipodérmicos, la base de esta máquina es tomada del modelo de la máquina desarrollada por la empresa Mercedes AMG y la UCL, la cual se encuentra adjuntada a continuación.

Tabla 6: Características técnicas del Mecanismo de conformado de la punta de tubo hipodérmico.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 				
FICHA DE:	MÁQUINA	X	SISTEMA	EQUIPO
		<b>MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE TUBO HIPODÉRMICO</b>		
		<b>CÓDIGO:</b>		ASY_GIB7338_M01
CARACTERÍSTICAS GENERALES				
<b>DIMENSIONES:</b>	155x446 mm	<b>PROCEDENCIA:</b>	Reino Unido	
<b>PESO:</b>	8.025 kg	<b>TIPO DE USO:</b>	Médico	
<b>MATERIAL</b>		<b>PLANCHAS BASE:</b>	Aluminio 6082 T6	
		<b>EJES Y PUNTA:</b>	Acero EN24	

Tabla 7: Características técnicas del Mecanismo de conformado de la empresa Mercedes AMG.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 				
FICHA DE:	MÁQUINA	X	SISTEMA	EQUIPO
		<b>MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE TUBO HIPODÉRMICO DE LA EMPRESA MERCEDES AMG Y LA UCL</b>		
		<b>CÓDIGO:</b>		GIB7338
CARACTERÍSTICAS GENERALES				
<b>DIMENSIONES:</b>	155x446 mm	<b>PROCEDENCIA:</b>	Reino Unido	
<b>PESO:</b>	8.025 kg	<b>TIPO DE USO:</b>	Médico	
<b>MATERIAL</b>		<b>PLANCHAS BASE:</b>	Aluminio 6082 T6	
		<b>EJES Y PUNTA:</b>	Acero EN24	

Teniendo en cuenta todas estas consideraciones, se realiza el modelado del mecanismo de conformado del tubo hipodérmico en el software SolidWorks, y adecuándolo a los materiales presentes en el mercado ecuatoriano, obteniendo el modelo detallado en la tabla 8.

Tabla 8: Características técnicas del Mecanismo de conformado para la simulación.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 				
FICHA DE:	MÁQUINA	X	SISTEMA	EQUIPO
		<b>MECANISMO DE CONFORMADO DE LA PUNTA DE TUBO HIPODÉRMICO</b>		
		<b>CÓDIGO:</b>	GIB7338_MR	
<b>CARACTERÍSTICAS GENERALES</b>				
<b>DIMENSIONES:</b>	155x446 mm		<b>PROCEDENCIA:</b>	Ecuador
<b>PESO:</b>	8.26 kg		<b>TIPO DE USO:</b>	Médico
<b>MATERIAL</b>			<b>PLANCHAS BASE:</b>	Aluminio 7075
			<b>EJES Y PUNTA:</b>	Acero 4340

### 2.1.2 Proceso de simulación – Segunda fase

La segunda fase hace referencia al proceso de simulación enfocándose en la deformación del tubo hipodérmico para lo cual se establece un diagrama de flujo, efectuándose una serie de procesos importantes, necesarios para el cumplimiento del programa ANSYS, el cuál es utilizado en el desarrollo de este proyecto técnico y el cuál cuenta con la licencia de uso académico por parte de la Universidad Técnica de Ambato.



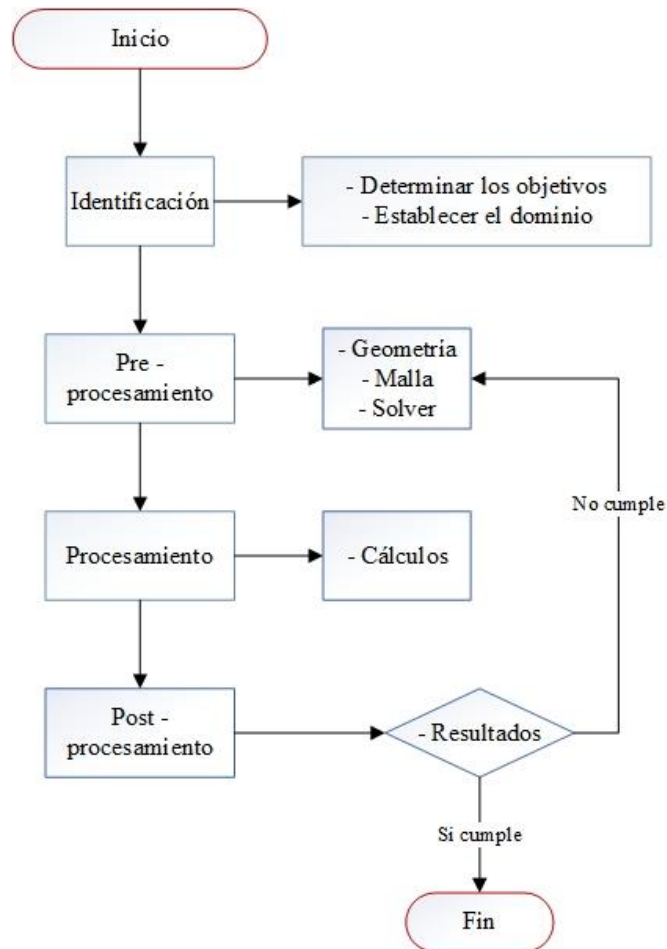


Figura 32: Diagrama de flujo del proceso de simulación de la deformación del tubo hipodérmico.

### 2.1.2.1 Identificación

#### Determinación de los objetivos

El objetivo de la presente simulación es identificar el correcto comportamiento de deformación que sufre el tubo hipodérmico sujeto a diferentes alturas debido a un peso constante expuesto a caída libre (gravedad).

#### Establecimiento del dominio

De acuerdo al sólido presentado en la tabla 8, el dominio se encuentra establecido por la punta y el tubo hipodérmico. El dominio de la geometría se realizó en Space – Claim, el cual es un software CAD que ofrece ANSYS (LS -DYNA) con comandos modernos apropiados a las necesidades del usuario.

### 2.1.2.2 Pre – procesamiento

#### Geometría

Teniendo en cuenta lo mencionado en la primera fase, se ha desarrollado un modelo 2D (simplificado) con el fin de establecer el comportamiento adecuado de la punta en contacto con el tubo hipodérmico. Considerando que los dominios establecidos son cuerpos que al ser divididos en 4 partes cuentan con la misma geometría, se ha optado por realizar un modelo 2D axisimétrico, con el fin de que los resultados obtenidos en la simulación sean lo más parecidos a la realidad.

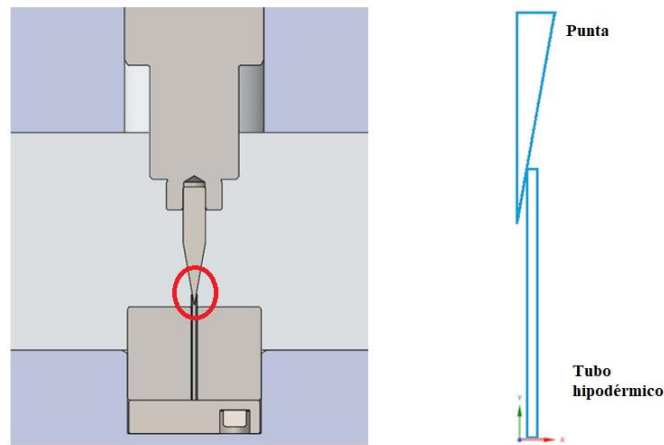


Figura 33: Geometría 2D axisimétrica de la punta y tubo hipodérmico.

Se desarrolló un modelo simplificado (axisimétrico 2D) teniendo en cuenta solo la parte de relevancia para el contacto entre la punta y el tubo hipodérmico.

#### Malla


Existen algunas técnicas que califican la forma de mallado de la geometría utilizada en el programa ANSYS, estas pueden ser clasificadas según el tipo de simulación que se esté realizando, ya sea estructural, LS-DYNA, magnética, fluidos, entre otras, las cuales llegan a determinar si el mallado utilizado en la simulación es el adecuado. En la presente simulación se toma en cuenta LS-DYNA, teniendo como criterio proporcionado por ANSYS el “Element Quality”.

Es muy común utilizar en problemas de contacto un mallado muy refinado. En el modelo presentado anteriormente, las partes alejadas del punto de contacto entre la punta y el tubo hipodérmico presentan un mallado libre mientras que en la zona de

contacto presenta un mallado estructurado uniforme para que los resultados esperados sean mucho más fiables.

Para que estos resultados sean fiables, existe una escala de colores la cual determina una calificación para el mallado que va desde inaceptable hasta excelente. Existe un comando llamado “mesh metric” la cual establece una serie de opciones que determina el tipo de indicador de malla a utilizar. Para definir si el mallado es excelente o inaceptable dentro de la opción “Quality” una vez determinado el tipo de indicador de malla a usar, la opción “Average” que es un promedio, indicará un valor determinado el cual debe estar dentro del rango aceptable de la escala de colores antes mencionado.

Tabla 9: Criterio de aceptación de malla "Element Quality".



Inaceptable	Malo	Aceptable	Bueno	Muy bueno	Excelente
0 - 0.001	0.001 - 0.14	0.15 - 0.20	0.20 - 0.69	0.70 - 0.95	0.95 - 1

### Estructuración del solver

Una vez establecido el mallado, lo siguiente es entrar a LS-DYNA, en donde se encontrará una opción “initial conditions” el cual determina los parámetros iniciales (ángulo de velocidad, velocidad y altura de caída) del cuerpo a analizar (si el caso lo requiera). Consecuentemente se tiene las condiciones de frontera, las cuales ofrecen una amplia gama de opciones que serán elegidas de acuerdo al caso de simulación. En la tabla 10 se tiene las condiciones de operación para la simulación de deformación de la punta y el tubo hipodérmico.

Tabla 10: Condiciones iniciales para la simulación de deformación de punta y tubo hipodérmico.

Condiciones iniciales	Valor
Velocidad inicial	255- 442 mm
Altura de caída del peso	15 - 40 mm
Fuerza	21.97 N

### **2.1.2.3 Procesamiento**

#### **Cálculos**

De las condiciones iniciales presentadas anteriormente se procede a realizar el cálculo de la simulación para lo cual se considera como sugerencia los valores predeterminados que vienen establecidos en el módulo LS-DYNA, en donde se realiza 10,000,000 iteraciones, para obtener valores cercanos a la realidad y cuyo tiempo por iteración es de 0.002 segundos.

### **2.1.2.4 Post – procesamiento**

#### **Análisis de resultados**

LS-DYNA ofrece varios resultados (esfuerzo, deformación, tensión, entre los más principales) para ser escogidos en la sección “Solution” acorde a las necesidades del usuario. El usuario podrá observar los resultados finales de la simulación acorde a lo seleccionado una vez completado toda la información correspondiente.

## **2.2 Materiales**

Son aquellos medios físicos utilizados con el fin de cumplir con la realización del proyecto técnico y el correcto análisis de datos.

### **2.2.1 Análisis de alternativas**

Para la correcta selección del material a ser utilizado, se ha decidido elaborar un análisis de alternativas, teniendo en cuenta los criterios más importantes; y en donde su valoración será de acuerdo a lo siguiente:

Tabla 11: Valoración para el análisis de alternativas.

<b>Designación</b>	<b>Valor</b>
Mala	1
Buena	2-3
Muy buena	4-5

#### **2.2.1.1 Planchas base**

Analizar la alternativa más adecuada para una correcta selección del material.

**Alternativa 1:** Acero Inoxidable

**Alternativa 2:** Acero estructural A36

**Alternativa 3:** Aluminio 7075 (duraluminio)

**Alternativa 4:** Aluminio 6061

Tabla 12: Análisis de alternativas para las planchas base.

<b>Criterios/Alternativas</b>	<b>Alt. 1</b>	<b>Alt. 2</b>	<b>Alt. 3</b>	<b>Alt. 4</b>
<b>Costo</b>	1	4	2	3
<b>Peso</b>	1	1	4	4
<b>Resistencia mecánica</b>	1	1	3	4
<b>Maquinabilidad</b>	2	1	4	4
<b>Facilidad de adquisición</b>	3	4	4	1
<b>Resistencia a la corrosión</b>	5	1	3	3
<b>Total</b>	13	12	20	19

La alternativa más adecuada para la selección del material considerando los criterios más importantes para las planchas base resulta ser la alternativa 3 (Aleación de aluminio 7075) y que formará parte del mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

La aleación de aluminio 7075, conocida como duraluminio, es una aleación de aluminio y zinc que se diferencia por su adecuada resistencia a la corrosión, baja densidad, facilidad al momento de mecanizar y bajo precio en comparación con otros metales. Debido a su ligereza y resistencia el duraluminio es utilizado en gran parte del campo de la ingeniería de materiales, su aplicación sobresale en el transporte, tales como: la aviación, automovilismo y náutica destacándose debido a su alta resistencia al impacto.

En la tabla 13, se detallan las propiedades mecánicas más importantes del aluminio 7075.

Tabla 13: Propiedades mecánicas de la aleación de aluminio 7075 [36].

<b>Propiedades mecánicas</b>	<b>Valor</b>
Densidad	2.81 g/cm <sup>3</sup>
Dureza Brinell	60 HB
Módulo de elasticidad	71.7 GPa
Límite de fluencia	103-145 MPa
Porcentaje de elongación	>= 10%
Límite de fatiga	228 MPa
Intervalo de fusión	477 – 635 °C

### 2.2.1.2 Ejes y punta

Analizar la alternativa más adecuada para una correcta selección del material.

**Alternativa 1:** Acero 4340

**Alternativa 2:** Acero 1018

**Alternativa 3:** Acero 1045

**Alternativa 4:** Acero inoxidable

Tabla 14: Análisis de alternativas para los ejes y punta.

<b>Criterios/Alternativas</b>	<b>Alt. 1</b>	<b>Alt. 2</b>	<b>Alt. 3</b>	<b>Alt. 4</b>
<b>Costo</b>	4	4	3	1
<b>Peso</b>	3	2	3	1
<b>Resistencia mecánica</b>	4	3	4	2
<b>Maquinabilidad</b>	2	3	2	3
<b>Facilidad de adquisición</b>	4	4	4	4
<b>Resistencia a la corrosión</b>	4	1	1	5
<b>Total</b>	21	17	17	16

La alternativa más adecuada para la selección del material considerando los criterios más importantes para los ejes y punta resulta ser la alternativa 1 (Acero 4340) y que formará parte del mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

El acero 4340 es una aleación al cromo, níquel, molibdeno con gran resistencia a la fatiga, templabilidad, ductilidad y tenacidad. Es un acero con gran resistencia a la corrosión atmosférica con bajo contenido de carbono y su facilidad de maquinabilidad es moderada o regular debido a su alta dureza mecánica. Su utilización se basa en piezas que requieran alta tenacidad y resistencia, tales como: grandes moldes de plástico, maquinarias sometidas a grandes esfuerzos, entre otros.

En la tabla 15, se detallan las propiedades mecánicas más importantes del acero 4340.

Tabla 15: Propiedades mecánicas del acero 4340 [37].

<b>Propiedades mecánicas</b>	<b>Valor</b>
Densidad	7.85 g/cm <sup>3</sup>
Dureza Brinell	217 HB
Módulo de elasticidad	190 - 210 GPa
Límite de fluencia	470 MPa
Porcentaje de elongación	22 %
Límite de fatiga	745 MPa
Punto de fusión	1427 °C

Para el elemento (GIL1877) se determinó que la acción que cumple no es tan relevante debido a que solo es un tope para la altura del peso, por tal motivo se decidió realizarlo de impresión 3D (ver anexo 4).

### **2.2.2 Torno**

El torno es una máquina utilizada para la mecanización de piezas de forma geométrica (conos, cilindros). La eliminación del material en forma de viruta de la pieza a mecanizar se da debido al avance de la herramienta de corte cuando la pieza está girando en el cabezal. En la figura 34 se puede visualizar el torno utilizado para el desarrollo de este proyecto técnico, el cual cuenta con un rango de velocidades del husillo de 32 a 2500 rpm (ver anexo 3).



Figura 34: Torno semiautomático.

### 2.2.3 Máquina de electroerosión por corte de hilo

Es una máquina utilizada para el corte generalmente de metales (perfiles, ejes) mediante descargas eléctricas que reaccionan ante la pieza a cortar. El hilo puede ser de cobre o latón que se desplazan como una herramienta cualquiera. El corte del material puede darse independientemente de su dureza.



Figura 35: Máquina de electroerosión por corte de hilo.

### 2.2.4 Rectificadora

La rectificadora es una máquina que cumple con el proceso de remoción de material por abrasión con el fin de obtener una mejor superficie de acuerdo a las necesidades de aplicación. Debido a que la eliminación del material es pequeña, se llega a considerar como un proceso de acabado, por tal motivo, estas máquinas utilizan muelas abrasivas.





Figura 36: Rectificadora.

### 2.2.5 Taladro pedestal

Conocida también como taladro vertical, de banco o de columna, es una máquina accionada por un motor de inducción utilizada para perforar una pieza de trabajo. Su movimiento es vertical y se puede usar manualmente. Posee una mesa o banco que sube o baja dependiendo el tamaño de la pieza a perforar.



Figura 37: Taladro pedestal.

### 2.2.6 Microscopio de barrido – SEM

El microscopio de barrido – SEM sirve para realizar análisis no destructivos en materiales metálicos mediante la interacción de la muestra y una señal conformada por un haz de electrones, donde se puede llegar a obtener imágenes a diferentes resoluciones y magnitudes. Para la medición de los tubos hipodérmicos ensayados se utilizó dos tipos de magnitudes: 48x para la medición de los diámetros deformados y 85x para la medición del espesor.



Figura 38: Microscopio de barrido – SEM.

## **2.3 Métodos**

El presente proyecto técnico será elaborado teniendo en cuenta el planteamiento metodológico del enfoque cuantitativo, por consiguiente, este enfoque es el más adecuado a las necesidades de la misma.

El enfoque cuantitativo se basa generalmente en la recolección y análisis de datos los cuales serán comprobados mediante el uso de la medición como, por ejemplo: conteo, medición numérica y si es el caso utilizar la estadística.

### **2.3.1 Análisis – síntesis**

El método de investigación se desarrollará debido a que se debe analizar, estudiar y examinar los diferentes factores que influirán en el desarrollo del tubo hipodérmico como, por ejemplo: material, dimensiones, condiciones de funcionamiento, entre otros; conocer dichos aspectos ayudarán a un mejor análisis de este elemento que será de gran importancia para el dispositivo CPAP.

### **2.3.2 Bibliográfico**

Para el desarrollo de la investigación se tomará información bibliográfica de libros, artículos científicos, normas, tesis y otras fuentes importantes que contribuirán al progreso de dicha investigación.

### **2.3.3 Estudio de caso**

Se desarrollará estudios y pruebas de funcionamiento para comprobar si el conformado de la punta del tubo hipodérmico será o no una alternativa para el funcionamiento del dispositivo de flujo positivo CPAP.

### **2.3.4 Modelación – simulación**

Para el diseño y fabricación del proceso de conformado de la punta de un tubo hipodérmico usado como alternativa en dispositivo de flujo positivo CPAP se utilizará programas de modelación (SolidWorks) y análisis (ANSYS).

Para el desarrollo del mecanismo de conformado de un tubo hipodérmico en primera instancia se basa en la obtención de datos e información necesaria. Previamente, se desarrollará un prototipo de dicho mecanismo el cual será el más adecuado utilizando el software SolidWorks. También se realizará los planos respectivos del mecanismo para su fabricación.

Una vez obtenido el diseño del prototipo se procederá a la simulación del mismo utilizando el software ANSYS, el cual ayuda a determinar el funcionamiento del mecanismo y obtener los datos requeridos e información necesarias por parte del software.

Después de tener el diseño adecuado y haber realizado la respectiva simulación del mismo, se procederá a la fabricación del mecanismo de conformado de un tubo hipodérmico acorde a los planos establecidos. Finalmente, se realizará las respectivas pruebas de funcionamiento del mecanismo con un tubo hipodérmico que será utilizado en un dispositivo mecánico generador de flujo con presión positiva CPAP usado como alternativa en el tratamiento de pacientes con COVID-19.

### **2.3.5 Descriptivo**

En el proceso final de la investigación es esencial especificar información tales como material, dimensiones, análisis, entre otros aspectos relacionados que contribuirán al desarrollo de la fabricación del mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico.

### **2.3 Instrumentos**

Los instrumentos de investigación hacen referencia a los recursos provistos por el investigador para la recolección de información, estos pueden ser: dispositivos electrónicos y mecánicos, formularios de papel, cuestionarios, entre otros.

Los instrumentos a utilizar en el presente proyecto técnico serán archivos CAD, fichas de observación, programas para simulación (ANSYS), micrómetro, calibrador, escalímetro y microscopio de barrido, con los cuales se detallará los resultados obtenidos para la correcta validación de la hipótesis planteada.

### **2.4 Muestra**

La muestra de este proyecto técnico se encuentra destinada a 5 tubos hipodérmicos los cuales serán ensayados o puestos a prueba mediante un mecanismo de conformado.

### **2.5 Hipótesis**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico permitirá la obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP.

#### **2.5.1 Variable dependiente**

Obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP.

#### **2.5.2 Variable independiente**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

## 2.6 Operacionalización de variables

### 2.6.1 Variable dependiente

Obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP.

Tabla 16: Operacionalización de la variable dependiente.

<b>Definición de la variable</b>	<b>Categoría</b>	<b>Indicador</b>	<b>Ítems</b>	<b>Técnicas e instrumentos</b>
Son las dimensiones requeridas del tubo hipodérmico (antes y después de la deformación) que generalmente son de material metálico usado en equipos médicos (CPAP) en pacientes con problemas de respiración.	Dimensiones (Tubo original)	Largo	18.5 - 19.5 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Simulación por elementos finitos</li> <li>- Observación</li> <li>- Registros</li> <li>- Procedimiento</li> <li>- Planos</li> </ul>
		Diámetro exterior	1.07 mm	
		Diámetro interior	0.69 mm	
	Material	Acero inoxidable	304	
	Dimensiones (Tubo deformado)	Profundidad de deformación (Largo)	0.74 mm	
		Ángulo	9 grados	
		Diámetro exterior	1.25 – 1.35 mm	
		Diámetro interior	0.935 mm	

### 2.6.2 Variable independiente

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

Tabla 17: Operacionalización de la variable independiente.

Concepto	Categoría	Indicadores	Ítems	Técnicas e instrumentos
El mecanismo de conformado de la punta de un tubo hipodérmico tiene como función primordial deformar la punta de un tubo hipodérmico, mediante el diseño y construcción se logrará dicha deformación el cual será usado en un dispositivo generador de flujo con presión positiva CPAP.	Diseño	Selección de materiales	Materiales usados en aplicaciones médicas	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Simulación por elementos finitos</li> <li>- Planos</li> <li>- Software</li> <li>- ANSYS</li> <li>- Catálogos de herramientas</li> <li>- Catálogos de materiales</li> <li>- Máquinas</li> <li>- Herramientas</li> <li>- Instrumentos de medida</li> </ul>
		Diseño por simulación	Diseño de la herramienta de conformado	
			Diseño del sistema de conformado	
	Construcción	Adquisición de materiales	Materiales disponibles al menor costo	
		Fabricación	Fabricación de la herramienta de deformación	
			Fabricación del sistema de conformado	
		Ensamble	Cumplimiento de planos de fabricación de ensamble	

## 2.7 Análisis estadístico

La hipótesis presentada será sometida a un análisis estadístico mediante la aplicación de una prueba T – Student de una muestra para una variable numérica.

El presente proyecto técnico se desarrolla en base al flujograma de actividades descrito en la figura 39.

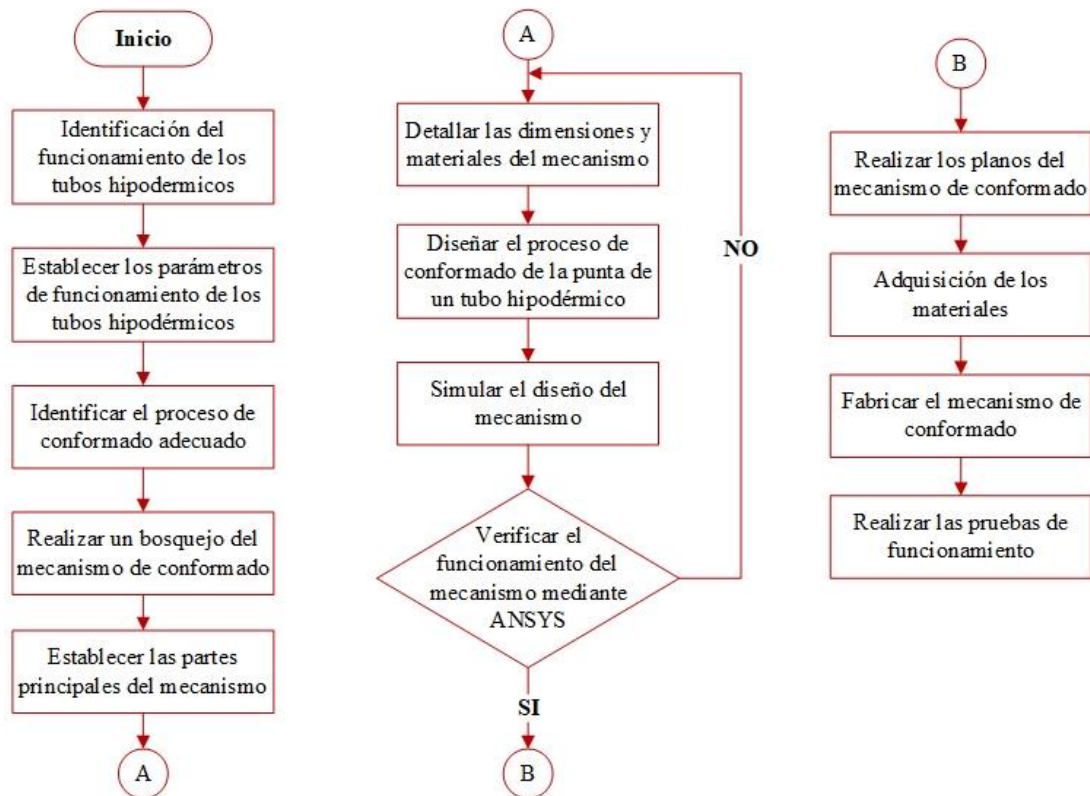


Figura 39: Flujograma de actividades.

## CAPÍTULO III

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1 Análisis y discusión de los resultados

El desarrollo de este capítulo consiste en el análisis de los parámetros, dimensiones y resultados del diseño de la máquina deformadora del tubo hipodérmico.

##### 3.1.1 Cálculos

###### 3.1.1.1 Velocidad final de caída

Para el cálculo de la velocidad final de caída se partió de la ecuación 1 que hace referencia a la ecuación general de la energía.

$$\cancel{U_{1-2}} + Vg_1 + \cancel{Ve_1} + \cancel{k_1} = \cancel{Vg_2} + \cancel{Ve_2} + k_2$$

De donde se consideró el caso de un cuerpo en caída libre y se logró simplificar, obteniéndose la velocidad final:

$$Vg_1 = k_2$$

$$\cancel{m}gh = \frac{1}{2}\cancel{m}V^2$$

$$gh = \frac{1}{2}V^2$$

$$2gh = V^2$$

$$V = \sqrt{2gh} \quad (\text{Ec. 17})$$

La figura 40 contiene los parámetros necesarios para el cálculo de la velocidad final de caída, en donde “h” corresponde a una altura incierta, la cual será comprobada por medio del software ANSYS en su correspondiente simulación.



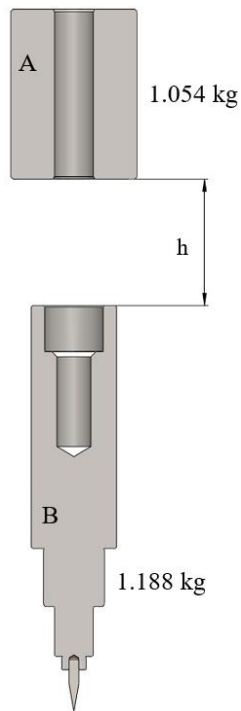


Figura 40: Parámetros para el cálculo de la velocidad final de caída.

Partiendo de la ecuación 17, considerando los datos de la figura 40 y estableciendo los parámetros iniciales de un cuerpo en caída libre ( $t_0 = 0$ ;  $V_{0A} = 0$ ) se calcula la velocidad final de cuerpo A.

$$V_{f_A} = \sqrt{2gh}$$

Donde:

$g = \text{gravedad}, \frac{m}{s^2}$ .

$h = \text{altura de impacto}, m$ .

$V_{f_A} = \text{Velocidad final del cuerpo A}, \frac{m}{s}$ .

$$V_{f_A} = \sqrt{2 * 9.81 \frac{m}{s^2} * 0.03 m}$$

$$V_{f_A} = 0.767 \frac{m}{s}$$

Una vez obtenida la velocidad final del cuerpo A, se utiliza la ecuación 2 correspondiente a la conservación de la cantidad de movimiento para conocer la velocidad final de impacto de los dos cuerpos.

$$m_A V_{f_A} + m_B V_B = (m_A + m_B) * V_{f_{A-B}}$$

Donde:

$m_A =$  masa del cuerpo A, kg.

$m_B =$  masa del cuerpo B, kg.

$V_{f_{A-B}} =$  Velocidad final de impacto de los cuerpos A y B,  $\frac{m}{s}$ .

$$\frac{m_A V_{f_A}}{(m_A + m_B)} = V_{f_{A-B}}$$

$$\frac{1.054 \text{ kg} * 0.767 \frac{m}{s}}{1.054 \text{ kg} + 1.188 \text{ kg}} = V_{f_{A-B}}$$

$$V_{f_{A-B}} = 0.361 \frac{m}{s}$$

Como se mencionó anteriormente, la altura “h” es incierta, para lo cual se elaboró la tabla 18, en donde se puede observar la velocidad final tanto de A como de impacto de los dos cuerpos calculados a diferentes alturas, las cuales fueron comprobadas mediante simulación.

Tabla 18: Velocidad final de caída de los dos cuerpos a diferentes alturas.

Altura	Velocidad final en A	Velocidad final de los dos cuerpos
h (mm)	Vf-A (m/s)	Vf A-B (m/s)
15	0.542	0.255
20	0.626	0.294
25	0.700	0.329
30	0.767	0.361
35	0.829	0.390
40	0.886	0.416
45	0.940	0.442

### 3.1.1.2 Distancia que recorre la punta

Considerando las dimensiones generales de la punta y el tubo hipodérmico, se calculó la distancia de recorrido vertical de la punta para obtener la deformación del tubo necesario teniendo en cuenta los parámetros anteriores y los datos de la figura 41 y 42.

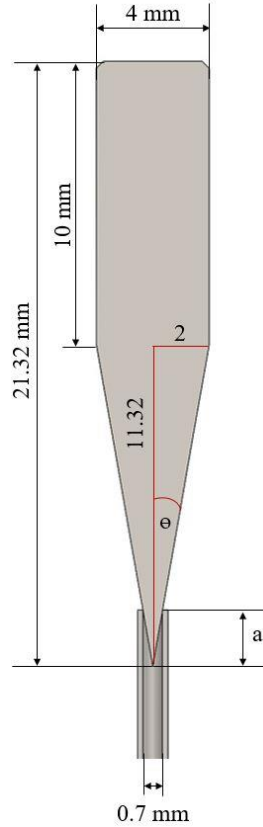


Figura 41: Parámetros para el cálculo de la distancia “a”.

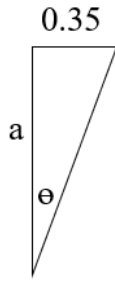
Como primer paso, se obtuvo la distancia entre la punta y el tubo hipodérmico, “a” cuando los dos se encuentran en contacto.

$$\tan \theta = \frac{2}{11.32}$$

$$\theta = \left( \tan \left( \frac{2}{11.32} \right) \right)^{-1}$$

$$\theta = 10.019^\circ$$

$$\tan \theta = \frac{0.35}{a}$$



$$a = \frac{0.35}{\tan 10.019^\circ}$$

$$a = 1.981 \text{ mm}$$

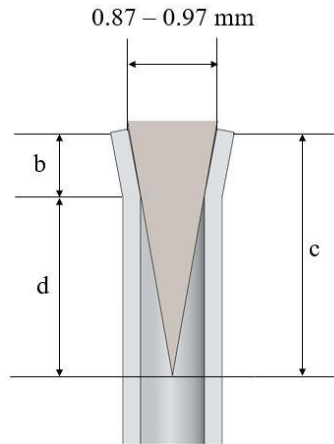
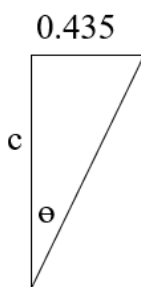


Figura 42: Parámetros para el cálculo de la distancia “c”.

Como siguiente paso, se obtuvo la distancia entre la punta y el tubo hipodérmico, “c”, cuando este último se encuentra ya deformado.

Los límites de deformación del tubo (0.87 – 0.97) permitió calcular la distancia máxima y mínima de desplazamiento de la punta.

Para 0.87:

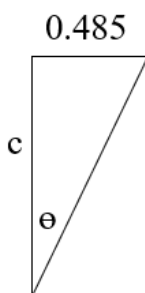


$$\tan \theta = \frac{0.435}{c}$$

$$c = \frac{0.435}{\tan 10.019^\circ}$$

$$c = 2.462 \text{ mm}$$

Para 0.97:



$$\tan \theta = \frac{0.485}{c}$$

$$c = \frac{0.485}{\tan 10.019^\circ}$$

$$c = 2.745 \text{ mm}$$

Finalmente, se restó las distancias obtenidas “c” y “a”.

Para 0.87:

$$d = c - a$$

$$d = 2.462 \text{ mm} - 1.981 \text{ mm}$$

$$d = 0.481 \text{ mm}$$

Para 0.97:

$$d = c - a$$

$$d = 2.745 \text{ mm} - 1.981 \text{ mm}$$

$$d = 0.764 \text{ mm}$$

La distancia permitida de la punta para obtener una deformación adecuada en el tubo hipodérmico va en un rango de 0.481 – 0.764 mm, como se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 19: Valores de desplazamiento límites de la punta.

VALORES LÍMITES		
Diámetro externo	Diámetro interno	Valor de desplazamiento
1.25	0.87	0.481
1.26	0.88	0.510
1.27	0.89	0.538
1.28	0.9	0.566
1.29	0.91	0.594
1.3	0.92	0.623
1.31	0.93	0.651
1.32	0.94	0.679
1.33	0.95	0.708
1.34	0.96	0.736
1.35	0.97	0.764

### 3.1.1.3 Distancia de deformación del tubo hipodérmico (método vigas)

Para el desarrollo del método matemático se optó por utilizar el método de vigas en voladizo, debido a la semejanza que tiene con el caso. Se determinó mediante

diferentes posicionamientos de carga (carga puntal en el extremo y carga intermedia), obteniéndose lo siguiente:

### 3.1.1.3.1 Carga puntal en el extremo

Para el cálculo de la distancia de deformación mediante el método de viga en voladizo con carga puntal en el extremo, se consideró como cálculo inicial la fuerza en X, “F<sub>x</sub>”, tomando en cuenta los datos de la figura 43.

La distancia 2.2 mm (ver figura 43) hace referencia a la longitud de la punta que sobresale de su lugar de encaje como se muestra en la figura 33, esta distancia depende de la exactitud de fabricación del tubo hipodérmico, es por tanto que se consideró un rango de 1.90 a 2.2 mm y para efectos de cálculo en vigas se seleccionó el mayor valor.

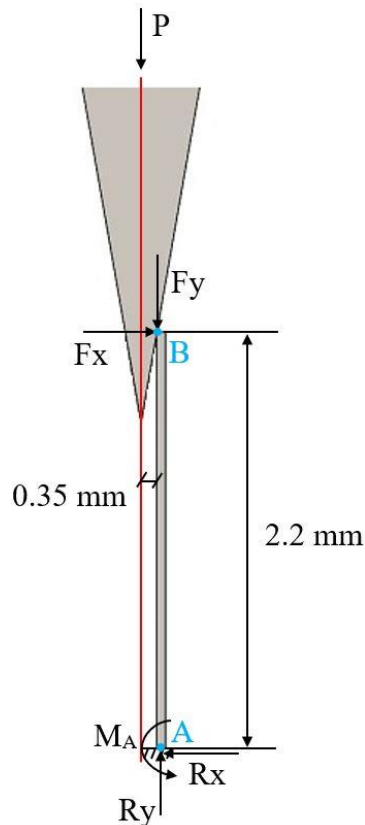


Figura 43: Parámetros para el cálculo de “F<sub>x</sub>”.

Para la obtención del valor “P”, que hace referencia a la carga o fuerza, se sumó las masas A y B, partiendo de lo siguiente:

$$m_A = 1.054 \text{ kg}$$

$$m_B = 1.188 \text{ kg}$$

$$P = (m_A + m_B) * 9.8 \frac{N}{kg}$$

$$P = (1.054 \text{ kg} + 1.188 \text{ kg}) * 9.8 \frac{N}{kg}$$

$$P = 21.972 \text{ N}$$

De la figura 43 se analizó el punto B, de lo cual se obtuvo lo siguiente:

$$\sum M_B = 0$$

$$P * 0.35 \text{ mm} - R_X * 2.2 \text{ mm} = 0$$

$$R_X = \frac{P * 0.35 \text{ mm}}{2.2 \text{ mm}}$$

$$R_X = \frac{21.972 \text{ N} * 0.35}{2.2}$$

$$R_X = 3.495 \text{ N}$$

$$\sum F_x = 0$$

$$F_X - R_X = 0$$

$$F_X = R_X$$

$$F_X = 3.495 \text{ N}$$

Una vez obtenido la carga puntal “ $F_X$ ”, se utilizó la ecuación 5, correspondiente a la distancia de deformación del tubo hipodérmico, encontrada en el anexo 1.

$$x_{\text{máx}} = -\frac{F_X * L^3}{3 * E * I}$$

Donde:

$L =$  longitud que sobresale el tubo hipodérmico,  $m$ .

$E =$  Módulo de elasticidad, (193 GPa)

$I =$  Momento de inercia de masa,  $mm^4$ .



Figura 44: Sección transversal del tubo hipodérmico.

### **Cálculo del momento de inercia de masa**

Como el análisis de la geometría (punta y tubo) mencionada en el capítulo 2 es axisimétrica, es decir, una pequeña parte de la geometría 3D es tomada como análisis y llevada a 2D para fines de cálculo y simulación.

En la figura 45, la incógnita “b” se tomó como 1 mm, ya que para fines de cálculo en donde la geometría a analizar el valor es desconocido o tiene valores muy pequeños es recomendable usar la unidad. Como el fenómeno de la deformación no se da de forma axisimétrica y el momento de inercia va a cambiar entonces se puede asumir la unidad para los respectivos cálculos, los resultados no van a ser los mismos a lo real, pero si serán aproximados.



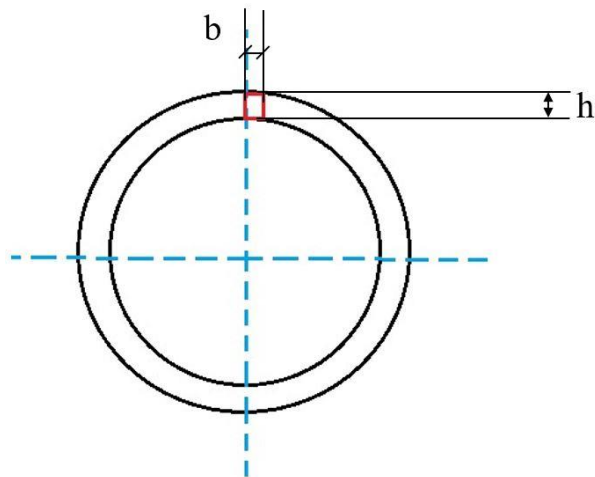


Figura 45: Parámetros para el cálculo de la Inercia.

$$I = \frac{b * h^3}{12} \quad (Ec. 18)$$

Donde:

$b =$  base (se considera igual a la unidad), mm.

$h =$  altura (en este caso es el espesor del tubo hipodérmico), mm.

$$I = \frac{1 \text{ mm} * 0.19 \text{ mm}^3}{12}$$

$$I = 0.0005716 \text{ mm}^4$$

$$x_{m\acute{a}x} = -\frac{F_x * L^3}{3 * E * I}$$

$$x_{m\acute{a}x} = -\frac{3.495 \text{ N} * (2.2 \text{ mm})^3}{3 * 1.93 * 10^5 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} * 0.0005716 \text{ mm}^4}$$

$$x_{m\acute{a}x} = -0.1124 \text{ mm}$$

La distancia de deformación del tubo hipodérmico mediante la aplicación del método de vigas en voladizo con carga puntual en el extremo da un resultado aproximado de 0.1124 mm.

### 3.1.1.3.2 Carga intermedia

Para el cálculo de la distancia de deformación mediante el método de vigas en voladizo con carga intermedia, se consideró la fuerza en X, “ $F_x$ ”, el momento de inercia de masa, “ $I$ ”, calculados en el apartado anterior y los datos de la figura 46, conjunto con la ecuación 11, correspondientes a la distancia máxima de deformación del tubo hipodérmico, encontrada en el anexo 1.

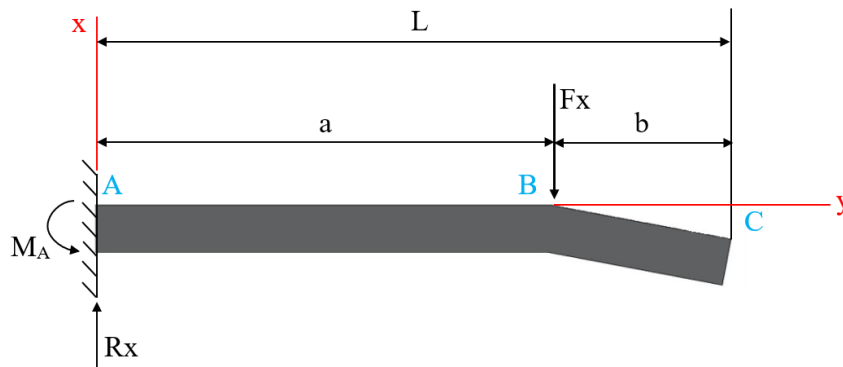


Figura 46: Viga en voladizo con carga intermedia.

$$x_{m\acute{a}x} = \frac{F_x * a^2}{6 * E * I} (a - 3 * L)$$

Donde:

$a = \text{distancia } A - B, \text{ mm.}$

$b = \text{distancia } B - C, \text{ mm.}$

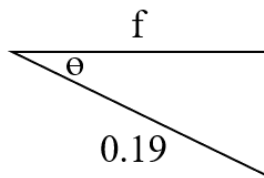
Como cálculo inicial, se representó la distancia “a” como la máxima, es decir  $a = L$ , para lo cual se utilizó la ecuación 11.

$$x_{m\acute{a}x} = \frac{F_x * a^2}{6 * E * I} (a - 3 * L)$$

$$x_{m\acute{a}x} = \frac{3.495 \text{ N} * (2.2 \text{ mm})^2}{6 * 1.93 * 10^5 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} * 0.0005716 \text{ mm}^4} (2.2 \text{ mm} - 3 * 2.2 \text{ mm})$$

$$x_{m\acute{a}x} = -0.1124 \text{ mm}$$

Una vez obtenido el valor de deformación, se calculó el valor del diámetro exterior, es decir, el diámetro deformado del tubo hipodérmico, tomando en cuenta la figura 44 y lo siguiente:



$$\cos \theta = \frac{f}{0.19 \text{ mm}}$$

$$f = \cos(10.019^\circ) * 0.19 \text{ mm}$$

$$f = 0.187 \text{ mm} = 0.19 \text{ mm}$$

$$\text{Diámetro exterior} = 2 * (x_{\text{máx}} + f) + \text{diámetro interior sin deformar}$$

$$\text{Diámetro exterior} = 2 * (0.1124 \text{ mm} + 0.187 \text{ mm}) + 0.7 \text{ mm}$$

$$\text{Diámetro exterior} = 1.2988 \text{ mm}$$

Debido a que el caso representado hace referencia también a una viga en voladizo con carga intermedia, se realizó la tabla 20, en donde se puede encontrar la distancia máxima de deformación del tubo, así como también las distancias a lo largo de la trayectoria del proceso de deformación. El valor de 0.1124 mm da como resultado un diámetro exterior de 1.29 mm para lo cual se estableció que la punta va a tener un desplazamiento aproximado de 0.59 mm (ver tabla 19).

Tabla 20: Deformaciones a lo largo de "b".

L (mm)	a (mm)	b (mm)	Xmax (mm)
2.2	2.2	0	-0.1124
2.2	2.1	0.1	-0.1048
2.2	2	0.2	-0.0972
2.2	1.9	0.3	-0.0896
2.2	1.8	0.4	-0.0821
2.2	1.7	0.5	-0.0748
2.2	1.61	0.59	-0.0683

Por lo tanto, la figura 47 muestra las deformaciones del tubo hipotérmico cuando la punta va desplazándose en dirección del "eje y" en toda la longitud de "b".

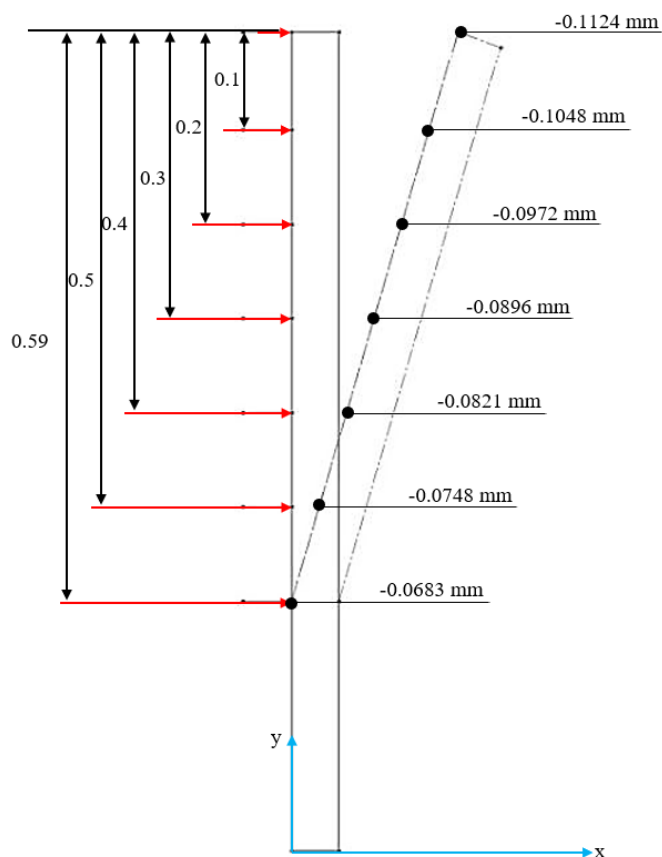


Figura 47: Deformaciones del tubo hipodérmico a lo largo de la longitud en "b".

### 3.1.1.4 Distancia de deformación del tubo hipodérmico (método columnas)

Para el desarrollo del método matemático como ya se mencionó en el método de vigas, el comportamiento del tubo a deformarse también puede determinarse por el método de columnas debido a la semejanza que tiene con el caso.

#### 3.1.1.4.1 Columna empotrada – libre

Para el cálculo de la distancia de deformación mediante el método de columnas, se consideró como cálculo inicial el radio de giro, "r", seguido de la relación de esbeltez, "KL/r" tomando en cuenta los datos de la figura 45 y del resultado obtenido anteriormente con respecto al momento de inercia de masa "I".

#### Radio de giro

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}} \quad (\text{Ec. 19})$$

Donde:

$r = \text{radio de giro, mm.}$

$A = \text{área, mm}^2.$

$$A = b * h$$

$$A = 1 \text{ mm} * 0.19 \text{ mm}$$

$$A = 0.19 \text{ mm}^2$$

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}}$$

$$r = \sqrt{\frac{0.0005716 \text{ mm}^4}{0.19 \text{ mm}^2}}$$

$$r = 0.0548 \text{ mm}$$

### **Relación de esbeltez**

Para el calculo de la relación de esbeltez se tomó en cuenta la ecuación 13.

$$\text{relación de esbeltez} = \frac{KL}{r}$$

Donde:

$K = \text{factor de longitud efectiva}$

$L = \text{longitud real de la columna, mm.}$

La deformación del tubo hipodermico es un fenómeno de deformación que se asemeja a una columna del tipo empotrado-libre ya que en condiciones iniciales de la geometría a analizar, el tubo se encuentra limitado por su movimiento en la parte inferior y libre

en la parte exterior, es por eso que se consideró como una columna empotrada-libre siendo así para cálculos posteriores su factor de longitud efectiva  $K = 2$ .

Como se mencionó anteriormente, la longitud real de la columna depende de la exactitud de fabricación, es por eso que se considera en un rango de 1.90 a 2.2 mm, y para efectos de cálculo en columna se evaluó con el mayor valor.

$$\text{relación de esbeltez} = \frac{KL}{r}$$

$$\text{relación de esbeltez} = \frac{2 * 2.2 \text{ mm}}{0.0548 \text{ mm}}$$

$$\frac{KL}{r} = 80.29$$

#### **Relación de esbeltez crítico**

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * E}{\sigma_y}} \quad (\text{Ec. 20})$$

Donde:

$E = \text{Módulo de elasticidad, (210 GPa)}$

$\sigma_y = \text{Límite de fluencia, (215 MPa)}$

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * E}{\sigma_y}}$$

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * 193 \text{ GPa}}{215 \text{ MPa}}}$$

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = 133.11$$

El tipo de columna obtenido hace referencia a una columna intermedia debido a su relación de esbeltez que se encuentra por debajo de la relación de esbeltez crítica. Por otra parte, las columnas intermedias están dentro de la región de pandeo inelástico lo que cumplió con nuestro caso de análisis para la deformación del tubo hipodérmico.

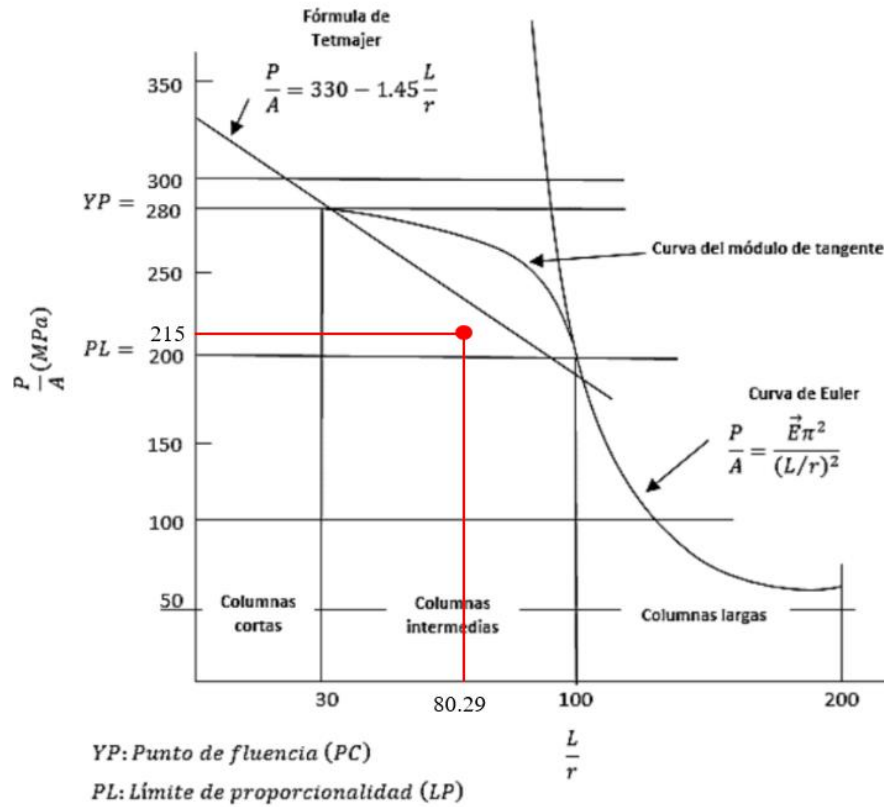


Figura 48: Diagrama de esfuerzo vs relación de esbeltez.

### Carga crítica

Como se mencionó anteriormente, el tipo de caso estudiado hace referencia a una columna empotrada – libre, y mediante la ecuación 14 se calculó su carga crítica.

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 * E * I}{(K * L)^2}$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 * E * I}{(2 * L)^2}$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 * E * I}{4 * L^2}$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 * 193 \text{ GPa} * 0.0005716 \text{ mm}^4}{4 * (2.2 \text{ mm})^2}$$

$$P_{cr} = 56.23 \text{ N}$$

### Deformación máxima

La ecuación 15 hace referencia a la deflexión máxima causada por la presencia de cargas excéntricas que ocurren en la mitad de la columna. Esta fórmula puede ser aplicada en columnas tanto empotradas – libres (estudio del caso) como articuladas en sus extremos.

$$x_{m\acute{a}x} = e * \left[ \sec\left(\frac{\pi}{2} * \sqrt{\frac{P}{P_{cr}}}\right) - 1 \right]$$

Donde:

$e = \text{excentricidad, mm.}$

$P = \text{carga en "Y", N.}$

Para obtener el valor de la carga “P”, se realizó una simulación estructural del caso, considerando una altura de 30 mm, obteniéndose que  $P = 29.126 \text{ N}$ , como se puede observar en la figura 49.

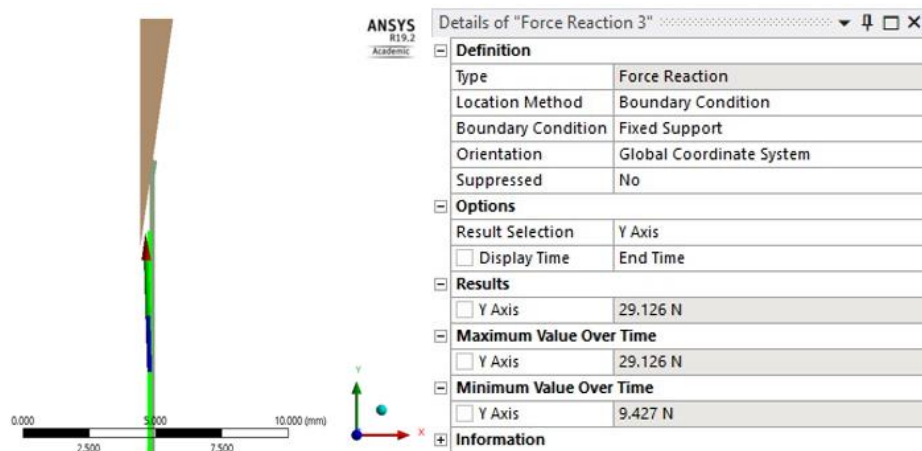


Figura 49: Valor de la carga "P".



El valor de la excentricidad “e”, es aquella distancia que va desde el centro de la columna hasta la ubicación de la carga, como se muestra en la figura 50. En este caso la excentricidad es  $e = 0.095$ , ya que es la mitad del espesor del tubo hipodérmico.

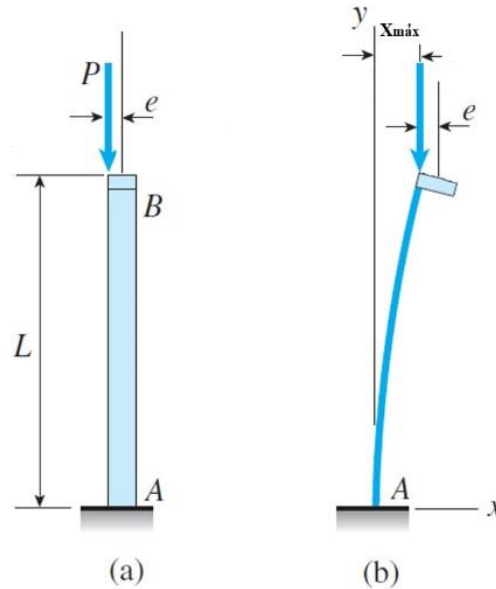


Figura 50: Columnas con cargas axiales excéntricas [29].

Una vez definido todas las variables, se calculó la deformación máxima, obteniéndose lo siguiente:

$$x_{máx} = e * \left[ \sec \left( \frac{\pi}{2} * \sqrt{\frac{P}{P_{cr}}} \right) - 1 \right]$$

$$x_{máx} = 0.095 \text{ mm} * \left[ \sec \left( \frac{\pi}{2} * \sqrt{\frac{29.126 \text{ N}}{56.23 \text{ N}}} \right) - 1 \right]$$

$$\mathbf{x_{máx} = 0.1279 \text{ mm}}$$

Como se mencionó anteriormente, la longitud real de la columna, “L”, es considerada entre 1.9 a 2.2 mm, por lo tanto se ha realizado la tabla 21, en donde se muestra las deformaciones máximas de acuerdo al rango de longitud establecido.

Tabla 21: Deformación máxima de acuerdo a su longitud.

L (mm)	P <sub>cr</sub> (N)	X <sub>max</sub> (mm)
2.2	56.238	0.1279
2.15	58.884	0.1164
2.1	61.722	0.1062
2.05	64.769	0.0971
2	68.048	0.0888
1.95	71.583	0.0814
1.9	75.400	0.0746

El valor de la deformación máxima con respecto al método de vigas, es mayor, debido a que la carga crítica " $P_{cr}$ " se encuentra en función de la longitud real de la columna " $L$ " (inversamente proporcional).

### 3.1.1.5 Esfuerzo normal

Para el cálculo del esfuerzo normal, se aplicó la ecuación 16, tomando en cuenta la " $P_{cr}$ " obtenida anteriormente, junto con el área de contacto de la carga obteniendo lo siguiente:

$$\sigma = \frac{P_{cr}}{A} = \frac{\pi^2 * E}{\left(\frac{KL}{r}\right)^2}$$

$$\sigma = \frac{56.238 \text{ N}}{0.19 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma = 295.94 \text{ MPa}$$

La siguiente figura muestra el valor de esfuerzo y deformación obtenido anteriormente.

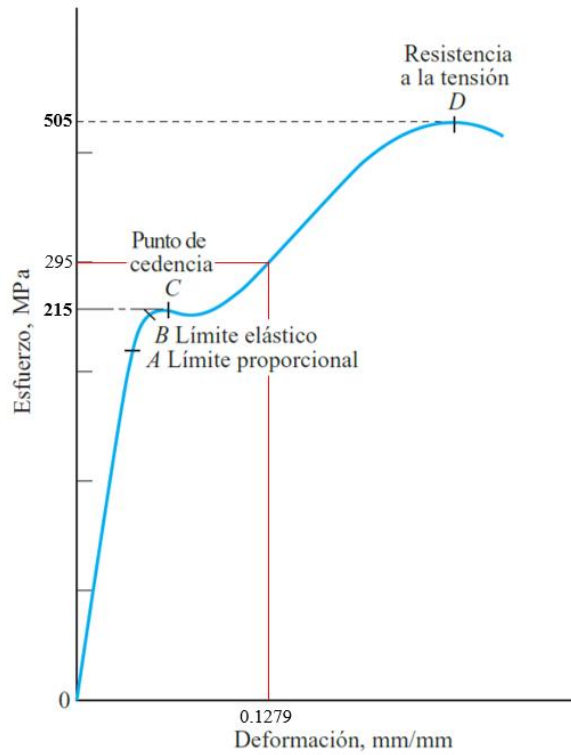


Figura 51: Diagrama esfuerzo vs deformación del acero inoxidable 304.

### 3.1.2 Modelación de la parte estructural

La modelación de la máquina deformadora se basó en el modelo presentado en el capítulo II, tabla 8.

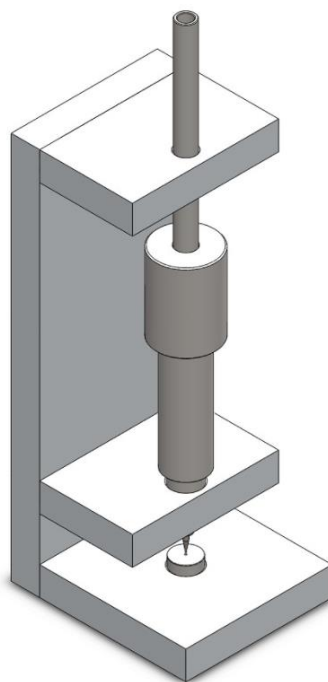


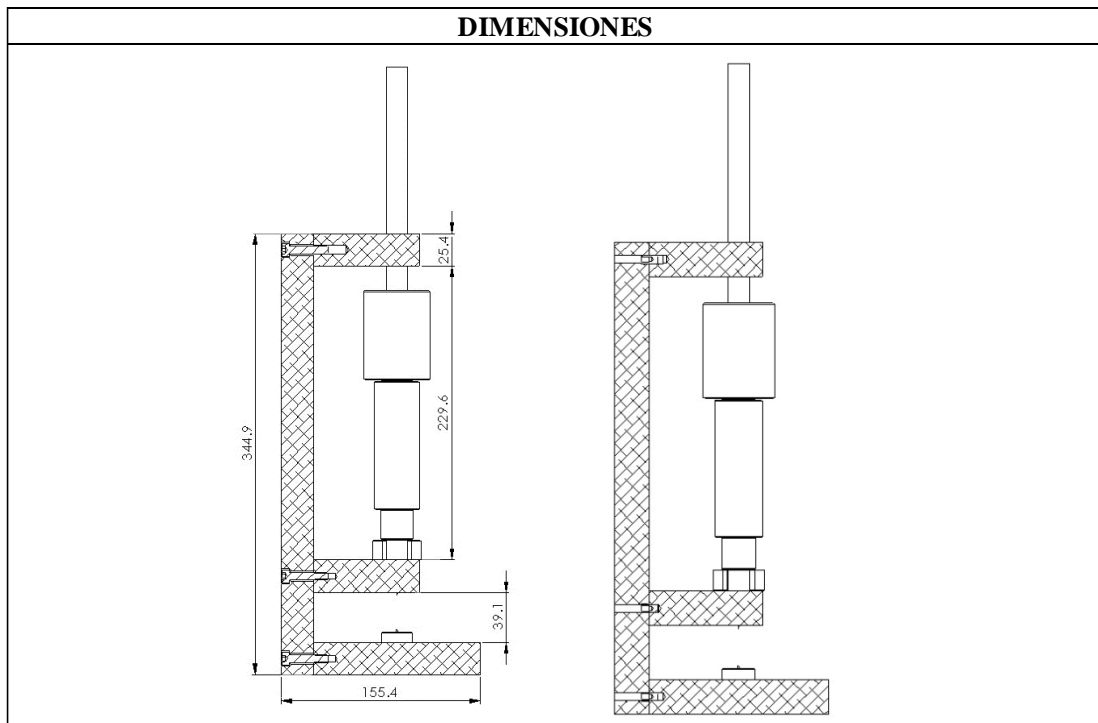


Figura 52: Modelado de la máquina deformadora.

Tabla 22: Dimensiones generales de la máquina deformadora.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>			
<b>DIMENSIONES GENERALES DE LA MÁQUINA</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	31/05/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Largo</b>	445 mm	<b>Ancho</b>	155 mm
<b>Peso</b>	8.26 kg	<b>Material de las planchas</b>	Aluminio 7075
<b>Material de los ejes</b>	Acero AISI 4340	<b>Material de la punta</b>	Acero AISI 4340



Los pernos y pines mostrados en la tabla 22 son recomendaciones por parte de la empresa Mercedes AMG y la UCL, por tal motivo la simulación del análisis estructural fue sencilla, solo para confirmar que no exista un sobreesfuerzo que pueda dañar la estabilidad de la misma.

Como primer paso, se cargó el módulo “Static Structural” y posteriormente se definió el material seleccionado en el capítulo II, después se eligió la opción de “Geometría”, la cual desprende varias elecciones en donde se verificó que este la opción de 3D, ya que la misma define el tipo de análisis.

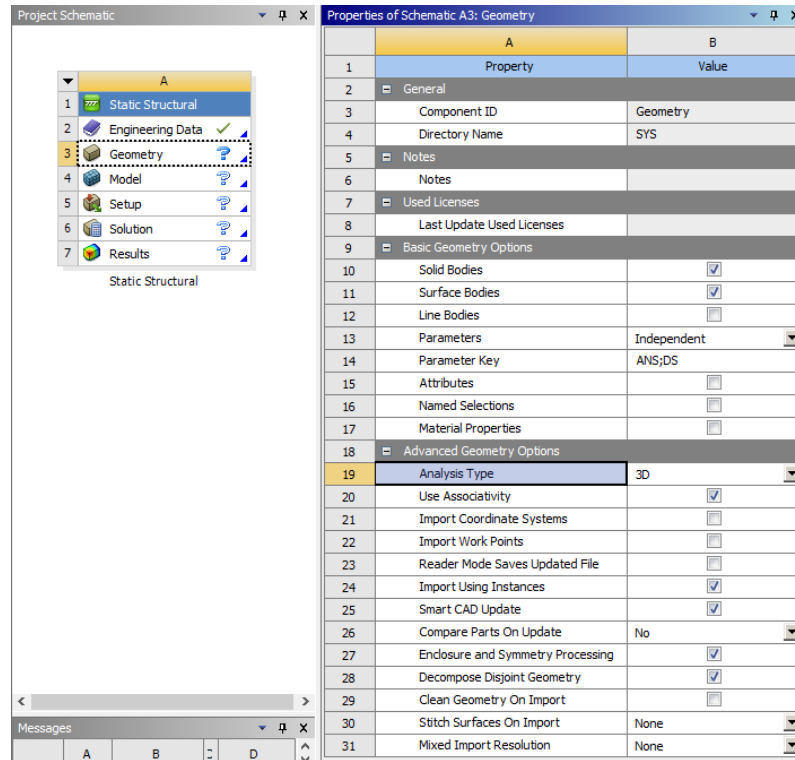


Figura 53: Tipo de análisis - "Static Structural".

Una vez establecido la geometría a analizar, se abrió la opción “Model” en donde se verifica y se modifica los contactos establecidos para luego dar paso al mallado del modelo.

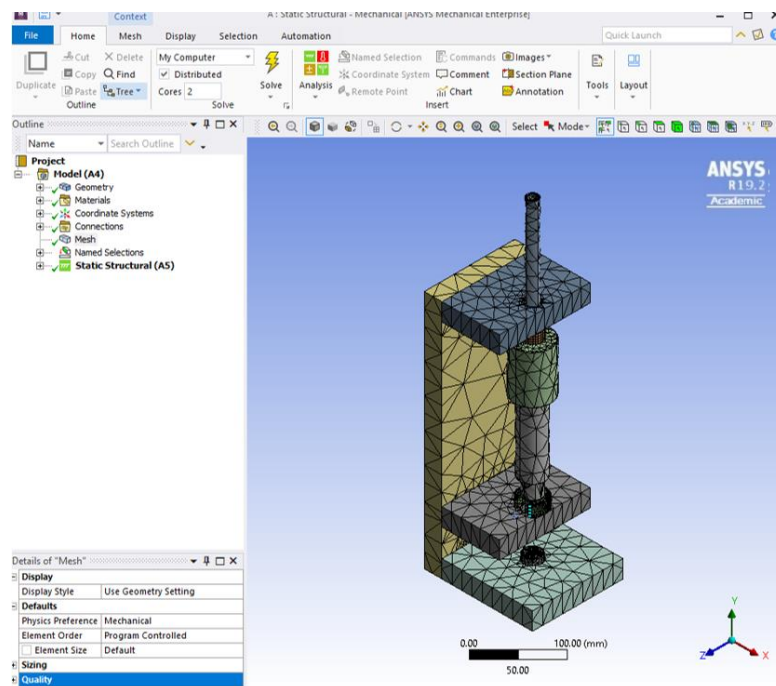


Figura 54: Mallado general.

Como paso final antes de obtener los resultados, se colocó las condiciones iniciales, como se muestra en la figura.

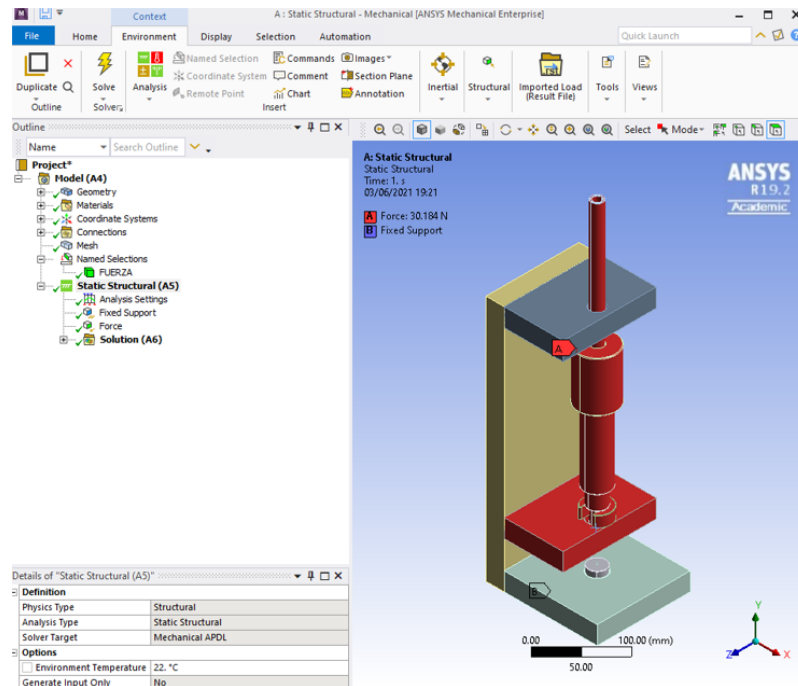


Figura 55: Condiciones iniciales del modelo (análisis estructural).



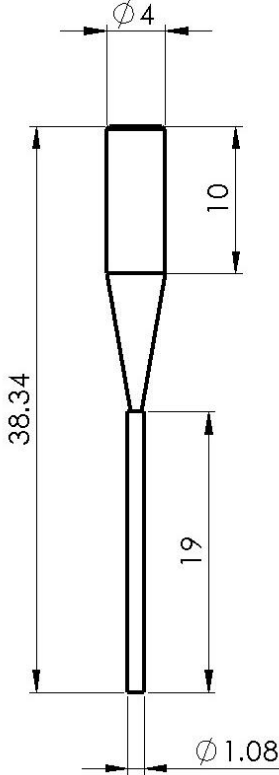
### 3.1.3 Modelación específica de la punta y tubo hipodérmico

La modelación de la punta y tubo hipodérmico se basó en el modelo realizado a partir de la geometría presentada en el capítulo II, figura 33.



Figura 56: Modelado de la punta y tubo hipodérmico.

Tabla 23: Dimensiones generales de la punta y tubo hipodérmico.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>			
<b>DIMENSIONES GENERALES DE LA PUNTA Y TUBO HIPODÉRMICO</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	31/05/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tubo hipodérmico</b>		<b>Punta</b>	
<b>D interior</b>	0.7 mm	<b>D base</b>	4 mm
<b>D exterior</b>	1.07 mm	<b>Ángulo de punta</b>	20°
<b>Longitud</b>	19 mm	<b>Longitud</b>	21.32 mm
<b>Material</b>	Acero inoxidable 304	<b>Material</b>	Acero AISI 4340
<b>DIMENSIONES</b>			
			

### 3.1.3.1 Establecimiento del dominio

Para iniciar con el desarrollo del dominio, se utilizó la herramienta de CAD que ofrece ANSYS, el cual permitió establecer si el tipo de análisis es en 2D o 3D.

Como primer paso, se cargó el módulo LS-DYNA y se seleccionó la opción de “Geometría”, esta desprende varias elecciones (lo más importante es el tipo de análisis); para el desarrollo del presente proyecto técnico se eligió 2D.

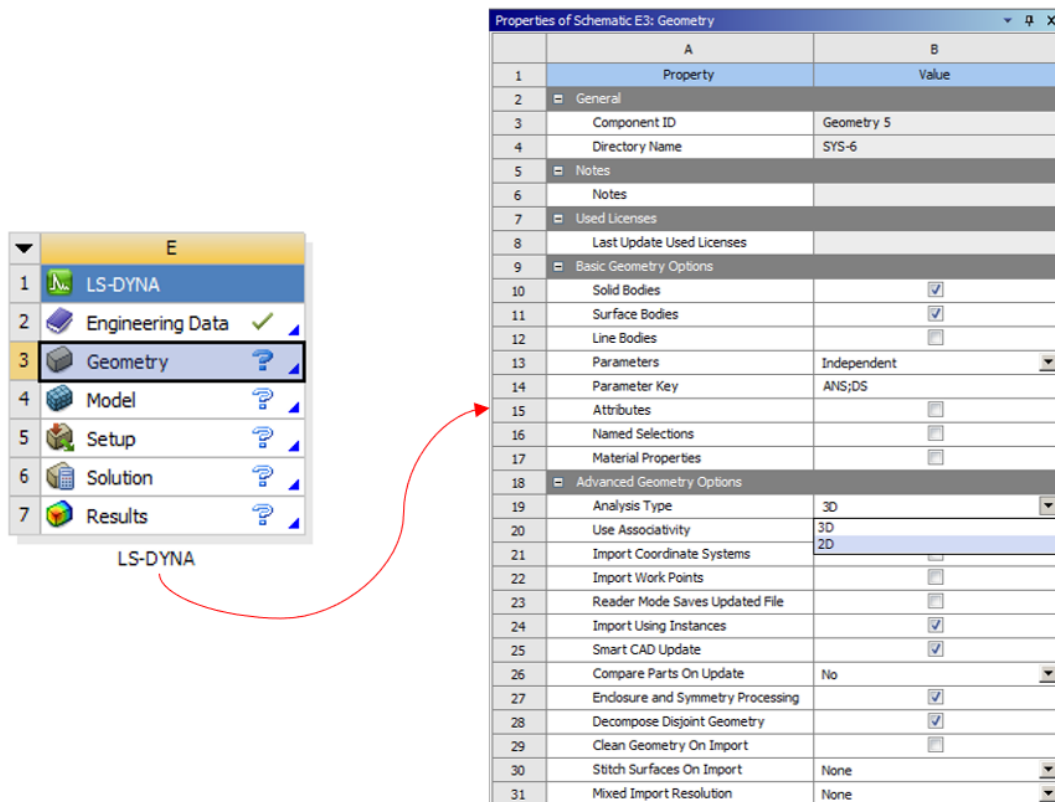


Figura 57: Tipo de análisis en el módulo LS-DYNA.

Seleccionado el tipo de análisis, se abrió Space - Claim dando doble click en geometría para establecer el dominio.



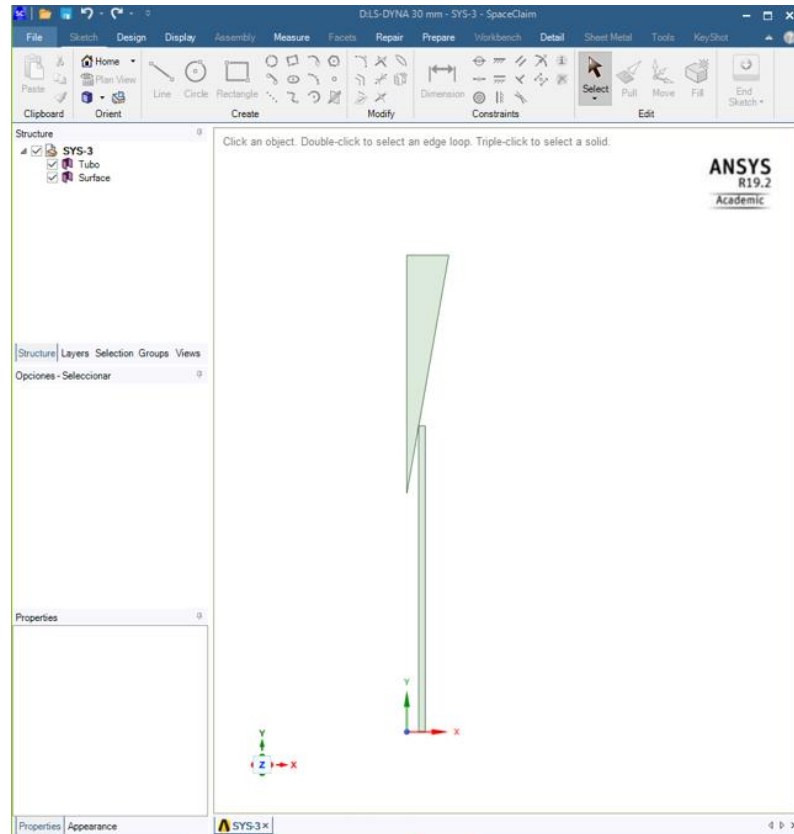


Figura 58: Geometría de la punta y tubo hipodérmico en 2D.

### 3.1.3.2.1 Selección del material

Partiendo del módulo LS-DYNA, se definió el material para el análisis correspondiente, ingresando en la opción “Engineering Data”.

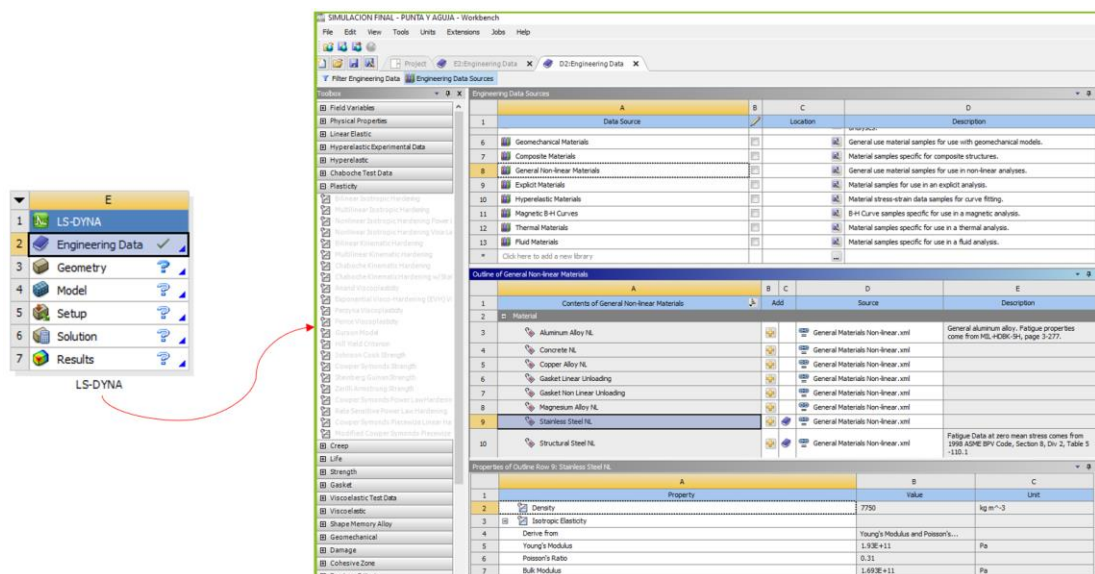


Figura 59: Selección del material.

Para la punta se escogió el material acero 4340 (lineal), mientras que para el tubo hipodérmico le corresponde el material de acero inoxidable (no lineal), el cual se encuentra en el apartado de los materiales no lineales en la librería de ANSYS.

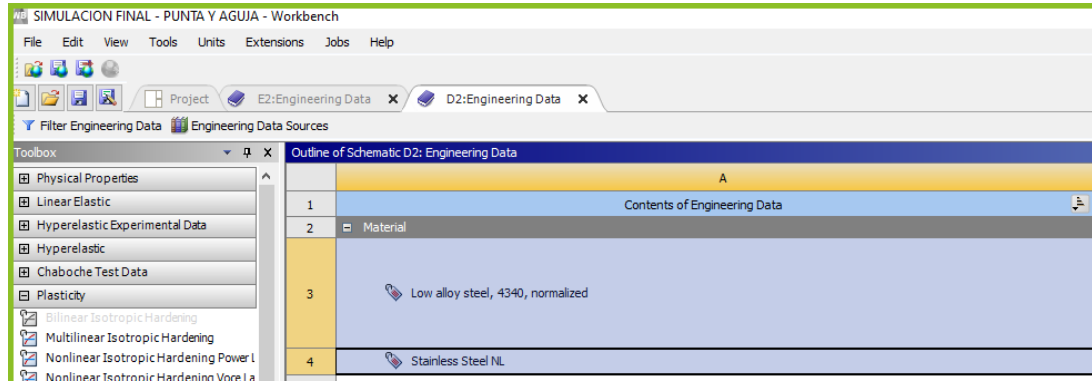


Figura 60: Punta (Stainless Steel NL), tubo hipodérmico (Low alloy steel, 4340, normalized).

### 3.1.3.2 Desarrollo y comprobación del mallado

Una vez establecido el dominio y seleccionado los materiales, se procedió a definir el tipo de malla dentro de la opción "Model".

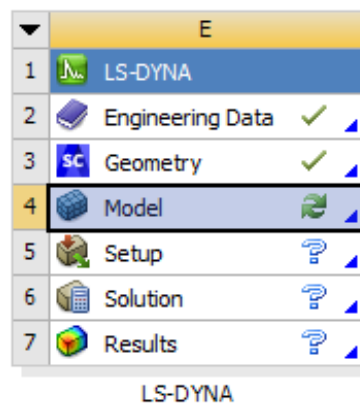


Figura 61: Selección de la opción "Model".

La interfaz que presenta ANSYS para el desarrollo de la simulación (figura 62) es didáctica con la persona que la esté utilizando debido a que presenta un esquema de operaciones el cual ayuda a detallar cada proceso (geometría, mallado, sistemas coordenados, conexiones, entre otras) durante toda la simulación.

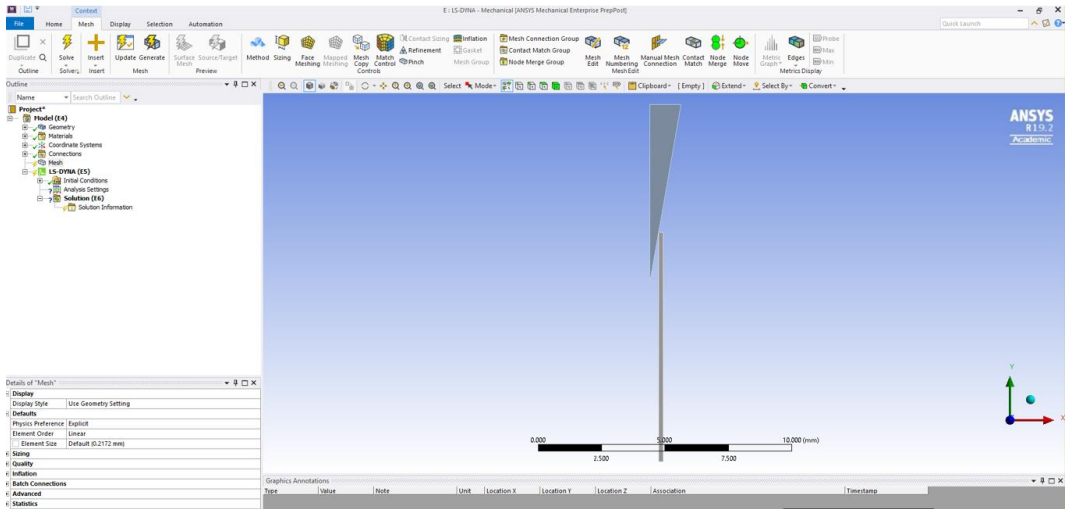


Figura 62: Esquema de operaciones; opción "Model".

El proceso de desarrollo y comprobación del mallado, es el paso más fundamental si se quiere conseguir una simulación cercana a la realidad, por tal motivo el avance del mismo se lo debe realizar minuciosamente, tomando en cuenta lo siguiente:

- Malla global
- Malla local
- Generación de malla
- Validación

### 3.1.3.2.1 Descripción de malla global

En el esquema de operaciones se encuentra la opción “Malla”, la cual al darle click se desplazó una pestaña con varias opciones a elegir. Dentro de estas pestañas se encuentra “defaults” que al darle click permitió seleccionar el medio físico (physics preference) de análisis del caso a estudiar.

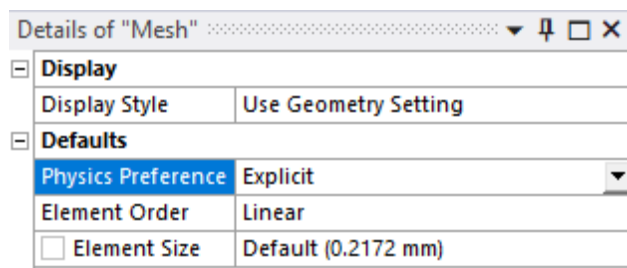


Figura 63: Medio físico de análisis.

Para el desarrollo de la malla global se tiene en cuenta dos parámetros, los cuales son: tamaño de grano (growth rate) y ángulo normal de curvatura (curvature normal angle) que para efectos de análisis lo recomendable es dejarlos por default.

Sizing	
Use Adaptive Sizing	No
<input type="checkbox"/> Growth Rate	Default (1.2)
Mesh Defeaturing	Yes
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default (1.086e-003 mm)
Capture Curvature	Yes
<input type="checkbox"/> Curvature Min Size	Default (2.172e-003 mm)
<input type="checkbox"/> Curvature Normal Angle	Default (30.0°)
Capture Proximity	No

Figura 64: Growth rate y curvatura normal angle.

### 3.1.3.2.2 Descripción de malla local

El caso de estudio se enfoca principalmente en la deformación del tubo hipodérmico, mediante una aplicación de carga transmitida por un peso hacia la punta, es por eso que para la simulación solo es de interés conocer lo que sucederá en la región de contacto, para lo cual se desarrolló una malla local. Esta malla local fue creada con el fin de tener un control de refinamiento de la malla.

Para crear esta malla local, se seleccionó click derecho en “Mesh”, y se eligió “Sizing”, como se muestra en la siguiente figura.

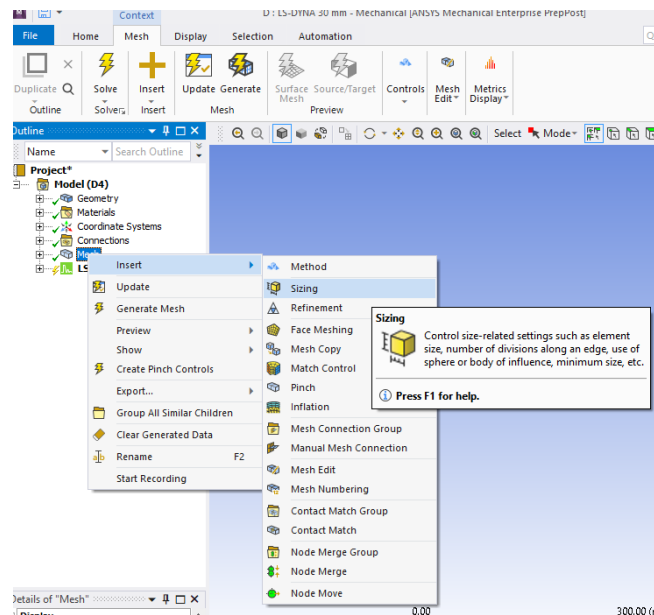


Figura 65: Creación de la malla local.

Dentro de la nueva opción “face sizing” se seleccionó las geometrías y el tipo de refinamiento.

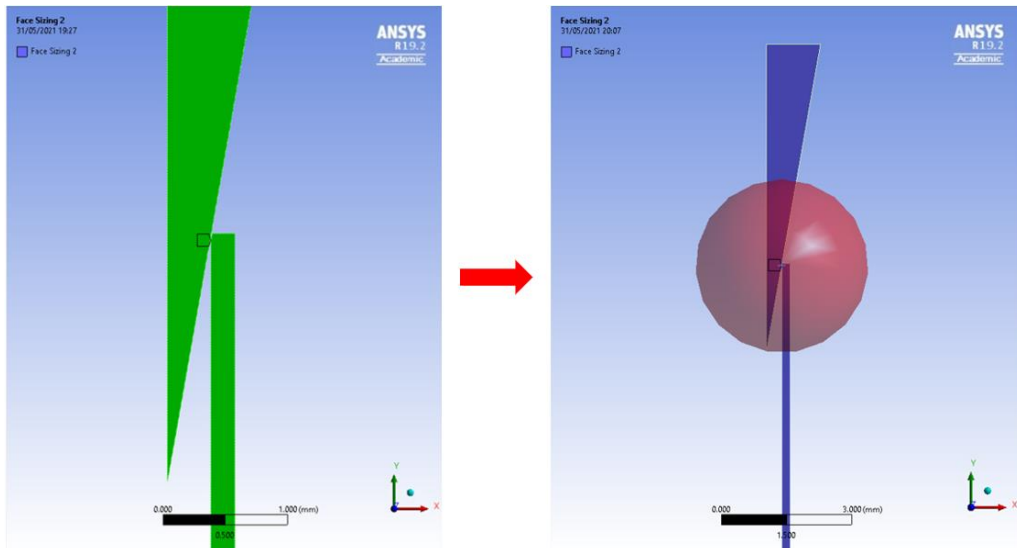


Figura 66: Selección de la geometría (izq.) y tipo de refinamiento (dcha.)

En este caso se optó por utilizar el tipo de refinamiento de “Sphere of influence”, mediante el cual se pudo seleccionar la zona de interés para el refinamiento de la malla.

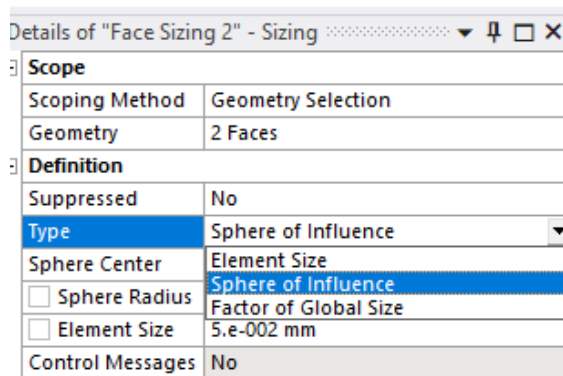


Figura 67: Selección del método de refinamiento.

Una vez seleccionado el método de refinamiento se ubicó el centro de la esfera, para lo cual se creó un sistema de coordenadas en la posición donde se requiere la presencia de la misma. La creación del nuevo sistema de coordenadas se realizó dando click derecho en la opción “Coordinate Systems” e insertando uno nuevo, finalmente se definió el origen de coordenadas deseado.

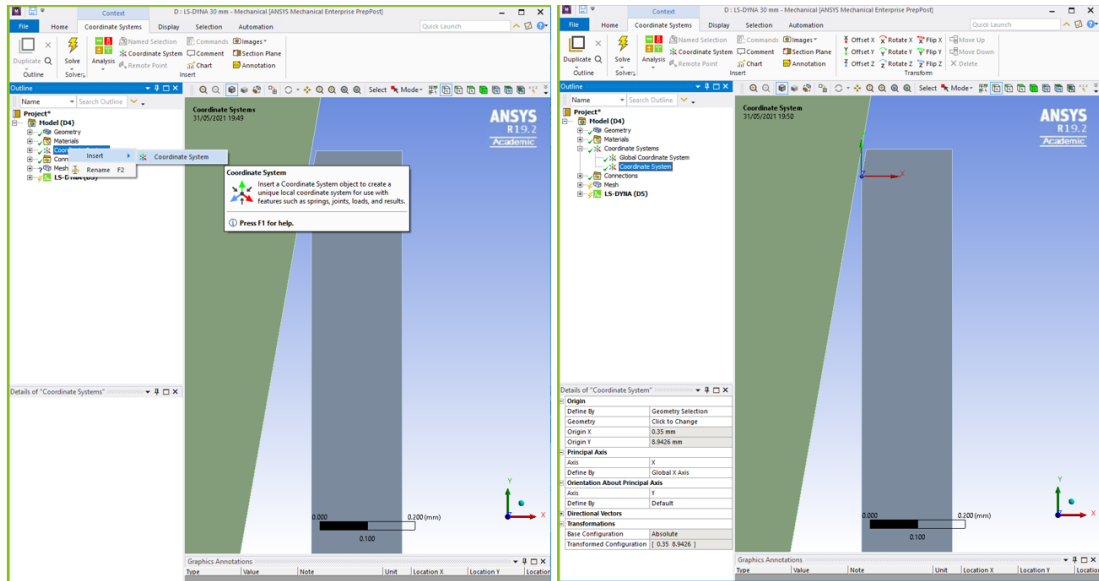


Figura 68: Creación del nuevo sistema de coordenadas.

Obtenido el nuevo sistema de coordenadas, se ubicó el valor del radio de esfera y el tamaño del elemento de malla acorde a las dimensiones de la geometría y que contemple todo el punto de interés deseado.

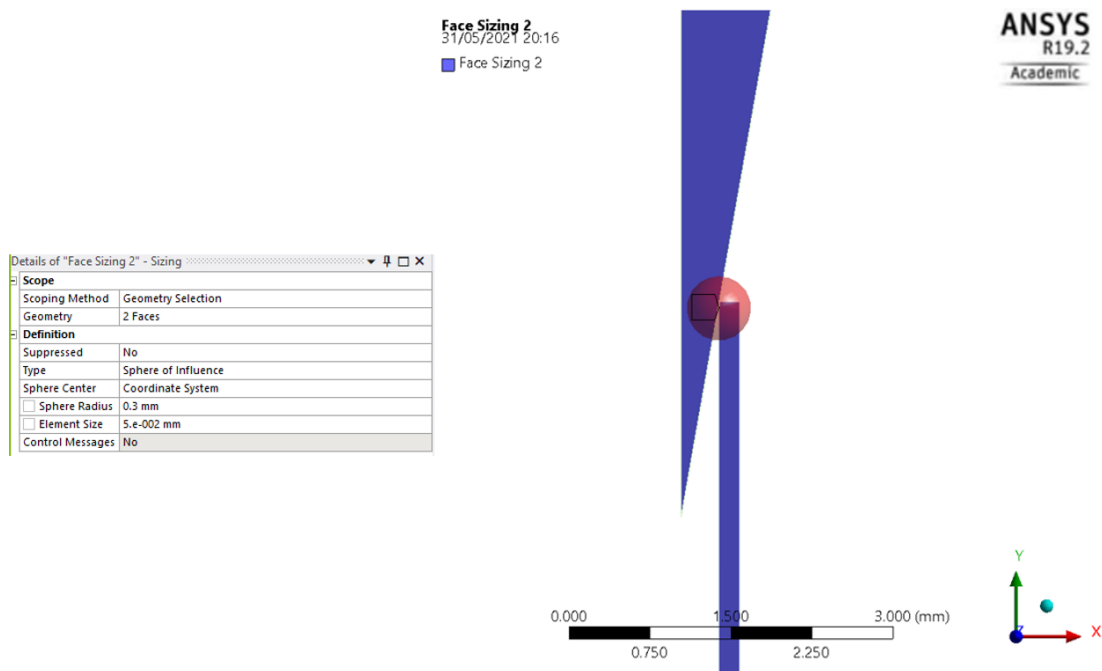


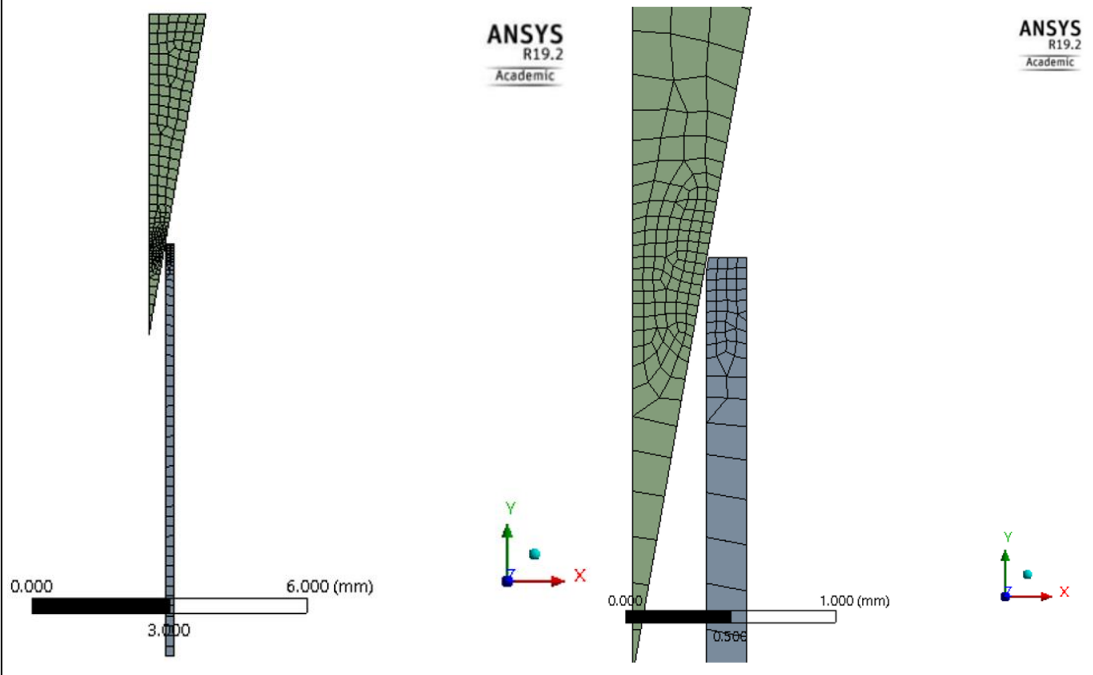


Figura 69: Radio de esfera y tamaño del elemento de malla.

### 3.1.3.2.3 Generación de malla

Una vez establecido tanto la malla global como la malla local, se generó resultados que se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 24: Definición de malla global y local.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
GENERACIÓN DE MALLA GLOBAL Y LOCAL			
<b>Fecha de ejecución:</b>	31/05/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tamaño de grano</b>	1.2	<b>Ángulo</b>	30°
<b>Método</b>	Esfera de influencia	<b>Refinamiento:</b>	Si
DETALLES			
			

#### 3.1.3.2.4 Validación de malla

En la siguiente figura se observa los “número de elementos” con respecto a la “métrica del elemento” obtenidos como resultados finales del mallado.

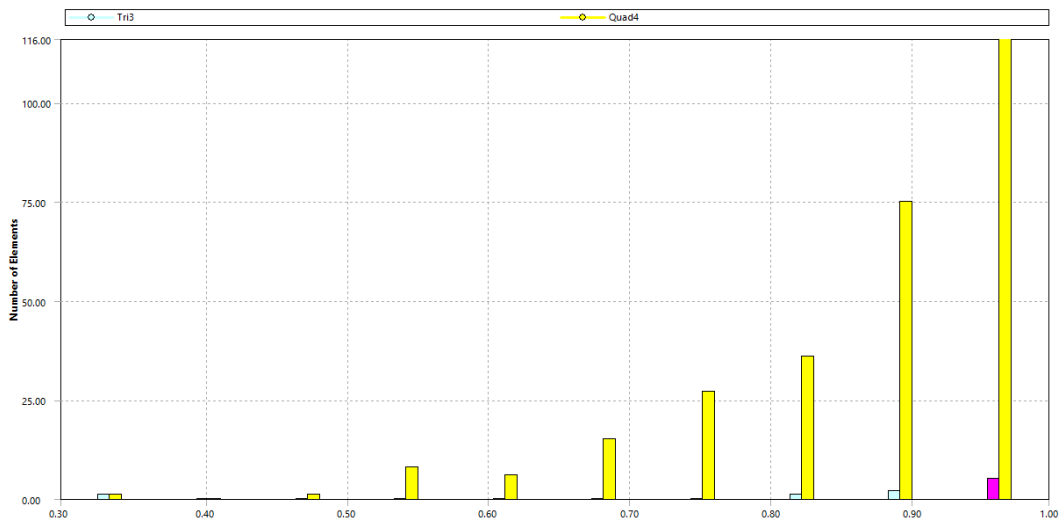


Figura 70: Número de elementos vs. métrica de elementos.

De igual forma en el apartado “Quality” se determinó un “average” de 0.870, como se observa en la siguiente figura.



Details of "Mesh"	
<b>Display</b>	
Display Style	Use Geometry Setting
<b>Defaults</b>	
<b>Sizing</b>	
<b>Quality</b>	
Check Mesh Quality	Yes, Errors
<input type="checkbox"/> Target Quality	Default (0.050000)
Smoothing	High
Mesh Metric	Element Quality
<input type="checkbox"/> Min	0.2968
<input type="checkbox"/> Max	0.99644
<input checked="" type="checkbox"/> Average	0.87019
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0.11986

Figura 71: Calidad de malla.

Dentro de lo establecido en el capítulo II, el criterio de calificación de malla determina que el valor de 0.870 es una calidad de malla muy buena.



Tabla 25: Validación de la calidad de malla.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>VALIDACIÓN DEL MALLADO</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	31/05/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Element Quality mínimo</b>	0.2968	<b>Element Quality máximo</b>	0.9964
<b>Average</b>	0.8701	<b>Número de nodos</b>	394
<b>Número de procesadores</b>	6	<b>Número de elementos</b>	294
<b>Cumple con el rango de muy bueno de acuerdo al capítulo II</b>			

### 3.1.4 Estructuración del solver – LS DYNA

Una vez definido los parámetros anteriores (materiales, geometría y mallado) se configuró las condiciones iniciales dentro de la opción “Setup”.

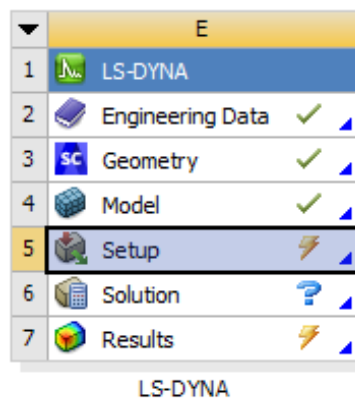


Figura 72: Selección de la opción "Setup".

Como primer paso, se estableció el comportamiento 2D de la geometría general, para lo cual se da click en la pestaña “Geometry”. Para este caso de estudio se seleccionó el comportamiento axisimetrico, explicado en el capítulo II.

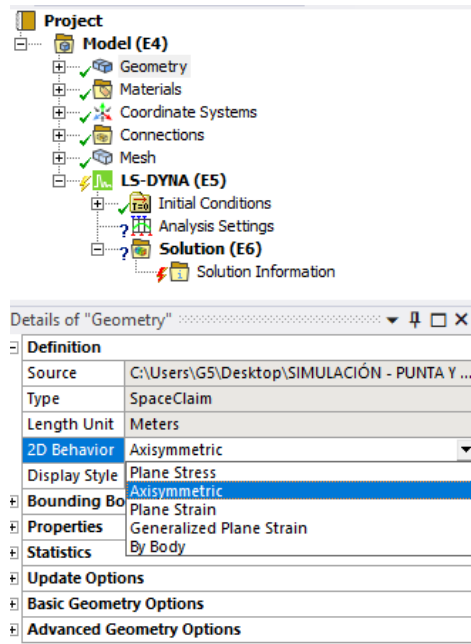


Figura 73: Comportamiento 2D del caso de estudio.

Como segundo paso, se estableció el comportamiento de rigidez (“Stiffness Behavior”) de cada superficie para lo cual se consideró: comportamientos en 2D, flexibles y comportamiento en 3D, rígidos. A su vez se asignó el material seleccionado anteriormente a cada superficie.

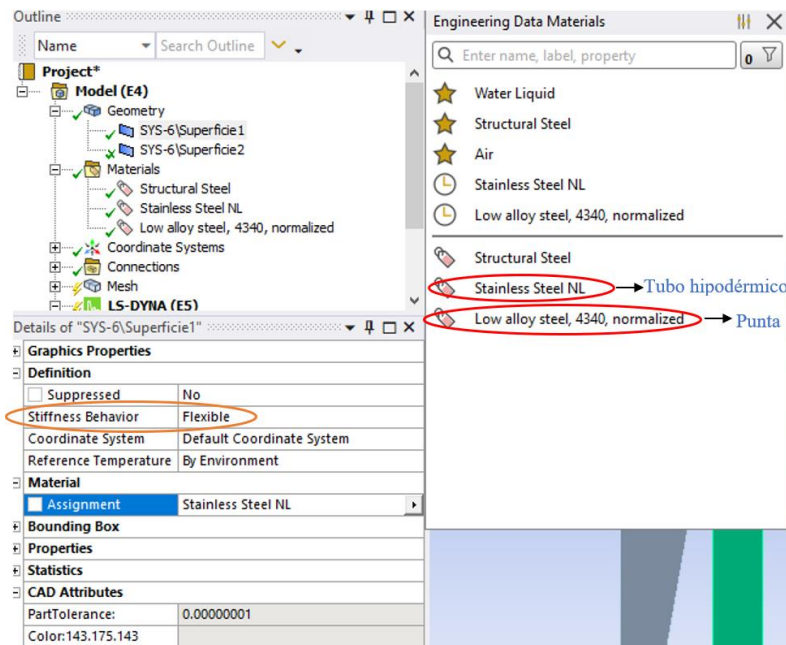


Figura 74: Asignación de material y establecimiento del comportamiento de rigidez.

Como siguiente paso, se configuró la conexión (contacto) entre superficies. Como se mencionó, el estudio se enfoca principalmente en la deformación del tubo

hipodérmico, mediante una aplicación de carga transmitida por un peso hacia la punta que se encuentra en contacto con el diámetro interno del tubo, esto origina una fricción entre ambos cuerpos cuyo valor se establece de 0.57 (coeficiente dinámico) (ver anexo 2).

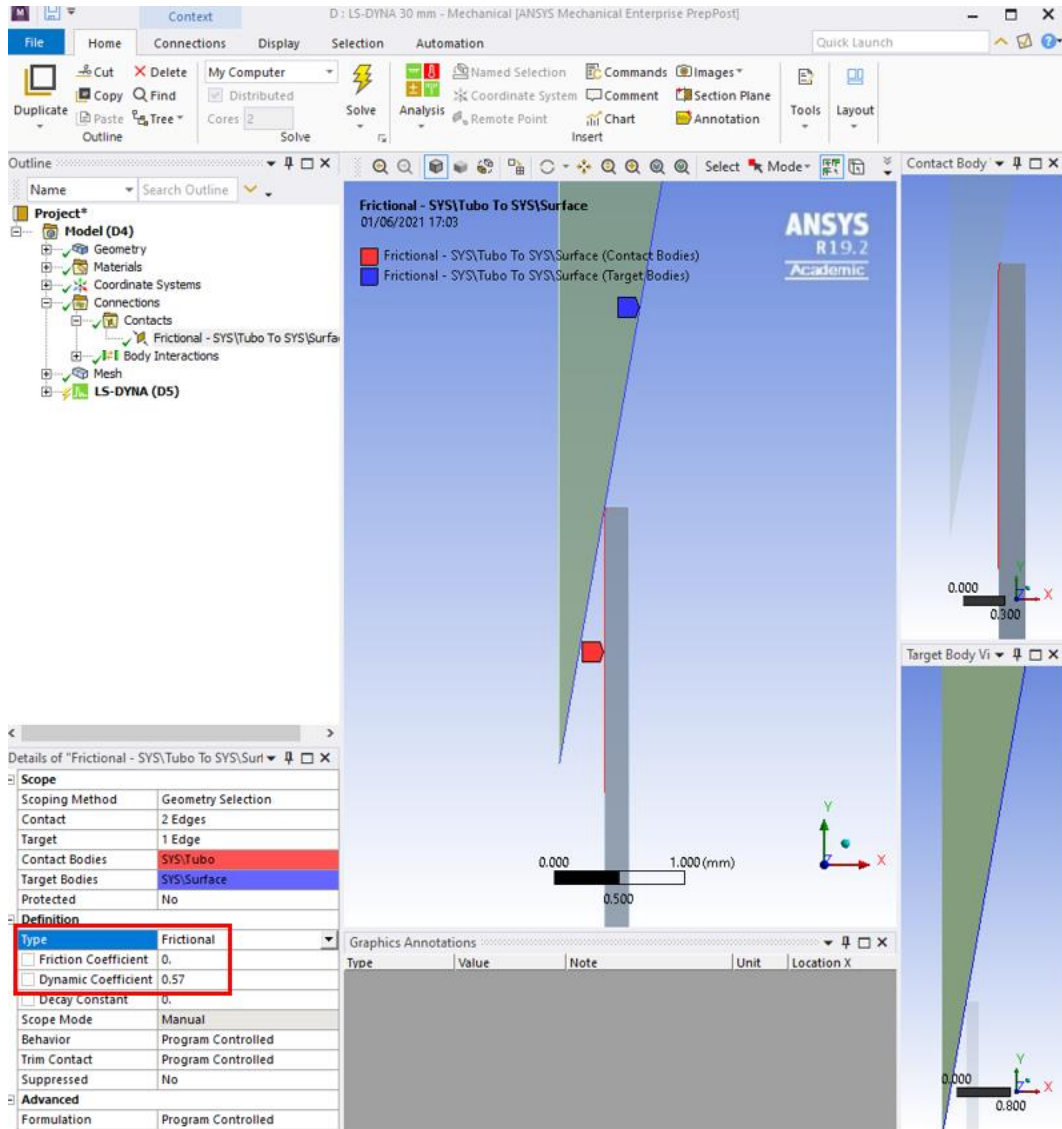


Figura 75: Configuración del tipo de contacto entre superficies.

La tabla 18 muestra un rango de velocidades de acuerdo a su altura de caída (peso), para efectos de simulación se usó una altura de 30 mm la cual también fue utilizado para los cálculos anteriores. Como datos iniciales se utilizaron los valores de velocidad (361 mm/s), fuerza (21.972 N), gravedad y un desplazamiento que restrinja la movilidad en X.

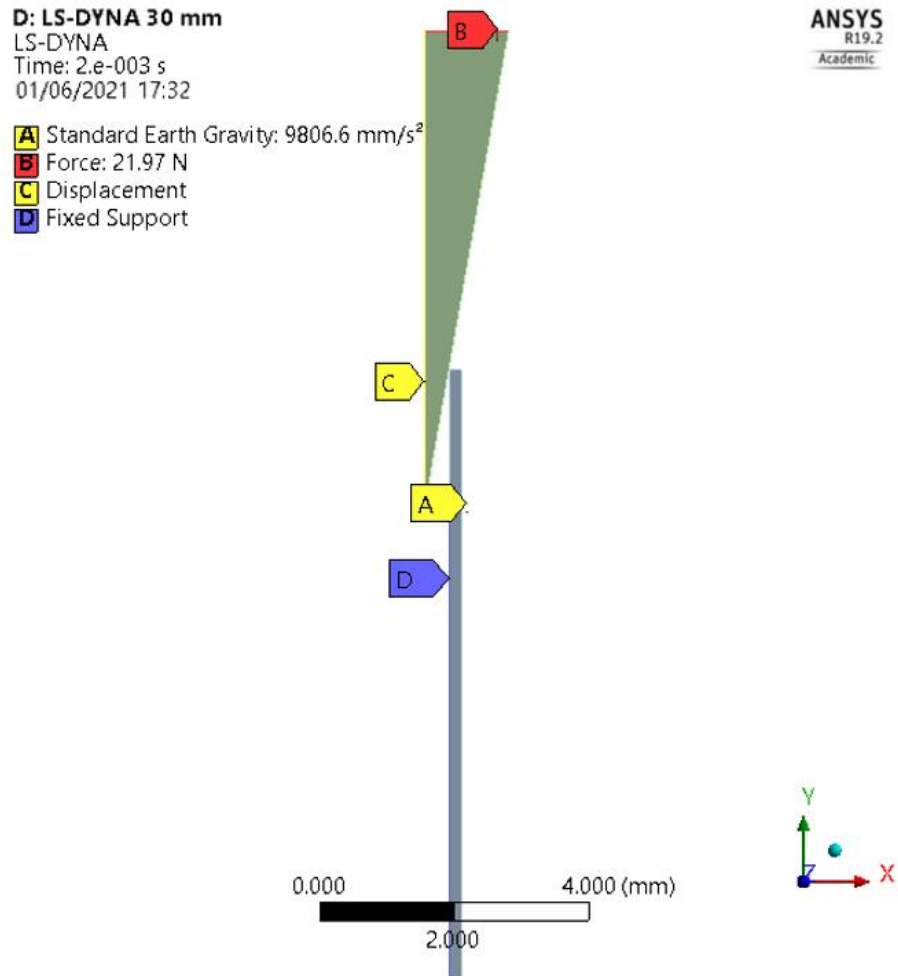





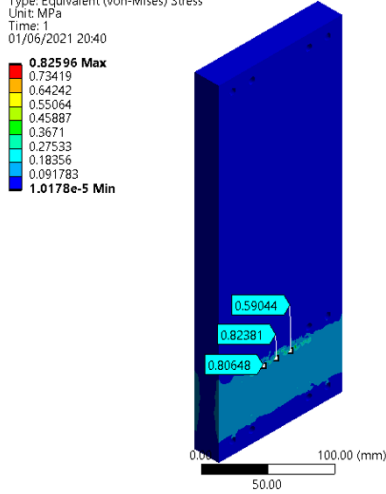

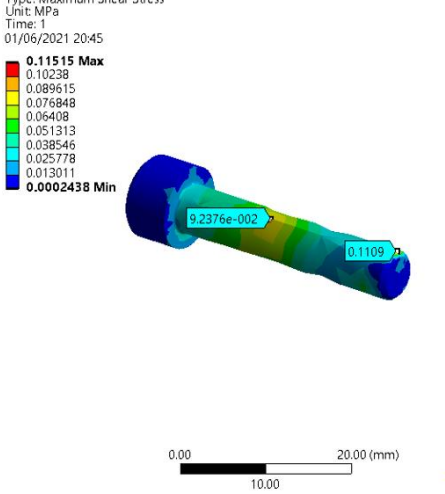

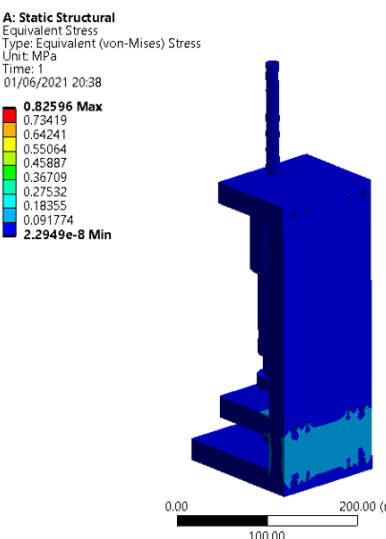

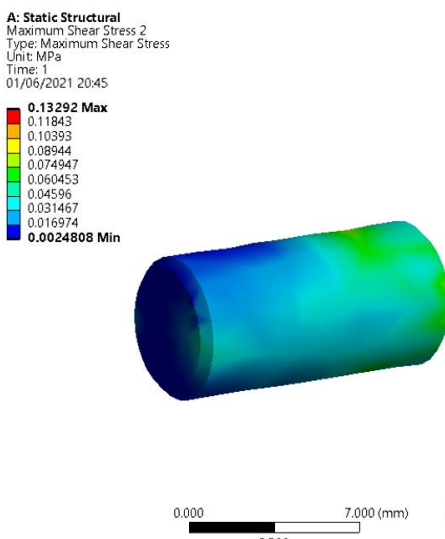
Figura 76: Condiciones iniciales para la simulación.

### 3.1.5 Análisis de resultados

#### 3.1.5.1 Resultados – simulación estructural

Con los parámetros definidos (material, mallado, fuerza, etc.) anteriormente para la simulación estructural, se obtuvo los resultados mostrados en la siguiente tabla.

Tabla 26: Resultados de la simulación estructural de la máquina deformadora.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>Fecha de ejecución:</b>	01/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tiempo de procesamiento</b>	1h 20 min	<b>Número de procesadores</b>	6
ESFUERZO (NORMAL Y CORTANTE)			
<p><b>A: Static Structural</b> Equivalent Stress 2 Type: Equivalent (von-Mises) Stress Unit: MPa Time: 1 01/06/2021 20:40</p>  		<p><b>A: Static Structural</b> Maximum Shear Stress Type: Maximum Shear Stress Unit: MPa Time: 1 01/06/2021 20:45</p>  	
<p><b>A: Static Structural</b> Equivalent Stress Type: Equivalent (von-Mises) Stress Unit: MPa Time: 1 01/06/2021 20:38</p>  		<p><b>A: Static Structural</b> Maximum Shear Stress 2 Type: Maximum Shear Stress Unit: MPa Time: 1 01/06/2021 20:45</p>  	

De la tabla anterior se observa las regiones críticas más afectadas por el peso de los elementos definidos con anterioridad, las cuales determinan que la placa principal

(vertical), y los pernos son los elementos que soportan esfuerzos tanto normales como esfuerzos cortantes.

Como se explicó, algunos elementos como los pernos y pines son elementos recomendados, por lo tanto, se realizó una simulación simple para determinar si son o no aptos para soportar los esfuerzos producidos por los pesos muertos mencionados anteriormente.

De los resultados obtenidos de la tabla 26 se determinó que tanto los pernos como los pines son aptos y suficientes para el mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

### 3.1.5.2 Resultados – simulación punta y tubo hipodérmico

Tomando en cuenta los parámetros establecidos a inicios del capítulo III, el análisis de resultados por simulación está conformado por cinco fases:

- Primera fase: cuando el valor de la altura de caída es de 20 mm.
- Segunda fase: cuando el valor de la altura de caída es de 25 mm.
- Tercera fase: cuando el valor de la altura de caída es de 30 mm.
- Cuarta fase: cuando el valor de la altura de caída es de 35 mm.
- Quinta fase: cuando el valor de la altura de caída es de 40 mm.

#### 3.1.5.2.1 Primera fase



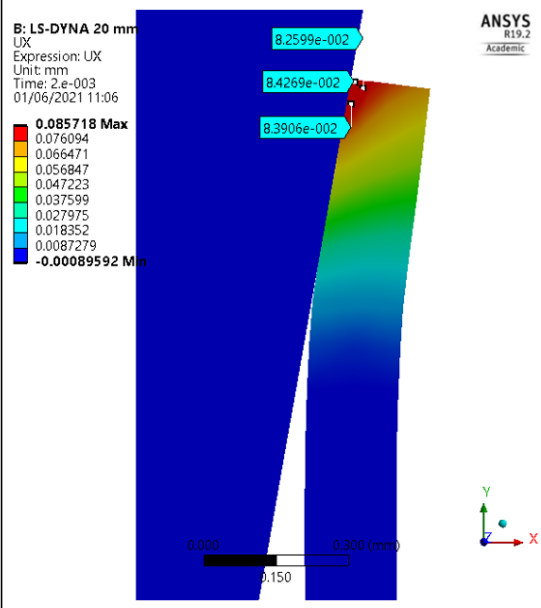
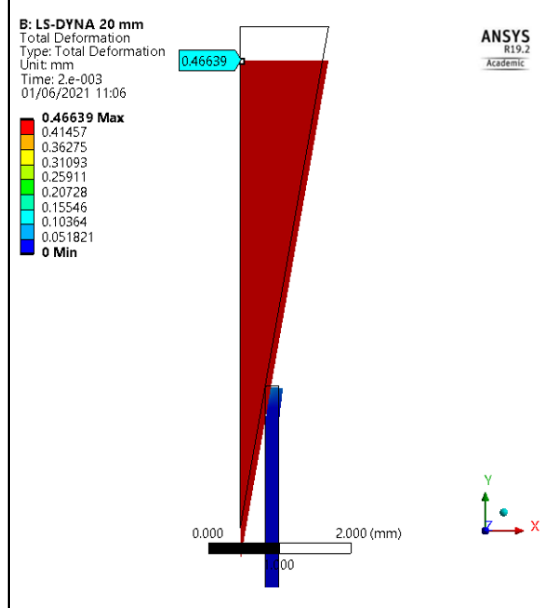
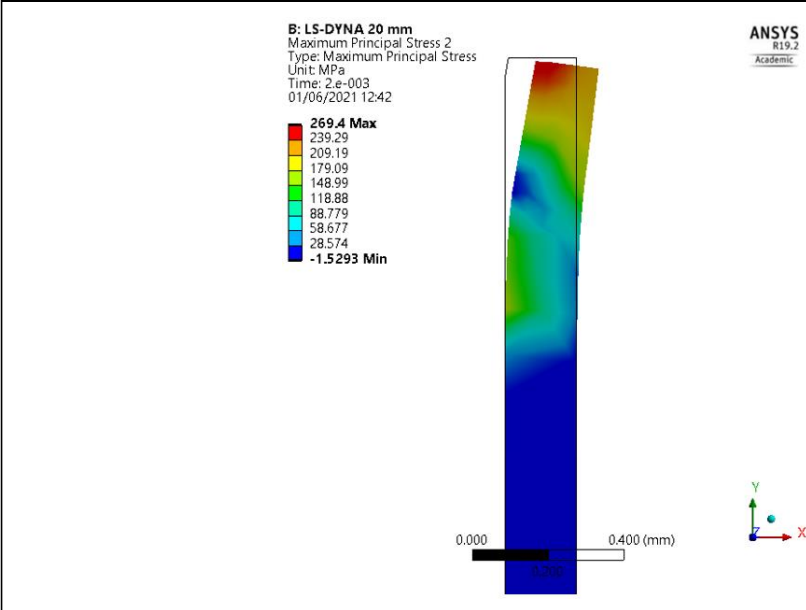
En esta fase se tomó en cuenta el valor de la velocidad de 294 mm/s equivalente a 20 mm de altura.

Tabla 27: Condiciones iniciales para la primera fase.

Parámetro	Valor	Unidades
Velocidad	294	mm/s
Altura	20	mm
Fuerza	21.97	N

En la siguiente tabla se muestra los resultados de la simulación de la deformación de la punta y tubo hipodérmico de acuerdo a los datos establecidos en la tabla 27.

Tabla 28: Resultados de simulación con una altura de 20 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>Fecha de ejecución:</b>	01/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tiempo de procesamiento</b>	1h 52 min	<b>Número de procesadores</b>	6
<b>DEFORMACIÓN A LOS 20 mm</b>		<b>DESPLAZAMIENTO en Y</b>	
<p><b>B: LS-DYNA 20 mm</b>                      UX                      Expression: UX                      Unit: mm                      Time: 2.e-003                      01/06/2021 11:06</p>  <p>ANSYS R19.2 Academic</p>		<p><b>B: LS-DYNA 20 mm</b>                      Total Deformation                      Type: Total Deformation                      Unit: mm                      Time: 2.e-003                      01/06/2021 11:06</p>  <p>ANSYS R19.2 Academic</p>	
<b>ESFUERZO MÁXIMO</b>			
<p><b>B: LS-DYNA 20 mm</b>                      Maximum Principal Stress 2                      Type: Maximum Principal Stress                      Unit: MPa                      Time: 2.e-003                      01/06/2021 12:42</p>  <p>ANSYS R19.2 Academic</p>			

### 3.1.5.2.2 Segunda fase

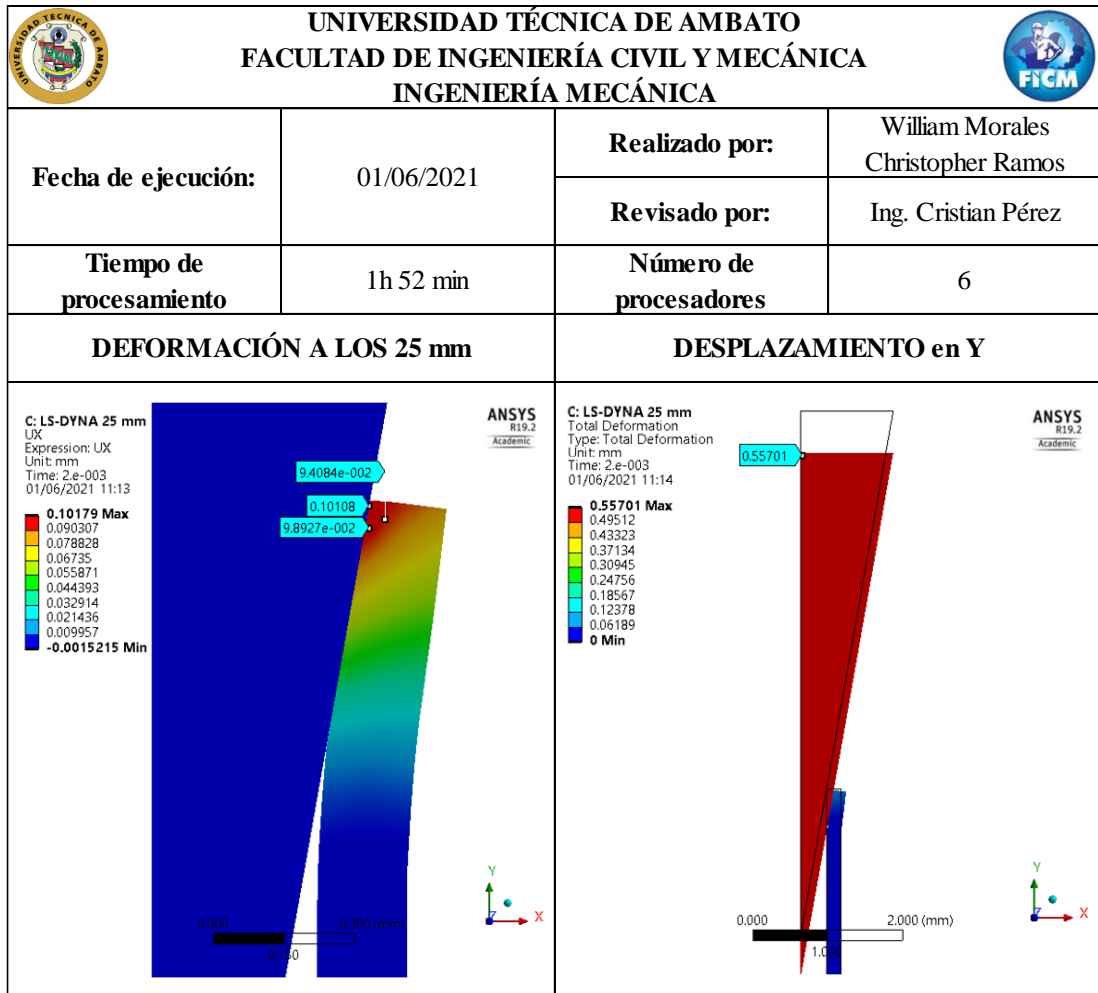
En esta fase se tomó en cuenta el valor de la velocidad de 329 mm/s equivalente a 25 mm de altura.

Tabla 29: Condiciones iniciales para la segunda fase.

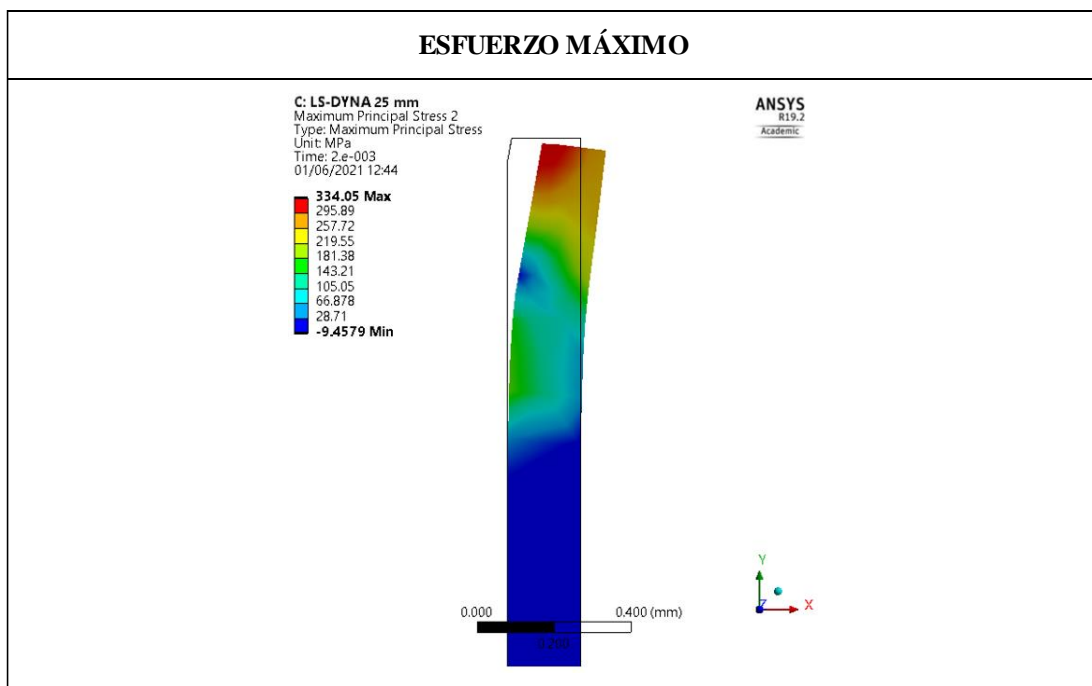
Parámetro	Valor	Unidades
Velocidad	329	mm/s
Altura	25	mm
Fuerza	21.97	N

En la siguiente tabla se muestra los resultados de la simulación de la deformación de la punta y tubo hipodérmico de acuerdo a los datos establecidos en la tabla 29.

Tabla 30: Resultados de simulación con una altura de 25 mm.







### 3.1.5.2.3 Tercera fase



En esta fase se tomó en cuenta el valor de la velocidad de 361 mm/s equivalente a 30 mm de altura.

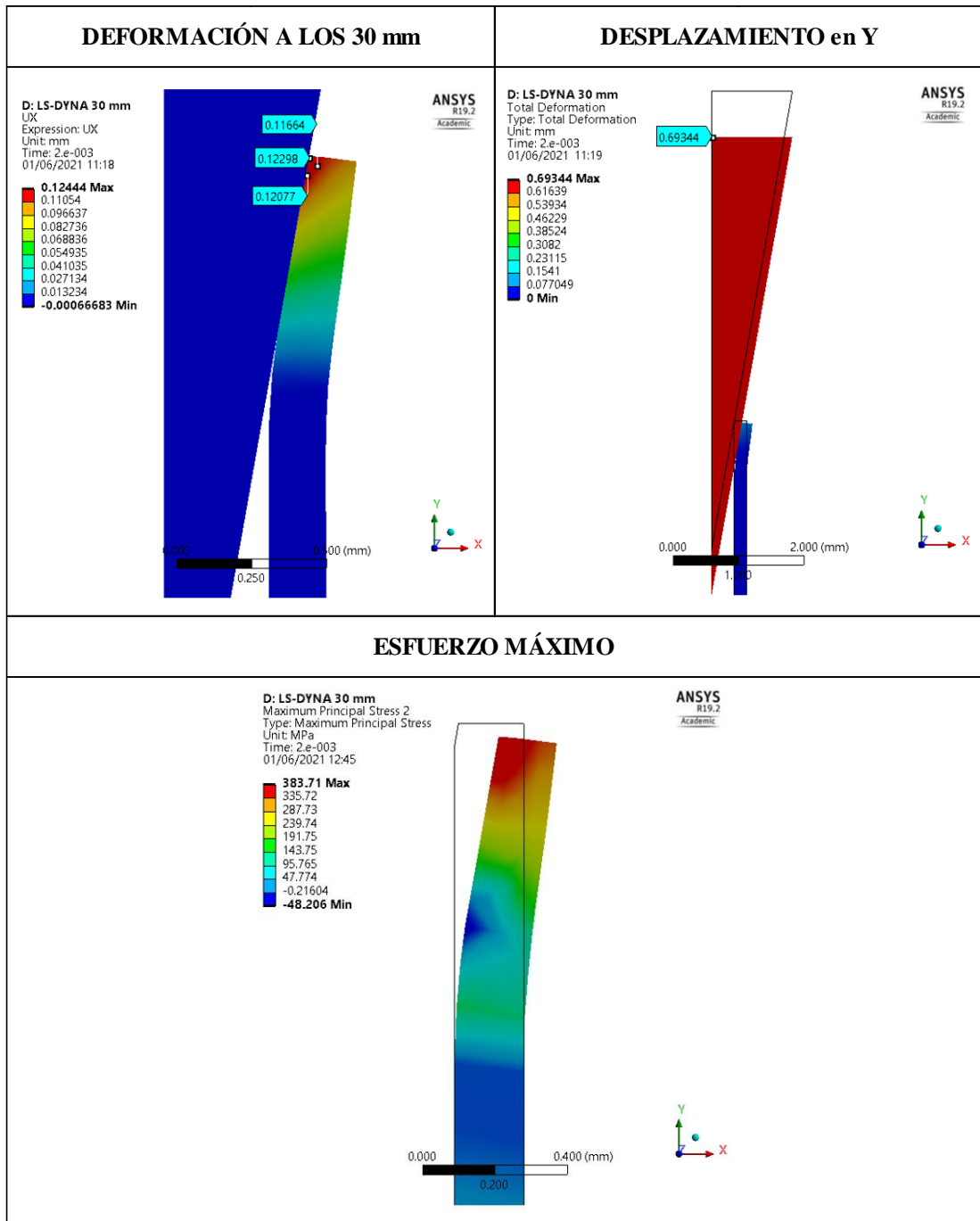
Tabla 31: Condiciones iniciales para la tercera fase.

Parámetro	Valor	Unidades
Velocidad	361	mm/s
Altura	30	mm
Fuerza	21.97	N

En la siguiente tabla se muestra los resultados de la simulación de la deformación de la punta y tubo hipodérmico de acuerdo a los datos establecidos en la tabla 31.

Tabla 32: Resultados de simulación con una altura de 30 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>Fecha de ejecución:</b>	01/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tiempo de procesamiento</b>	1h 52 min	<b>Número de procesadores</b>	6



### 3.1.5.2.4 Cuarta fase



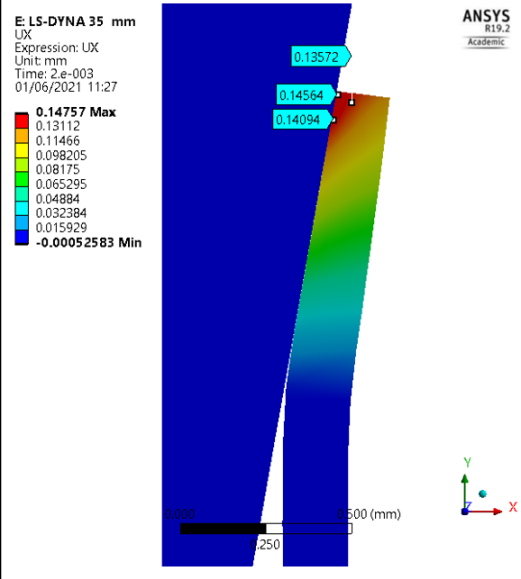
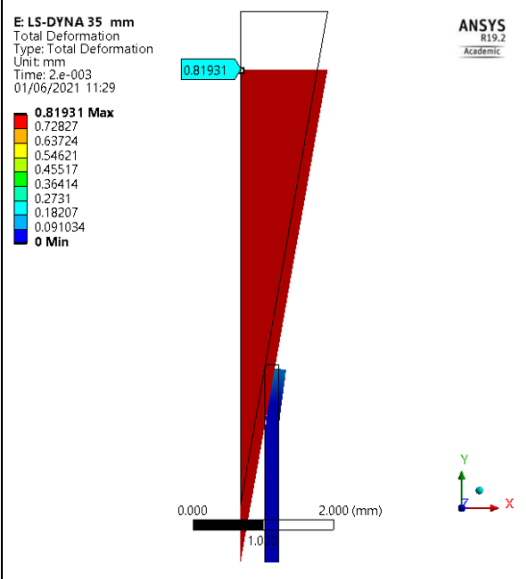
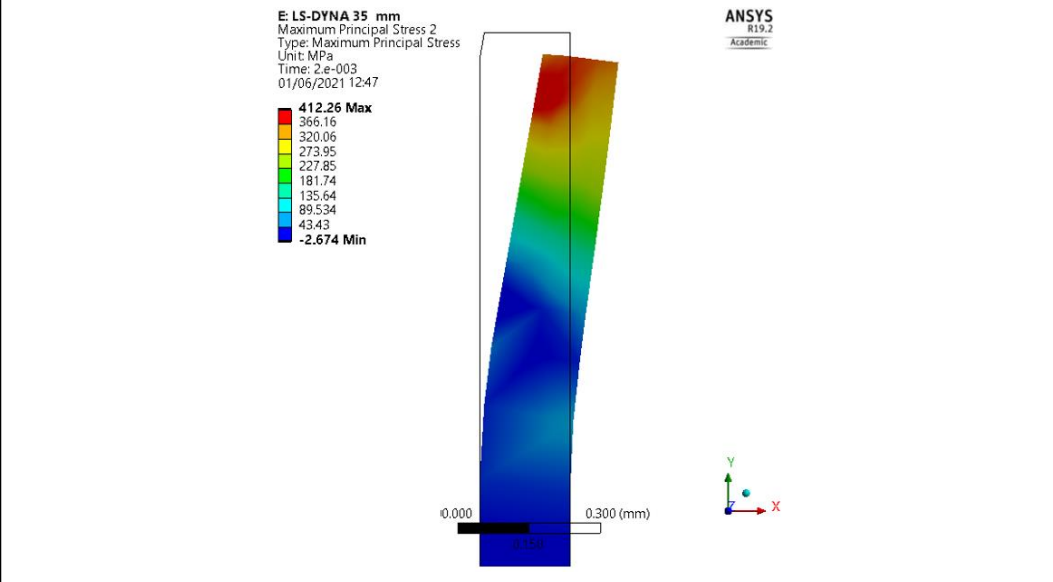
En esta fase se tomó en cuenta el valor de la velocidad de 390 mm/s equivalente a 35 mm de altura.

Tabla 33: Condiciones iniciales para la cuarta fase.

Parámetro	Valor	Unidades
Velocidad	390	mm/s
Altura	35	mm
Fuerza	21.97	N

En la siguiente tabla se muestra los resultados de la simulación de la deformación de la punta y tubo hipodérmico de acuerdo a los datos establecidos en la tabla 33.

Tabla 34: Resultados de simulación con una altura de 35 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>Fecha de ejecución:</b>	01/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tiempo de procesamiento</b>	1h 52 min	<b>Número de procesadores</b>	6
<b>DEFORMACIÓN A LOS 35 mm</b>		<b>DESPLAZAMIENTO en Y</b>	
			
<b>ESFUERZO MÁXIMO</b>			
			

### 3.1.5.2.4 Quinta fase



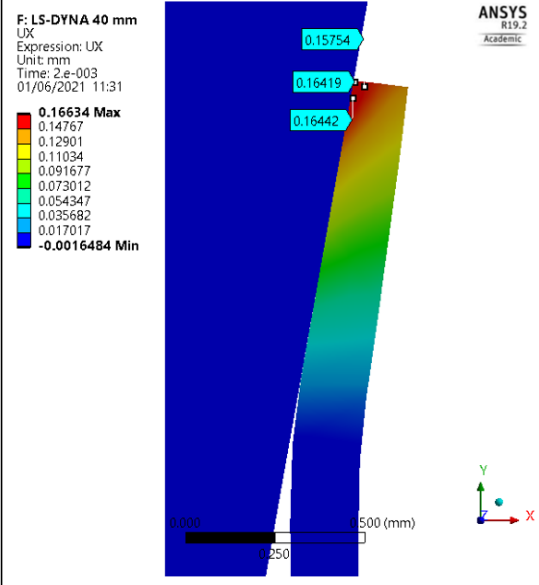
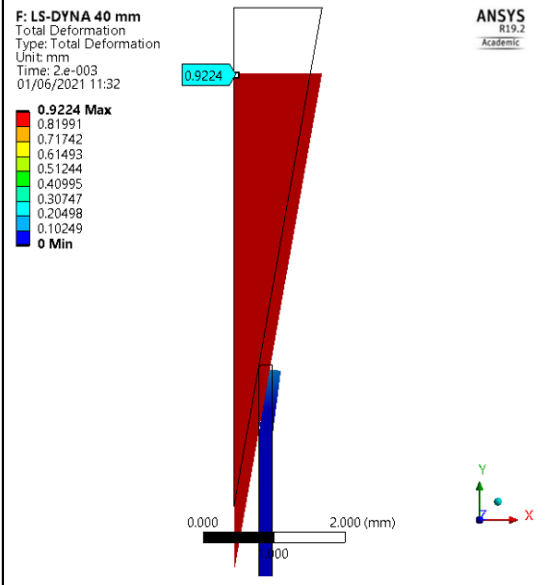
En esta fase se tomó en cuenta el valor de la velocidad de 416 mm/s equivalente a 40 mm de altura.

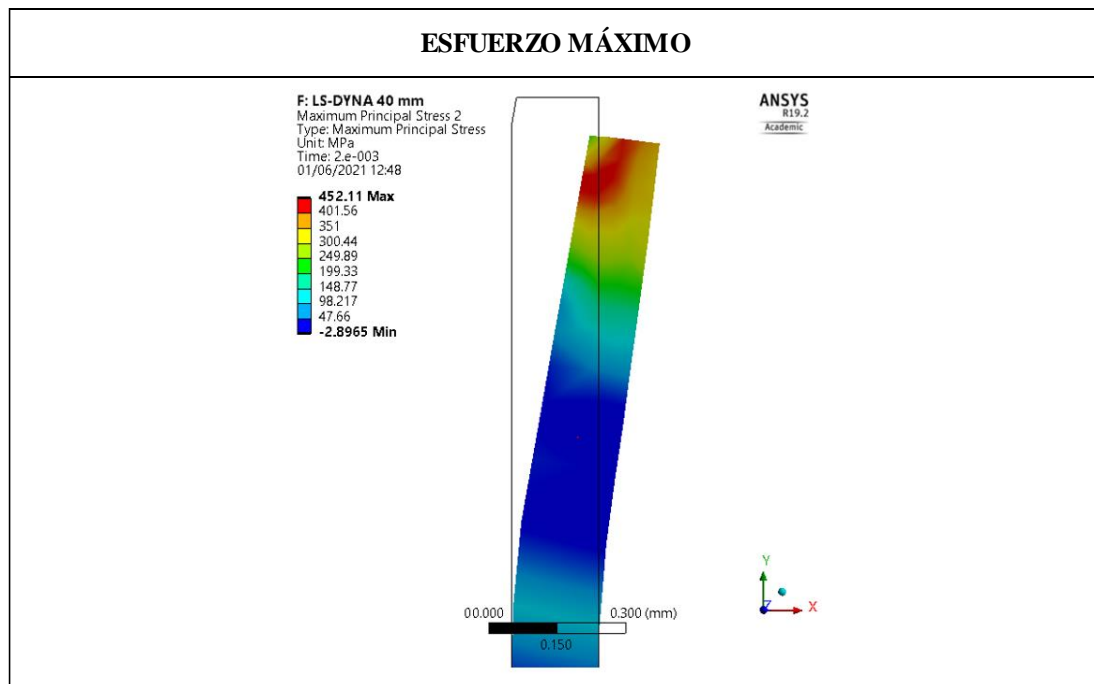
Tabla 35: Condiciones iniciales para la quinta fase.

Parámetro	Valor	Unidades
Velocidad	416	mm/s
Altura	40	mm
Fuerza	21.97	N

En la siguiente tabla se muestra los resultados de la simulación de la deformación de la punta y tubo hipodérmico de acuerdo a los datos establecidos en la tabla 35.

Tabla 36: Resultados de simulación con una altura de 40 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>Fecha de ejecución:</b>	01/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
		<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Tiempo de procesamiento</b>	1h 52 min	<b>Número de procesadores</b>	6
<b>DEFORMACIÓN A LOS 40 mm</b>		<b>DESPLAZAMIENTO en Y</b>	
			



### 3.1.5.3 Resultados – físicos (pruebas de funcionamiento)

Una vez construida la máquina (ver anexo 5) se realizó pruebas de funcionamiento con los tubos hipodérmicos adquiridos. La medición de la deformación final del tubo se obtuvo mediante el uso de un micrómetro y el microscopio de barrido. A continuación, se presenta el instante donde la punta deforma el tubo hipodérmico.

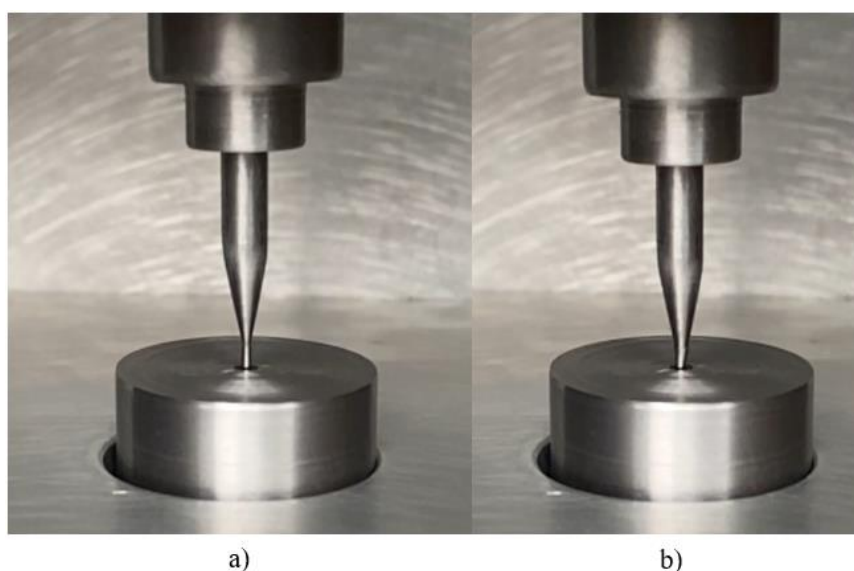


Figura 77: Tubo hipodérmico: a) sin deformar; b) deformado.



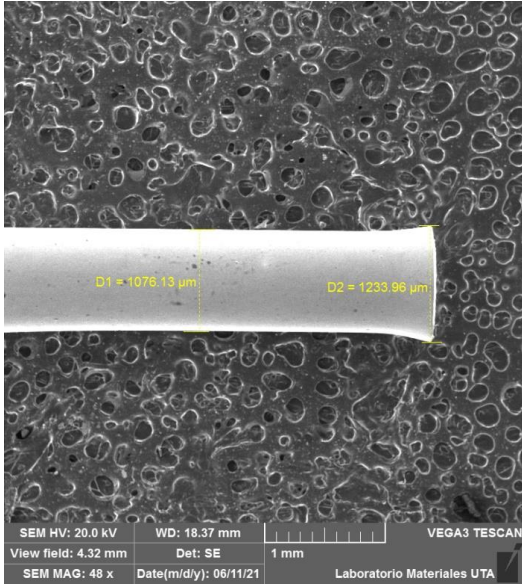
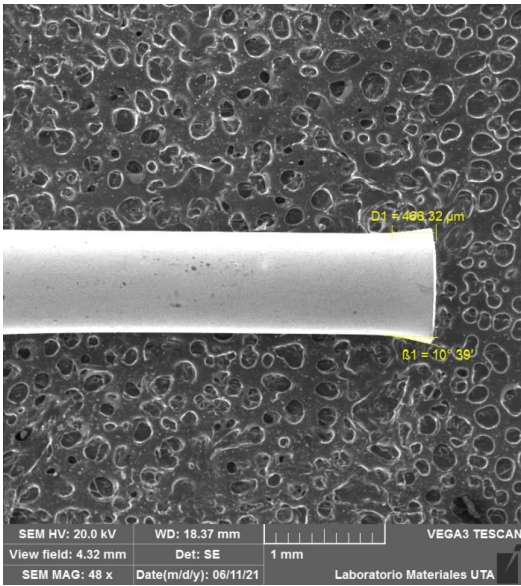
Las pruebas de funcionamiento se realizaron a diferentes alturas de donde se obtuvo la siguiente tabla que muestra los resultados generados de la deformación del tubo hipodérmico. Se realizó dos pruebas de funcionamiento por cada tubo (ver anexo 6).

Tabla 37: Resultados de deformación medidos con micrómetro.



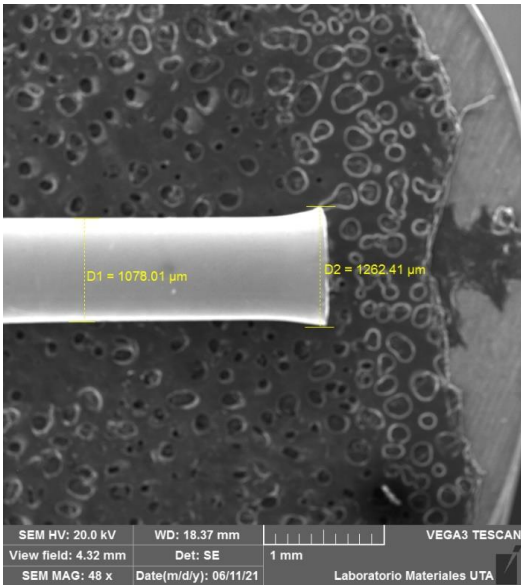
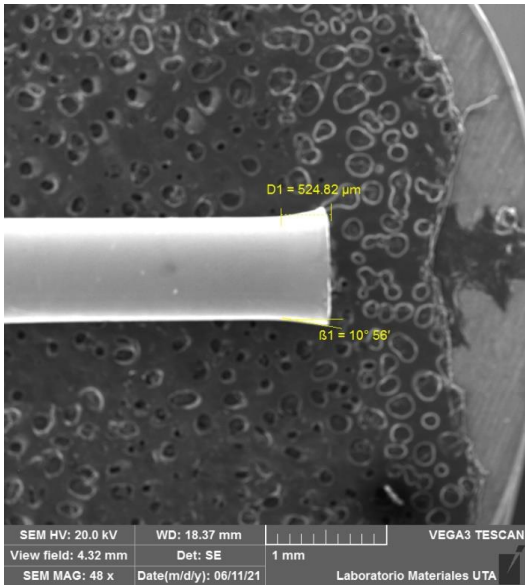
Número de prueba	Altura (mm)				
	20	25	30	35	40
1	1.22	-	-	-	-
2	1.23	-	-	-	-
3	-	1.27	-	-	-
4	-	1.26	-	-	-
5	-	-	1.31	-	-
6	-	-	1.32	-	-
7	-	-	-	1.37	-
8	-	-	-	1.36	-
9	-	-	-	-	1.4
10	-	-	-	-	1.39

Para una mayor precisión de las pruebas de funcionamiento realizadas se utilizó el microscopio de barrido; se analizó un tubo hipodérmico por cada altura por cuestiones de tiempo y costo, donde se obtuvieron las siguientes fichas.

3.1.5.3.1 Ficha de recolección de datos a una altura de 20 mm.



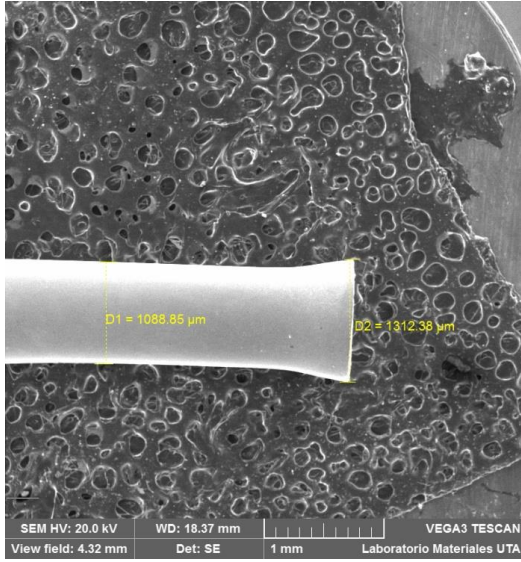
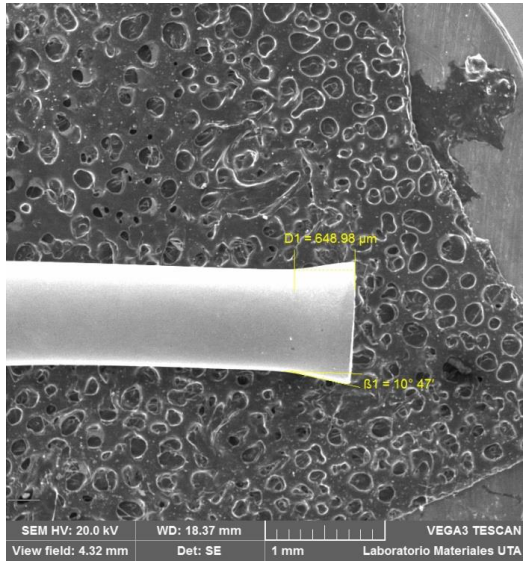
 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>REPORTE DE DEFORMACIÓN DEL TUBO HIPODÉRMICO</b>			
<b>Datos Informativos</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	12/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
<b>Lugar de estudio:</b>	UTA - Laboratorio FICM	<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Parámetros</b>			
<b>Altura de caída:</b>	20 mm	<b>Peso de impacto:</b>	21.97 N
<b>REGISTRO DE MEDICIÓN GENERAL</b>			
<b>DEFORMACIÓN</b>		<b>DESPLAZAMIENTO Y ÁNGULO</b>	
			
<b>Diámetro del tubo inicial (D1)</b>	1076.13 μm	<b>Desplazamiento (D1)</b>	466.32 μm
<b>Diámetro del tubo deformado (D2)</b>	1233.96 μm	<b>Ángulo (β1)</b>	10°39'
<b>Conclusión:</b> El diámetro deformado del tubo hipodérmico corresponde al valor de 1.233 mm y se encuentra fuera de los límites establecidos; de igual forma posee un desplazamiento de 0.466 mm, el cual está fuera de los valores establecidos de la tabla 19.			

3.1.5.3.2 Ficha de recolección de datos a una altura de 25 mm.



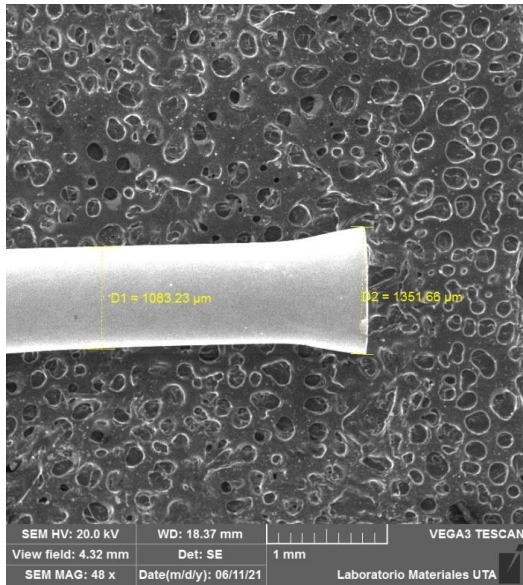
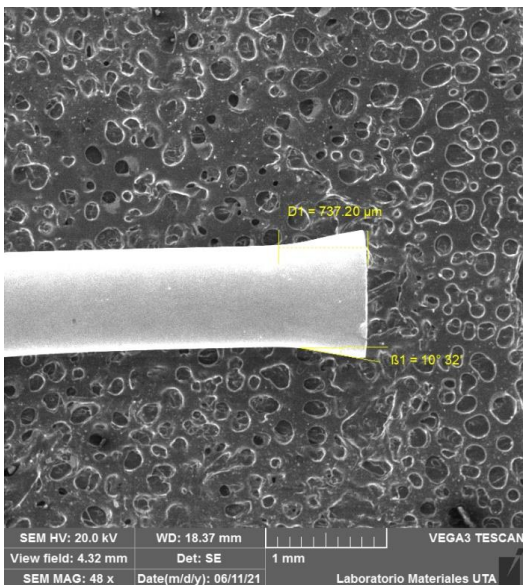
 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>REPORTE DE DEFORMACIÓN DEL TUBO HIPODÉRMICO</b>			
<b>Datos Informativos</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	12/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
<b>Lugar de estudio:</b>	UTA - Laboratorio FICM	<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Parámetros</b>			
<b>Altura de caída:</b>	25 mm	<b>Peso de impacto:</b>	21.97 N
<b>REGISTRO DE MEDICIÓN GENERAL</b>			
<b>DEFORMACIÓN</b>		<b>DESPLAZAMIENTO Y ÁNGULO</b>	
			
<b>Diámetro del tubo inicial (D1)</b>	1078.01 μm	<b>Desplazamiento (D1)</b>	524.82 μm
<b>Diámetro del tubo deformado (D2)</b>	1262.41 μm	<b>Ángulo (β1)</b>	10°56'
<b>Conclusión:</b> El diámetro deformado del tubo hipodérmico corresponde al valor de 1.262 mm y se encuentra dentro de los límites establecidos, sin embargo, esta muy cerca del límite inferior de 1.25 mm; de igual forma posee un desplazamiento de 0.524 mm, el cual es aproximado al valor establecido en la tabla 19.			





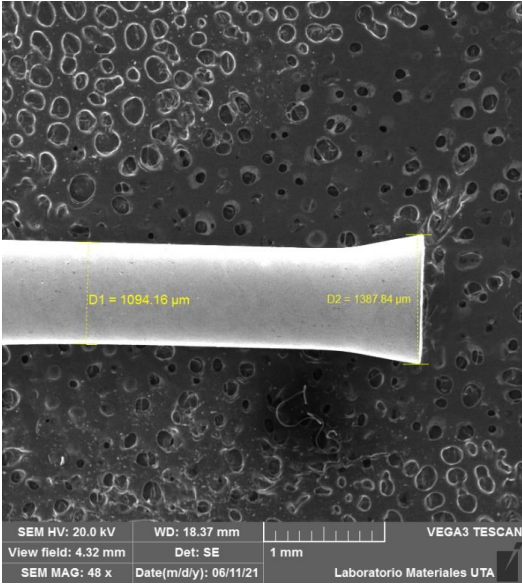
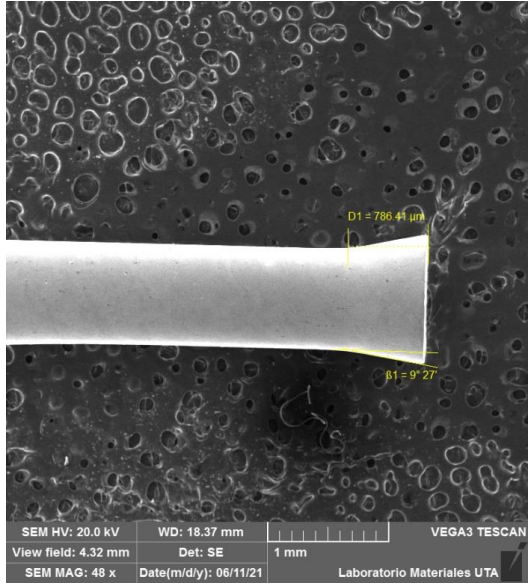
3.1.5.3.3 Ficha de recolección de datos a una altura de 30 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>REPORTE DE DEFORMACIÓN DEL TUBO HIPODÉRMICO</b>			
<b>Datos Informativos</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	12/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
<b>Lugar de estudio:</b>	UTA - Laboratorio FICM	<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Parámetros</b>			
<b>Altura de caída:</b>	30 mm	<b>Peso de impacto:</b>	21.97 N
<b>REGISTRO DE MEDICIÓN GENERAL</b>			
<b>DEFORMACIÓN</b>		<b>DESPLAZAMIENTO Y ÁNGULO</b>	
			
<b>Diámetro del tubo inicial (D1)</b>	1088.85 μm	<b>Desplazamiento (D1)</b>	648.98 μm
<b>Diámetro del tubo deformado (D2)</b>	1312.38 μm	<b>Ángulo (β1)</b>	10°47'
<b>Conclusión:</b> El diámetro deformado del tubo hipodérmico corresponde al valor de 1.312 mm y se encuentra dentro de los límites establecidos; de igual forma posee un desplazamiento de 0.648 mm, el cual es aproximado al valor establecido en la tabla 19.			

3.1.5.3.4 Ficha de recolección de datos a una altura de 35 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>REPORTE DE DEFORMACIÓN DEL TUBO HIPODÉRMICO</b>			
<b>Datos Informativos</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	12/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
<b>Lugar de estudio:</b>	UTA - Laboratorio FICM	<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Parámetros</b>			
<b>Altura de caída:</b>	35 mm	<b>Peso de impacto:</b>	21.97 N
<b>REGISTRO DE MEDICIÓN GENERAL</b>			
<b>DEFORMACIÓN</b>		<b>DESPLAZAMIENTO Y ÁNGULO</b>	
			
<b>Diámetro del tubo inicial (D1)</b>	1083.23 µm	<b>Desplazamiento (D1)</b>	737.20 µm
<b>Diámetro del tubo deformado (D2)</b>	1351.66 µm	<b>Ángulo (β1)</b>	10°32'
<b>Conclusión:</b> El diámetro deformado del tubo hipodérmico corresponde al valor de 1.351 mm y se encuentra dentro de los límites establecidos, sin embargo, esta muy cerca del límite superior de 1.35 mm; de igual forma posee un desplazamiento de 0.737 mm, el cual es aproximado al valor establecido en la tabla 19.			

3.1.5.3.5 Ficha de recolección de datos a una altura de 40 mm.

 <b>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA</b> <b>INGENIERÍA MECÁNICA</b> 			
<b>REPORTE DE DEFORMACIÓN DEL TUBO HIPODÉRMICO</b>			
<b>Datos Informativos</b>			
<b>Fecha de ejecución:</b>	12/06/2021	<b>Realizado por:</b>	William Morales Christopher Ramos
<b>Lugar de estudio:</b>	UTA - Laboratorio FICM	<b>Revisado por:</b>	Ing. Cristian Pérez
<b>Parámetros</b>			
<b>Altura de caída:</b>	40 mm	<b>Peso de impacto:</b>	21.97 N
<b>REGISTRO DE MEDICIÓN GENERAL</b>			
<b>DEFORMACIÓN</b>		<b>DESPLAZAMIENTO Y ÁNGULO</b>	
			
<b>Diámetro del tubo inicial (D1)</b>	1094.16 μm	<b>Desplazamiento (D1)</b>	786.41 μm
<b>Diámetro del tubo deformado (D2)</b>	1387.84 μm	<b>Ángulo (β1)</b>	9°27'
<b>Conclusión:</b> El diámetro deformado del tubo hipodérmico corresponde al valor de 1.387 mm y se encuentra fuera de los límites establecidos; de igual forma posee un desplazamiento de 0.786 mm, el cual está fuera de los valores establecidos de la tabla 19.			

En la siguiente tabla se muestra los valores de deformación, con unidades de micras y milímetros, recolectados del microscopio de barrido a diferentes alturas.

Tabla 38: Resultados de deformación obtenidos por el microscopio de barrido.

Número de prueba		Altura				
		20	25	30	35	40
1	mm	1.23396	-	-	-	-
	µm	1233.96	-	-	-	-
2	mm	-	1.26241	-	-	-
	µm	-	1262.41	-	-	-
3	mm	-	-	1.31238	-	-
	µm	-	-	1312.38	-	-
4	mm	-	-	-	1.35166	-
	µm	-	-	-	1351.66	-
5	mm	-	-	-	-	1.38784
	µm	-	-	-	-	1387.84

### 3.1.6 Validación de resultados

Para validar la comparación de los valores de deformación de cada fase se realizó los siguientes cálculos, donde se determinó los límites de deformación que debe tener el tubo hipodérmico.

Para determinar los límites de deformación (diámetro interno) se tomó en cuenta los diámetros externos máximos y mínimos (1.25 - 1.35 mm) que debe tener el tubo previamente deformado.

#### **Para 1.25 mm**

Se calculó el diámetro interno considerando el espesor del tubo de 0.187 mm.

$$\text{Diámetro interno} = 1.25 \text{ mm} - 0.187 \text{ mm} * 2$$

$$\text{Diámetro interno} = 0.876 \text{ mm}$$

#### **Para 1.35 mm**

Se calculó el diámetro interno considerando el espesor del tubo de 0.187 mm.

$$\text{Diámetro interno} = 1.35 \text{ mm} - 0.187 \text{ mm} * 2$$

$$\text{Diámetro interno} = 0.976 \text{ mm}$$

### **Límites de deformación**

Utilizando el valor de los límites de radios internos calculados y considerando el diámetro interno del tubo hipodérmico original de  $0.69 \approx 0.70\text{mm}$ , se pudo determinar el rango de deformación permitido.

**Para 0.87 mm**

$$\text{Limite de deformacion minima} = \frac{0.876 \text{ mm} - 0.70 \text{ mm}}{2}$$

$$\text{Limite de deformacion minima} = 0.088 \text{ mm}$$

**Para 0.97 mm**

$$\text{Limite de deformacion máxima} = \frac{0.976 \text{ mm} - 0.70 \text{ mm}}{2}$$

$$\text{Limite de deformacion máxima} = 0.138 \text{ mm}$$

El valor de deformación del tubo hipodérmico no debe sobrepasar los límites establecidos ( $0.088 \text{ mm} - 0.138 \text{ mm}$ ).

**3.1.6.1 Validación de resultados – simulación**

Una vez analizado las cinco fases se pudo determinar lo siguiente: en la primera el valor de deformación  $0.0857 \text{ mm}$  (ver tabla 28) se encuentra fuera del rango de deformación establecido; para la segunda fase el valor de  $0.1017$  (ver tabla 30) está dentro del rango de deformación establecido aunque muy próximo al límite; en la tercera fase el valor de la deformación  $0.1244 \text{ mm}$  (ver tabla 32) se encuentra dentro del rango cercano a un promedio; en la cuarta y quinta fase los valores de deformación  $0.1475 \text{ mm}$  (ver tabla 34) y  $0.1633 \text{ mm}$  (ver tabla 36) respectivamente, exceden el rango de deformación establecido.

Una vez comparado se puede decir que la tercera fase presentó un valor de deformación de  $0.1244 \text{ mm}$ , siendo el más conservador dentro de los límites de deformación establecidos.

A continuación, se muestra el diagrama de esfuerzo vs deformación de la tercera fase mencionada anteriormente.

Tabla 39: Resultados de esfuerzo y deformación de la fase 3.

DEFORMACIÓN	ESFUERZO
0	0
5.96E-08	1.22E-05
5.96E-08	1.69E-05
0.010595	157.92
0.024776	228.22
0.041687	244.15
0.058013	292.64
0.072423	316.39
0.08657	342.74
0.098273	351.93
0.10676	363.68
0.11129	368.15
0.11172	371.72
0.11232	372.34
0.11464	374.1
0.11587	375.58
0.11694	377.69
0.11894	378.31
0.1194	380.22
0.12271	381.79
0.12444	383.71

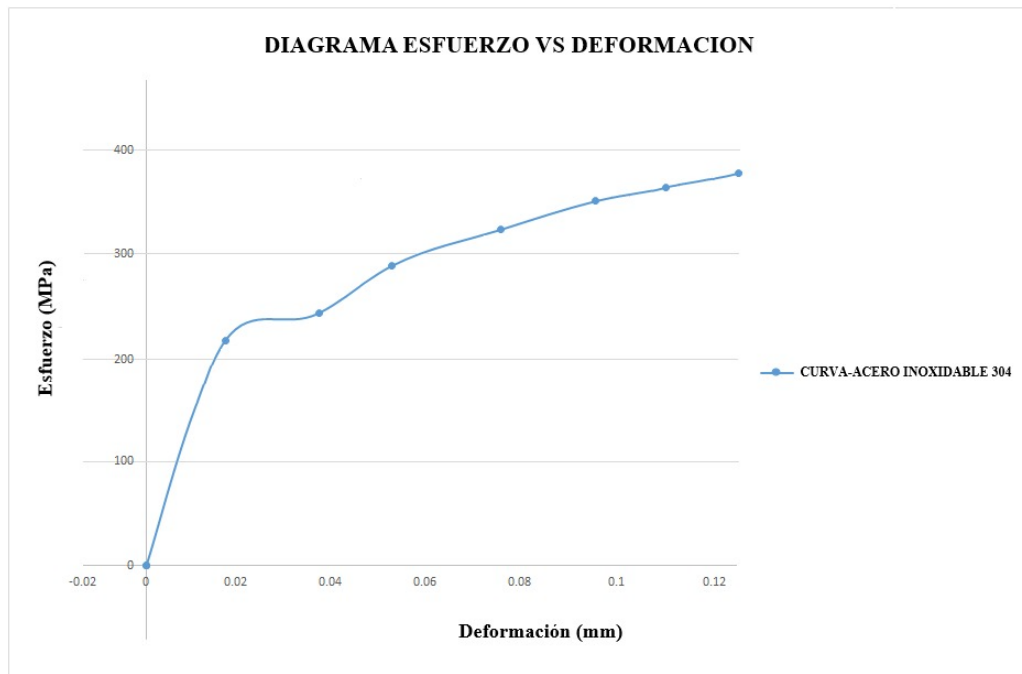


Figura 78: Esfuerzo vs. deformación del acero inoxidable 304.

### 3.1.6.2 Validación de resultados – físicos (pruebas de funcionamiento)

Una vez realizado las 10 pruebas de funcionamiento y obtenido los resultados a diferentes alturas (ver tabla 38) a través de un microscopio de barrido, se determinó lo siguiente: el primer tubo hipodérmico analizado con una altura de 20 mm tuvo una deformación de diámetro de 1.2339 mm; el segundo tubo hipodérmico analizado con una altura de 25 mm tuvo una deformación de diámetro de 1.26241 mm; el tercer tubo hipodérmico analizado con una altura de 30 mm tuvo una deformación de diámetro de 1.31238 mm; el cuarto tubo hipodérmico analizado con una altura de 35 mm tuvo una deformación de diámetro de 1.35166 mm; y finalmente el quinto tubo hipodérmico analizado con una altura de 40 mm tuvo una deformación de diámetro de 1.38784 mm (ver anexo 6).

Una vez comparado se puede decir que los tubos analizados con una altura de 20 y 40 mm respectivamente, se encontraron fuera de los límites establecidos anteriormente, mientras que, para el tubo hipodérmico analizado con una altura de 30 mm se obtuvo un valor del diámetro exterior de 1.31238 mm, siendo el más conservador dentro de los límites de deformación establecidos.

### 3.1.6.3 Error relativo

Para poder calcular el valor del error relativo, se comparó los valores generados de la simulación con los valores obtenidos de las pruebas de funcionamiento (microscopio de barrido) a diferentes alturas (ver tabla 40).

Como se mencionó anteriormente, los valores de diámetros permitidos deben estar entre un rango de 1.25 a 1.35 mm. Lo recomendable es seleccionar el valor de la deformación del diámetro del tubo hipodérmico lo más próximo al promedio de los límites establecidos (1.30 mm) para así disminuir el error.

Tabla 40: Comparación de resultados obtenidos (simulación – pruebas de funcionamiento).

ALTURA (mm)	SIMULACIÓN		PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO
	Xmax (mm)	Diámetro exterior (mm)	Diámetro exterior (mm)
20	0.085718	1.24544	1.23396
25	0.10179	1.27758	1.26241
30	0.12444	1.32288	1.31238
35	0.14757	1.36914	1.35166
40	0.16634	1.40668	1.38784

En la siguiente tabla se determinó los errores absoluto y relativo de la deformación del tubo hipodérmico tanto de la simulación como de las pruebas físicas realizadas.

Tabla 41: Error absoluto y error relativo.

Error absoluto	Error relativo	Porcentaje
0.01148	0.00930	0.93%
0.01517	0.01202	1.20%
0.01050	0.00800	0.80%
0.01748	0.01293	1.29%
0.01884	0.01358	1.36%

De acuerdo a la tabla 41, se presentó un porcentaje de error relativo de un valor menor o igual al 1.36% con respecto a la altura de 40mm, mientras que para la altura de 30 mm se tuvo un error relativo de 0.80% siendo el menor entre todos los errores calculados, por lo tanto, este último es el más conservador para la validación del proyecto técnico.

### 3.2 Verificación de la hipótesis

Para la respectiva verificación de la hipótesis se empleó la prueba estadística “T – Student” (1 solo grupo) para muestra pequeñas.

#### **Hipótesis:**

¿El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico permitirá la obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP?

**Variable dependiente:** Obtención de las medidas requeridas por el dispositivo CPAP.

**Variable independiente:** El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico.

Para que los límites establecidos de la deformación del tubo hipodérmico sean válidos (1.25 y 1.35 mm) se decidió obtener un valor de distribución “t” de Student para cada límite.



- **Para 1.25 mm:**

**Hipótesis nula  $H_o$ :**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico no permitirá la obtención de valores de deformación menores a 1.25 mm.

$$H_o \geq 1.25$$

**Hipótesis alterna  $H_a$ :**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico permitirá la obtención de valores de deformación menores a 1.25 mm.

$$H_a < 1.25$$

- **Para 1.35 mm:**

**Hipótesis nula  $H_o$ :**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico no permitirá la obtención de valores de deformación mayores a 1.35 mm.

$$H_o \leq 1.35$$

**Hipótesis alterna  $H_a$ :**

El mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico permitirá la obtención de valores de deformación mayores a 1.35 mm.

$$H_a > 1.35$$

Con un nivel de confianza del 95%, se tiene un nivel de significancia del 5% equivalente a un valor  $P = 0,05$ .

Una vez establecido las hipótesis ( $H_o$  y  $H_a$ ) se procedió a determinar los valores de distribución “t” de Student para cada límite.

Tabla 42: Valores estadísticos de la muestra.

n	X	(X-xmedia)^2
1	1.23396	0.005728976
2	1.26241	0.002231618
3	1.31238	7.4529E-06
4	1.35166	0.00176484
5	1.38784	0.006113676
<b>Media (X̄)</b>	1.30965	
<b>Total</b>	$\sum(X-X̄)^2$	0.015846563

Como primer paso, se calculó la varianza de la muestra tomada a partir del microscopio de barrido, aplicando la siguiente ecuación:

$$S = \sqrt{\frac{\sum(X - \bar{X})^2}{n - 1}} \quad (Ec. 21)$$

Donde:

$X$  = valor del conjunto de datos correspondientes a la medida de la deformación de los tubos hipodérmicos.

$\bar{X}$  = promedio del conjunto de datos.

$n$  = número de la muestra.

$S$  = varianza.

$$S = \sqrt{\frac{0.01584}{5 - 1}}$$

$$S = 0.0629$$

Para la obtención del valor de distribución “t” de Student se aplicó lo siguiente:

$$t = \frac{\bar{X} - u}{\frac{S}{\sqrt{n}}} \quad (Ec. 22)$$

Donde:

$u$  = diámetro deformado límite (1.25 y 1.35 mm, respectivamente)

- Para 1.25 mm:

$$t_{1.25} = \frac{1.3096 - 1.25}{\frac{0.0629}{\sqrt{5}}}$$

$$t_{1.25} = 2.119$$

- Para 1.35 mm:

$$t_{1.35} = \frac{1.3096 - 1.35}{\frac{0.0629}{\sqrt{5}}}$$

$$t_{1.35} = -1.433$$

Obtenido los valores de distribución “t” de Student para cada límite, se determinó el valor “t” de Student de la tabla, para lo cual se calculó los grados de libertad con la siguiente ecuación:

$$v = n - 1 \quad (\text{Ec. 23})$$

Donde:

v = grados de libertad

$$v = 5 - 1$$

$$v = 4$$

Considerando el nivel de significancia de 0.05 y un grado de libertad de 4 se obtuvo:

Tabla 43: Tabla de distribución "t" de Student. [38]

Grados de libertad v	Nivel de significación para pruebas de una cola					
	0,10	0,05	0,025	0,01	0,005	0,0005
	Nivel de significación para pruebas de dos colas					
	0,20	0,10	0,05	0,02	0,01	0,001
1	3,078	6,314	12,706	31,821	63,657	636,619
2	1,886	2,920	4,303	6,965	9,925	31,598
3	1,638	2,353	3,182	4,541	5,841	12,941
4	1,533	2,132	2,776	3,747	4,604	8,610
5	1,476	2,015	2,571	3,365	4,032	6,859

De la tabla 43 se seleccionó un valor de distribución “t” de Student de 2.132 para una cola.

Para definir la región de aceptación o rechazo se presentó las gráficas:

- **Para 1.25 mm:**

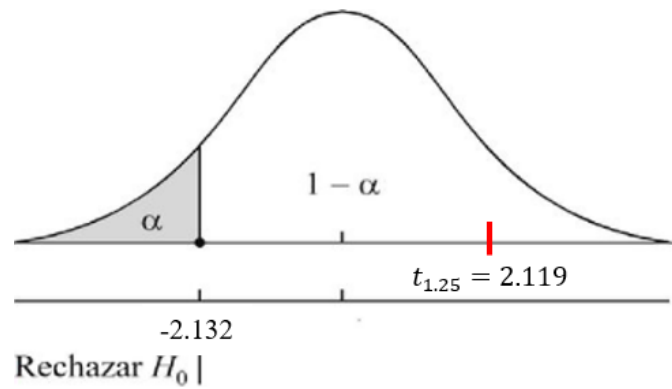


Figura 79: Verificación de la hipótesis para 1.25 mm.

Para el caso de 1.25 mm el valor de t calculado fue de 2.119, el cual es menor al valor de distribución t encontrado en la tabla, como resultado se aceptó la hipótesis nula indicando que el mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico no permitirá la obtención de valores menores a 1.25 mm.

- **Para 1.35 mm:**

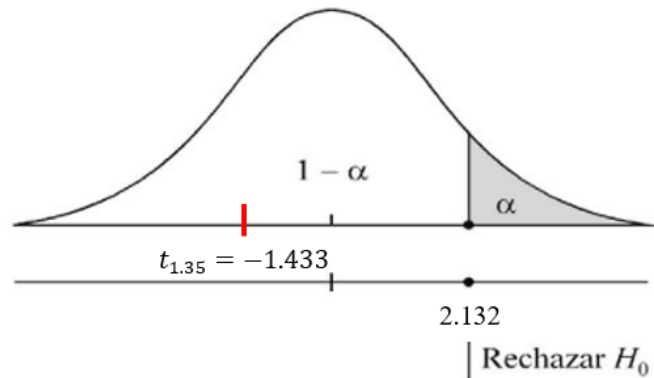


Figura 80: Verificación de la hipótesis para 1.35 mm.

Para el caso de 1.35 mm el valor de t calculado fue de -1.433, el cual es menor al valor de distribución t encontrado en la tabla, como resultado se aceptó la hipótesis nula indicando que el mecanismo de conformado de la punta del tubo hipodérmico no permitirá la obtención de valores mayores a 1.35 mm.

## CAPÍTULO IV

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 4.1 Conclusiones

- El tubo hipodérmico dentro del dispositivo CPAP es el elemento más importante debido a que cumple la función de proveer la velocidad necesaria al oxígeno que entra, con el fin de crear un efecto Venturi en la cámara de mezclado que pueda atraer el oxígeno proveniente de una tercera válvula y al aire entrante, para que la mezcla logre llegar al paciente.
- Se determinó que para conseguir la deformación adecuada del tubo hipodérmico no era necesario procesos de conformado que conlleven grandes esfuerzos debido al tamaño del elemento a deformar.
- La fuerza utilizada en el desarrollo de los cálculos del presente proyecto fue de 21.97 N, correspondiente al peso de caída con el que se va a deformar el tubo hipodérmico.
- Los métodos de vigas y columnas son empleados como un medio de cálculo para determinar valores de deformación aproximados del tubo hipodérmico.
- Se fabricó el mecanismo de conformado de aluminio 7075 y acero 4340, debido a que son materiales que presentan buenas características mecánicas, tales como resistencia a la corrosión e impacto.
- El proceso por arranque de viruta es el adecuado para fabricar la máquina deformadora de tubos hipodérmicos cumpliendo las normas de seguridad y estándares requeridos.
- Mediante las pruebas físicas realizadas se concluye que la altura de 30 mm es la más adecuada para obtener el diámetro y desplazamiento requerido para el tubo hipodérmico, el mismo que será usado en un dispositivo CPAP.
- El microscopio de barrido es una técnica de recolección de datos que permite obtener medidas con una alta precisión para deformaciones del tubo hipodérmico.

## 4.2 Recomendaciones

- La presión de oxígeno debe ser regulada correctamente ya que al presentar una presión demasiado alta o baja puede causar efectos negativos como: Aerofagia, malestar (boca, nariz e incluso vías respiratorias), dolores de cabeza y apnea central del sueño.
- La distancia que debe recorrer la punta para una correcta deformación debe estar entre 0.481 y 0.764 mm aproximadamente; así mismo, los límites de deformación deben estar entre 0.088 y 0.138 mm equivalentes a un valor del diámetro exterior una vez deformado de 1.25 y 1.35 mm.
- Con respecto a la simulación, se debe emplear una malla refinada en el punto de análisis deseado con el fin de evitar gastos computacionales innecesarios.
- Verificar que todos los elementos mecanizados no contengan puntas con filo para evitar daños a nivel personal.
- Una vez ensamblada el mecanismo de conformado, se debe verificar que los tornillos y pines se encuentren bien sujetos a las placas.
- Mantener limpio las superficies del mecanismo de conformado antes de utilizarlo.
- Mantener el mecanismo en un ambiente libre de humedad para evitar posibles daños.
- Antes de realizar el proceso de deformación, se debe verificar que el tubo hipodérmico se encuentre concéntrico con la punta para evitar deformaciones incorrectas.
- Al alzar el peso para realizar la deformación, se debe verificar que no existan elementos que puedan reducir la energía de impacto.
- Una vez acabado el proceso de deformación, se debe alzar el peso y el cuerpo de la punta para colocarlos en la posición de reposo ayudado del elemento GIB2200, con el fin de retirar el tubo hipodérmico deformado.
- Marcar los tubos hipodérmicos deformados para tener un mejor registro al momento de realizar las medidas en el microscopio de barrido.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Gregory, J. Kitterman, R. Phibbs, W. Tooley, W. Hamilton and N. Engl, "Treatment of the Idiopathic Respiratory-Distress Syndrome with Continuous Positive Airway Pressure", *New England Journal of Medicine*. Anna Margherita G. T. Bork, San Francisco, p. 133, 1971.
- [2] A. Gomez, "Pulmonary Insufficiency in Nonthoracic Trauma". *J. Trauma*, p. 656, 1968.
- [3] H. Pontoppidan, M. Laver and B. Geffin, "Acute Respiratory Failure in the Surgical Patient". *Adv. Surg.*, p. 163, 1970.
- [4] F. Simeone, "Pulmonary Complications of Nonthoracic Wounds: A Historical Perspective". *J. Trauma*, p. 625, 1968.
- [5] J. Civetta, R. Brons and J. Gabel, "A simple and effective method of employing spontaneous positive pressure ventilation", *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. Boston, pp. 312-315, 1972.
- [6] C. Sullivan, F. Issa, M. Berthon and L. Eves, "Reversal of obstructive sleep apnoea by continuous positive airway pressure applied through the nares", *Lancet*. Australia, pp. 862-865, 1981.
- [7] D. Ghiggi, C. Chede and A. Saporiti, "CPAP NASOFARINGEO EN EL FALLO RESPIRATORIO AGUDO PEDIATRICO, UN METODO DE VENTILACION NO INVASIVA (VNI) ADAPTADO A NUESTRA ECONOMIA", *Medicina Infantil*, no. 7, pp. 267-271, 2000.
- [8] R. Doug, N. Antic and E. Heeley, "CPAP for Prevention of Cardiovascular Events in Obstructive Sleep Apnea", *The New England Journal of Medicine*. England, pp. 919-931, 2016.
- [9] "Mercedes fabrica 10.000 dispositivos de ventilación y publica su diseño para que cualquiera pueda hacerlos", *ABC*, 2020. [Online]. Available: <https://www.abc.es/deportes/formula-1/>.
- [10] M. Singer, R. Shipley and T. Baker, "The UCL Ventura CPAPA device for COVID-19", *The Lancet Respiratory Medicine*, no. 8, pp. 1076-1078, 2020.

- [11] A. Raya, "El equipo de F1 de Mercedes crea un dispositivo respiratorio para pacientes de coronavirus", *El Español*, 2020. [Online]. Available: [https://www.elespanol.com/omicron/hardware/20200330/equipo-f1-mercedes-dispositivo-respiratorio-pacientes-coronavirus/478702821\\_0.html](https://www.elespanol.com/omicron/hardware/20200330/equipo-f1-mercedes-dispositivo-respiratorio-pacientes-coronavirus/478702821_0.html).
- [12] "Accessing the UCL Ventura CPAP for the NHS", *UCL INSTITUTE OF HEALTHCARE ENGINEERING*, 2020. [Online]. Available: <https://www.ucl.ac.uk/healthcare-engineering/covid-19/ucl-ventura-breathing-aids-covid19-patients/accessing-ucl-ventura-cpap-nhs>.
- [13] EFE, "El dispositivo que da esperanzas para tratar neumonía del coronavirus", *El Tiempo*, 2020. [Online]. Available: <https://www.eltiempo.com/salud/dispositivo-respirador-que-ayudaria-contrala-covid-19-478752>.
- [14] Efesalud, *El coronavirus inflama los pulmones hasta dejarnos sin oxígeno*. 2020.
- [15] J. Posadas, A. Ugarte and G. Domínguez, "El pulmón y el corazón en el enfermo con ventilación mecánica", *Medicina Crítica y Terapia Intensiva*, no. 18, 2004.
- [16] L. Gattinoni, D. Chiumello and M. Busana, "CPVID-19 pneumonia: different respiratory treatmentsfor different phenotypes?", *Springer Nature*. pp. 1-3, 2020.
- [17] ASA - AMERICAN SLEEP ASSOCIATION, "CPAP Side Effects", 2006.
- [18] Intermountain - Healthcare, "CPAP (presión positiva continua en las vías respiratorias)", 2015.
- [19] D. Repasky, "Is your CPAP pressure too high? How to tell and how to fix It.", *cpap.com*, 2020.
- [20] A. Quaid, "What Should My CPAP Pressure Be?", *EdenSleep*, 2020.
- [21] H. Moreno, "Deformación Plástica", *BlogSpot*, 2016.



- [22] J. López, *Fundamentos de conformación por Deformación Plástica*. Cartagena: Departamento de Ingeniería de Materiales y Fabricación, 2011, pp. 2-13.
- [23] B. López, "Procesos de conformado", *Ingeniería Industrial*, 2019.
- [24] H. Appold, K. Feiler and A. Reinhard, *Technologie Metall für maschinen - technische Berufe*, 1st ed. Hamburg, 1982, pp. 131-141.
- [25] Y. Sun, S. Yu and G. Wang, *General manufacturing route for medical devices*, 1st ed. Queensland, 2020, pp. 108-117.
- [26] "Hypodermic Tubing", Ziggy's. [Online]. Available: <https://www.ztubes.com/hypodermic-tubing/>.
- [27] "Metal Tubing", McMaster-Carr. [Online]. Available: <https://www.mcmaster.com/hypodermic-tubing/?fbclid=IwAR1YPXL0ejaZ7XZ0YDrjFuZV756TNzUu5GINUWXltyRbAuV7JfRvNpEXpvE>.
- [28] R. HIBBELER, *INGENIERÍA MECÁNICA - DINÁMICA*, 12th ed. Atlacomulco, México: Luis Miguel Cruz Castillo, 2010, pp. 169-176 y 221-236.
- [29] J. M. Gere and B.J. Goodno, *Mecánica de materiales*. 7th ed. Santa Fe, México: Timoteo Eliosa García, 2009.
- [30] "UTecNoticias: Número 9 - Elementos finitos en ingeniería práctica", *Frbb.utn.edu.ar*, 2021. [Online]. Available: <https://www.frbb.utn.edu.ar/utec/9/n03.html>.
- [31] D. Logan, *A First Course in the Finite Element Method*, 4th ed. Platteville, EEUU: Harlan James, 2007.
- [32] *Upcommons.upc.edu*, 2021. [Online]. Available: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/93606/06Efv06de23.pdf?sequence=6&isAllowed=y>.
- [33] J. Fernons, *El Método de los Elementos Finitos en la Ingeniería de Estructuras*. Barcelona, España: Marcombo, 1982.

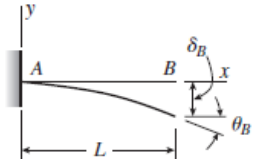
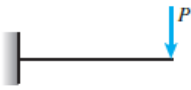
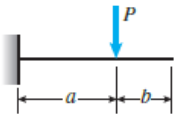
- [34] “LS-DYNA Courses”, ANSYS. [Online]. Disponible en:  
<https://www.ansys.com/training-center/course-catalog/ls-dyna>
- [35] *ANSYS LS-DYNA User’s Guide*, 12th ed. Canonsburg, 2009, pp. 1-2.
- [36] *Metals Handbook, Vol. 2 – Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special – Purpose Materials*, ASM International, 1990.
- [37] “Acero 4340 -JIS SNCM439 – DIN 1.6563”, *Songshun Steel*, 2019.
- [38] R. Fisher and F. Yates, *Statistical Tables for Biological, Agricultural and Medical Research*. Edimburgo: Oliver & Boyd, 1963.

## ANEXOS

### ANEXO 1

Fórmulas para el método de vigas

**TABLA G.1 DEFLEXIONES Y PENDIENTES DE VIGAS EN VOLADIZO**

		$v$ = deflexión en la dirección $y$ (positiva hacia arriba) $v' = dv/dx$ = pendiente de la curva de deflexión $\delta_B = -v(L)$ = deflexión en el extremo $B$ de la viga (positiva hacia abajo) $\theta_B = -v'(L)$ = ángulo de rotación en el extremo $B$ de la viga (positivo en el sentido de las manecillas del reloj) $EI$ = constante
4		$v = -\frac{Px^2}{6EI}(3L - x) \quad v' = -\frac{Px}{2EI}(2L - x)$ $\delta_B = \frac{PL^3}{3EI} \quad \theta_B = \frac{PL^2}{2EI}$
5		$v = -\frac{Px^2}{6EI}(3a - x) \quad v' = -\frac{Px}{2EI}(2a - x) \quad (0 \leq x \leq a)$ $v = -\frac{Pa^2}{6EI}(3x - a) \quad v' = -\frac{Pa^2}{2EI} \quad (a \leq x \leq L)$ $\text{En } x = a: \quad v = -\frac{Pa^3}{3EI} \quad v' = -\frac{Pa^2}{2EI}$ $\delta_B = \frac{Pa^2}{6EI}(3L - a) \quad \theta_B = \frac{Pa^2}{2EI}$

### ANEXO 2

Coefficiente dinámico

Materiales	Coef. de Fricción Estática $\mu_s$	Coef. de Fricción Cinética $\mu_k$
Acero - Acero	0.74	0.57
Aluminio - Acero	0.61	0.47
Cobre - Acero	0.53	0.36
Latón - Acero	0.51	0.44
Cinc - Hierro colado	0.85	0.21
Caucho - Concreto	1.0	0.8
Madera - Madera	0.25-0.5	0.2
Vidrio - Vidrio	0.94	0.4
Cobre - Vidrio	0.68	0.53
Hielo - Hielo	0.1	0.03
Teflón - Teflón	0.04	0.04
Teflón - Acero	0.04	0.04

### ANEXO 3




#### Mecanizado de los elementos






## ANEXO 4

### Determinación de la masa de los elementos

GIB2190	
GIB2191	
GIB2192	

<p>GIB2193</p>	
<p>GIB2194</p>	
<p>GIB2195</p>	



<p>GIB2196 - GIB2197</p>	
<p>GIB2198</p>	
<p>GIB2199</p>	

GIB2200



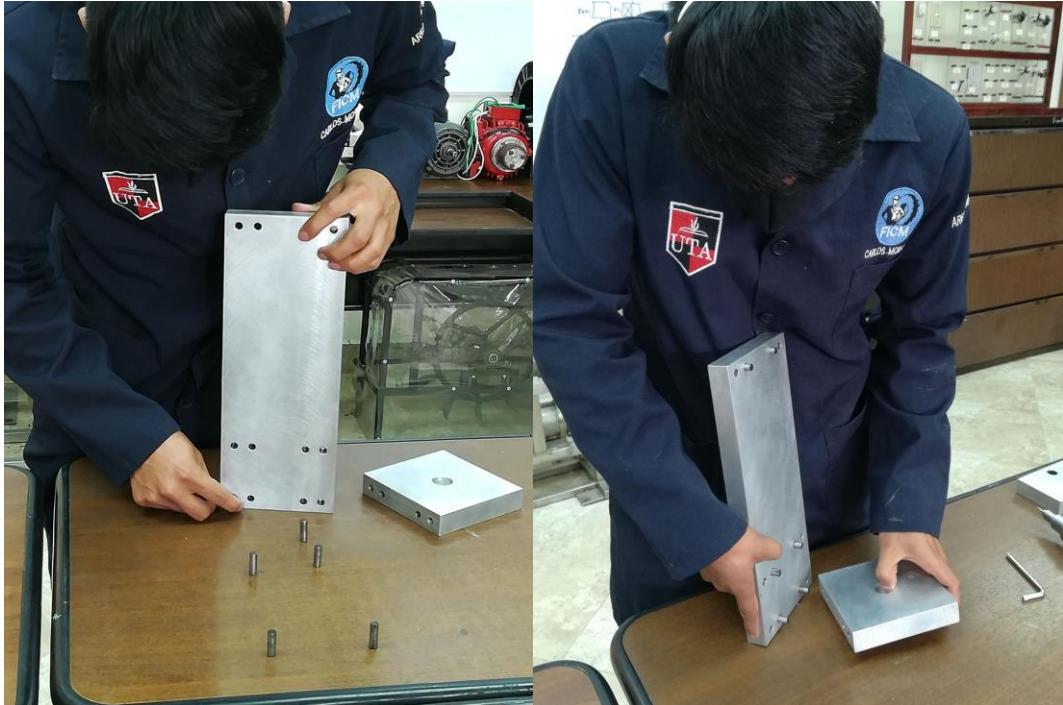
GIL1877





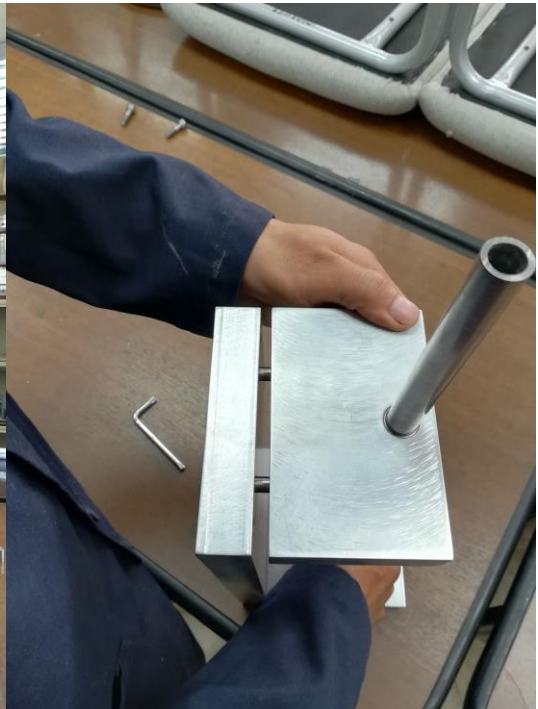
## ANEXO 5

Construcción de la máquina deformadora de tubos hipodérmicos.











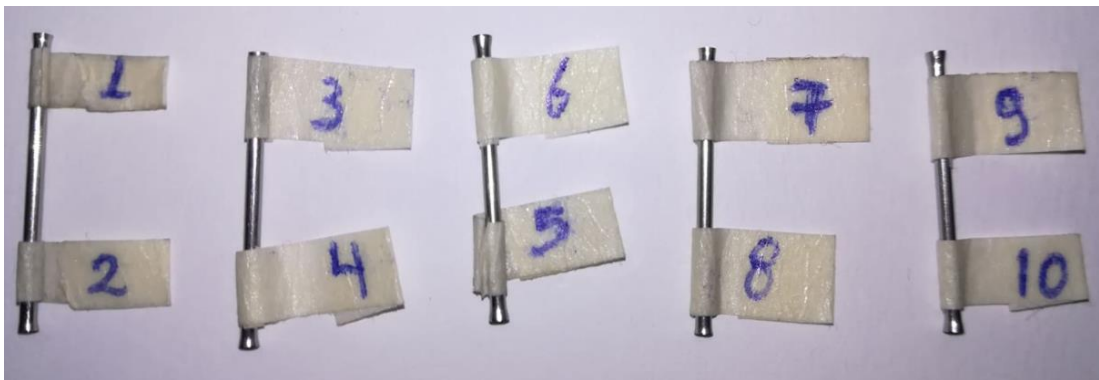


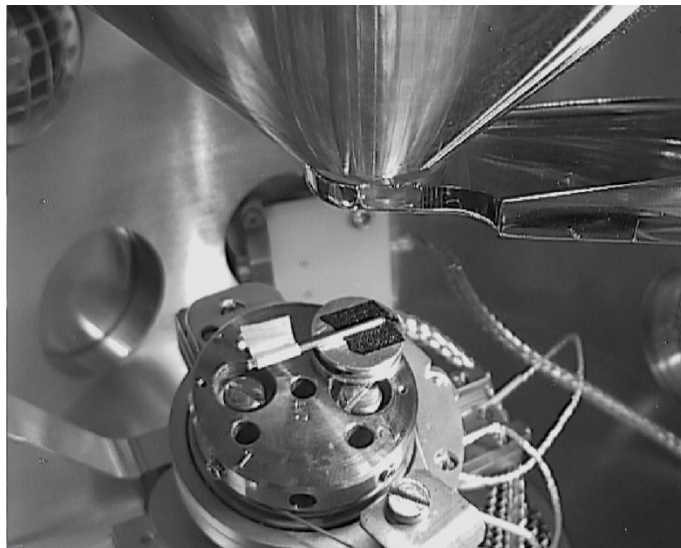


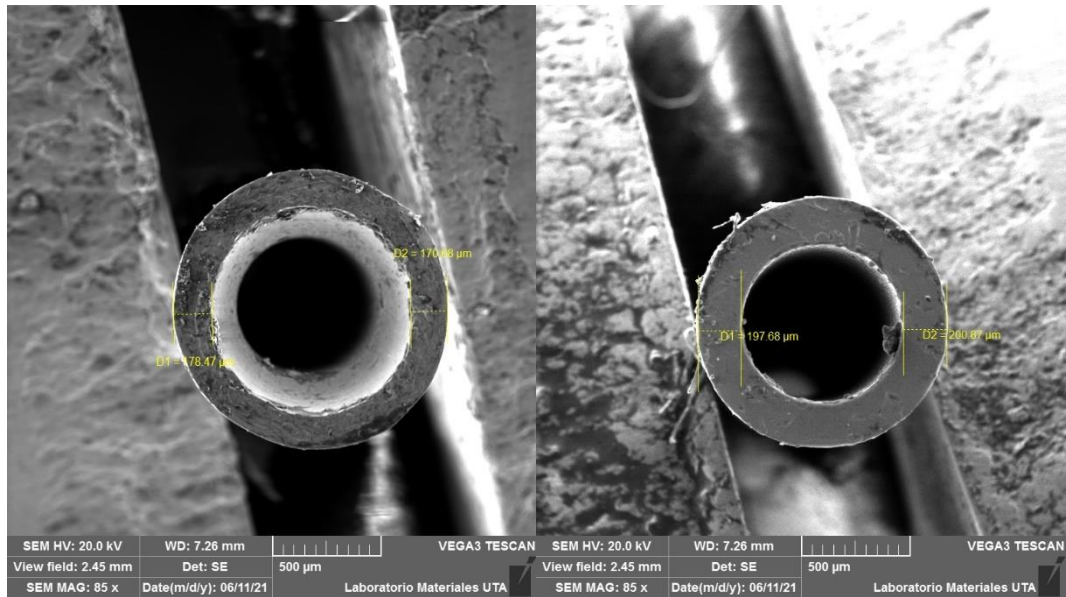


## ANEXO 6

Tubos hipodérmicos analizados







## ANEXO 7

### Acabado superficial y rugosidad

Símbolo	Significación
✓	Símbolo básico. Solamente puede utilizarse cuando su significado se exprese mediante una nota.
▽	Superficie mecanizada con arranque de viruta.
▽	Superficie que no se debe someter al arranque de viruta. Este símbolo puede también utilizarse en los dibujos de fase de mecanizado, para indicar que la superficie debe quedar tal como ha sido obtenida, con o sin arranque de viruta, en la fase anterior de fabricación.

Símbolo			Significación
Con arranque de viruta			
facultativo	obligatorio	prohibido	
$\frac{3.2}{\checkmark}$ $\frac{N8}{\checkmark}$ $\frac{3.2}{\checkmark}$ $\frac{N8}{\checkmark}$	$\frac{3.2}{\checkmark}$ $\frac{N8}{\checkmark}$ $\frac{3.2}{\checkmark}$ $\frac{N8}{\checkmark}$	$\frac{3.2}{\checkmark}$ $\frac{N8}{\checkmark}$ $\frac{3.2}{\checkmark}$ $\frac{N8}{\checkmark}$	Superficie con rugosidad $R_a$ de valor máximo de 3,2 $\mu\text{m}$ .
$\frac{6.3}{\checkmark}$ $\frac{N9}{\checkmark}$ $\frac{1.6}{\checkmark}$ $\frac{N7}{\checkmark}$	$\frac{6.3}{\checkmark}$ $\frac{N9}{\checkmark}$ $\frac{1.6}{\checkmark}$ $\frac{N7}{\checkmark}$	$\frac{6.3}{\checkmark}$ $\frac{N9}{\checkmark}$ $\frac{1.6}{\checkmark}$ $\frac{N7}{\checkmark}$	Superficie con una rugosidad $R_a$ de un valor máximo de 6,3 $\mu\text{m}$ y mínimo de 1,6 $\mu\text{m}$ .



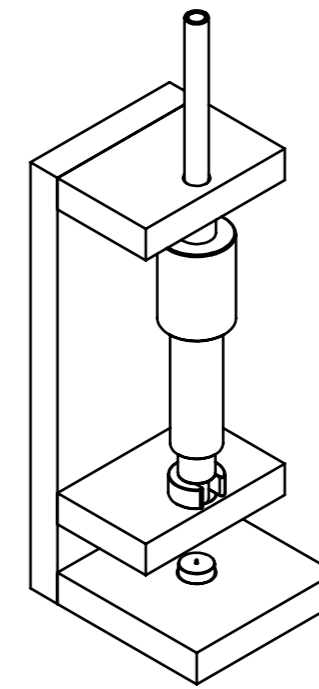
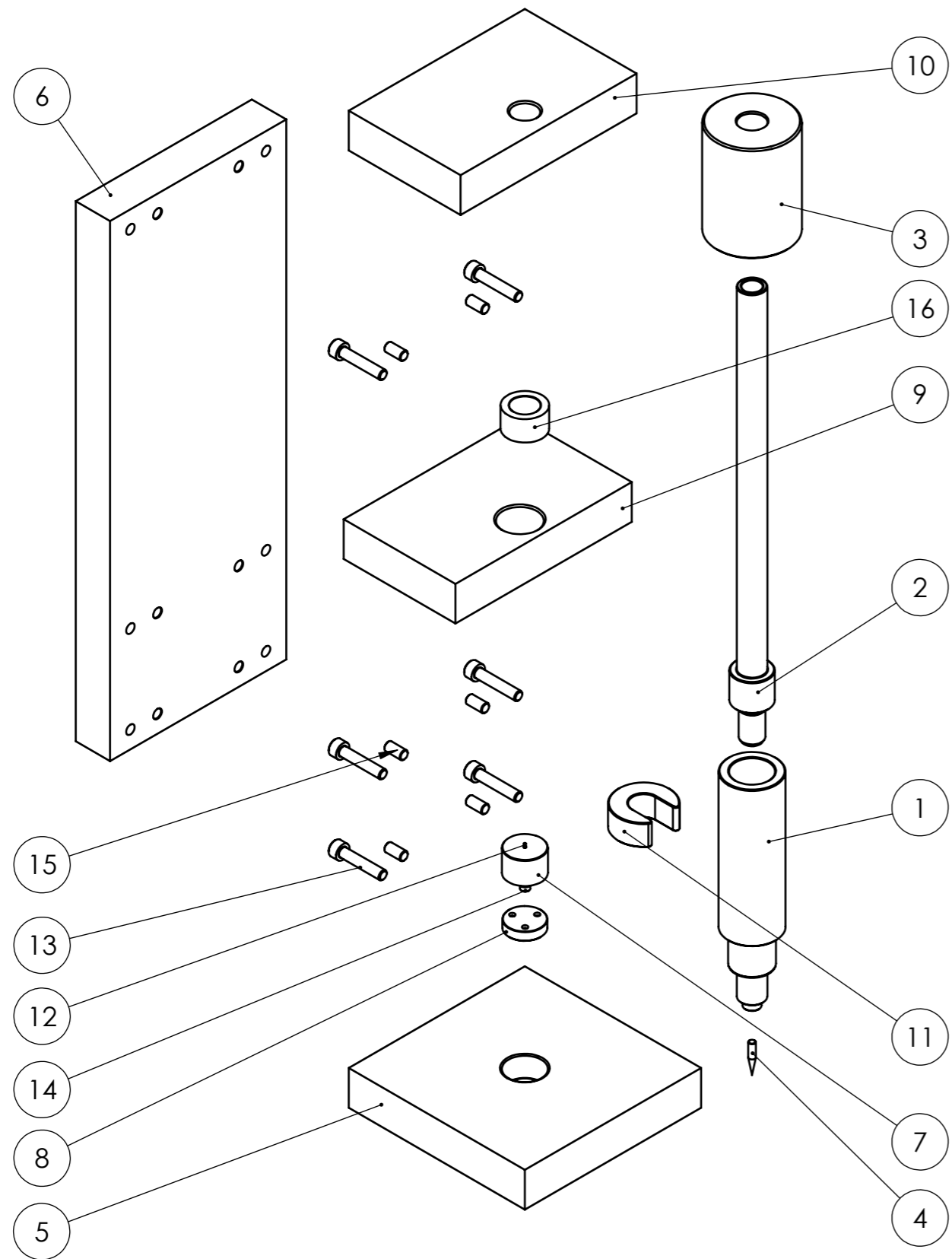
Maquinado	Calidad
Torno paralelo	7
Torno revólver	8-9
Torno semiautomático	7-8
Fresadora	7
Brochadora	7
Taladro con broca	11
Taladro con rima o escar	7
Rectificadora	5-6
Maquinas CNC	4-6

	Clase de Ra	Estado superficial	Procedimiento de fabricación	Aplicaciones
Sin sobremedida para mecanizado y sin arranque de viruta		Basto, sin eliminación de rebabas	Forja Fundición Corte con soplete	Bastidores de máquinas agrícolas (cultivadores, gradas, etc.)
	N12 N11	Basto, aunque sin rebabas	Forja, fundición y oxicorte de calidad	Maquinaria agrícola en general
Con sobremedida para mecanizado y arranque de viruta	N10 N9	Desbastado Marcas apreciables al tacto y visibles	Lima Torno Fresadora	Agujeros, avellanados, superficies no funcionales, ajustes fijos
	N8 N7	Marcas ligeramente perceptibles al tacto, aunque visibles	Lima, torno o fresadora con mayor precisión	Ajustes duros Caras de piezas para referencia o apoyo
	N6 N5	Acabado muy fino Marcas no visibles ni perceptibles al tacto	Preparación previa en torno o fresadora para acabar con rasquetado, escañado, etc.	Ajustes deslizantes Correderas Aparataje de medida y control
	N4 N3	Acabado finísimo, especular Marcas totalmente invisibles	Acabado final mediante lapeado (acabado con abrasivo), bruñido o rectificado de calidad	Calibres y piezas especiales de precisión
	N2 N1			

## ANEXO 8

### Ensamble del componente GIN7056

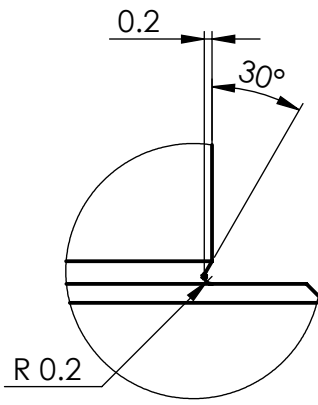
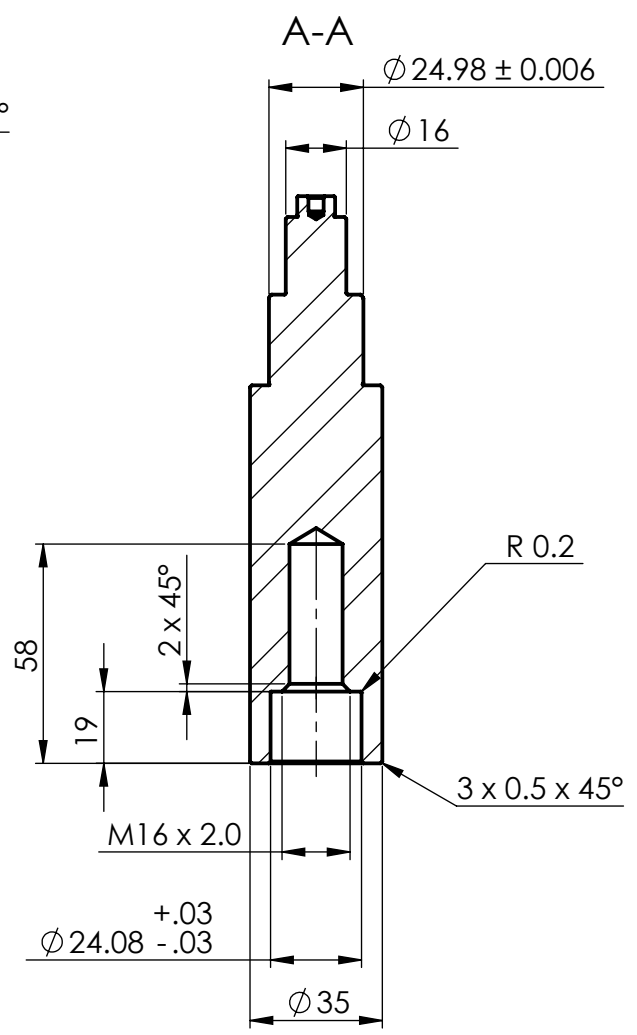
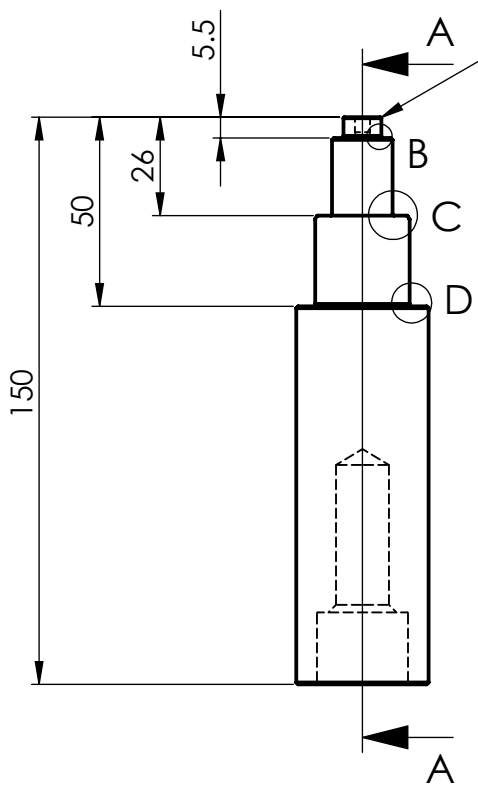




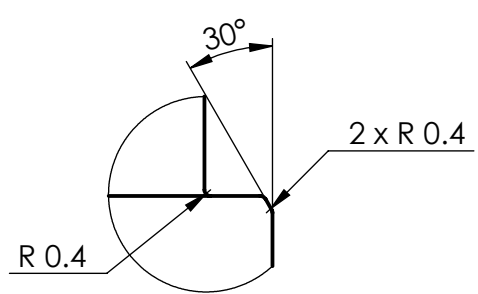
16	GIL1877	PLA		4.48		1
15	BIH4664	Acero 4340		1.91		6
14	Perno M6-1x30	Acero al carbono	B18.3.1M	0.104	Comprado	3
13	B18.3.1M - 6 x 1.0 x 30 Hex SHCS -- 30NHX	Acero al carbono	B18.3.1M	1.23	Comprado	6
12	GIN1760	Acero 304		0.08	Adquirido	1
11	GIB2200	Acero 1018		84.45		1
10	GIB2199	Duraluminio 7075		746.05		1
9	GIB2198	Duraluminio 7075		725.46		1
8	GIB2197	Acero 4340		16.71		1
7	GIB2196	Acero 4340		58.49		1
6	GIB2195	Duraluminio 7075		3166.93		1
5	GIB2194	Duraluminio 7075		1182.63		1
4	GIB2193	Acero 4340		1.36		1
3	GIB2192	Acero 4340		1053.89		1
2	GIB2191	Acero 4340		446.31		1
1	GIB2190	Acero 4340		764.91		1

N.º de Pieza	Denominación	Material	N.º del modelo	Peso gr/pieza	Obs.	Cant.
		Tolerancia:	Peso:	Material:		
		±0.1	8025 gr	VARIOS		
		Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:	
		Dibujó: 15/05/2021	MORALES-RAMOS	MECANISMO DE CONFORMADO	1:2	
		Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez			
		Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez			
		<b>U.T.A.</b>		Número de lámina:	Registro:	
		<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>		01 de 14		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	(Sustitución)		

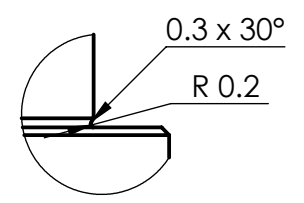
N7



DETALLE B  
ESCALA 5 : 1

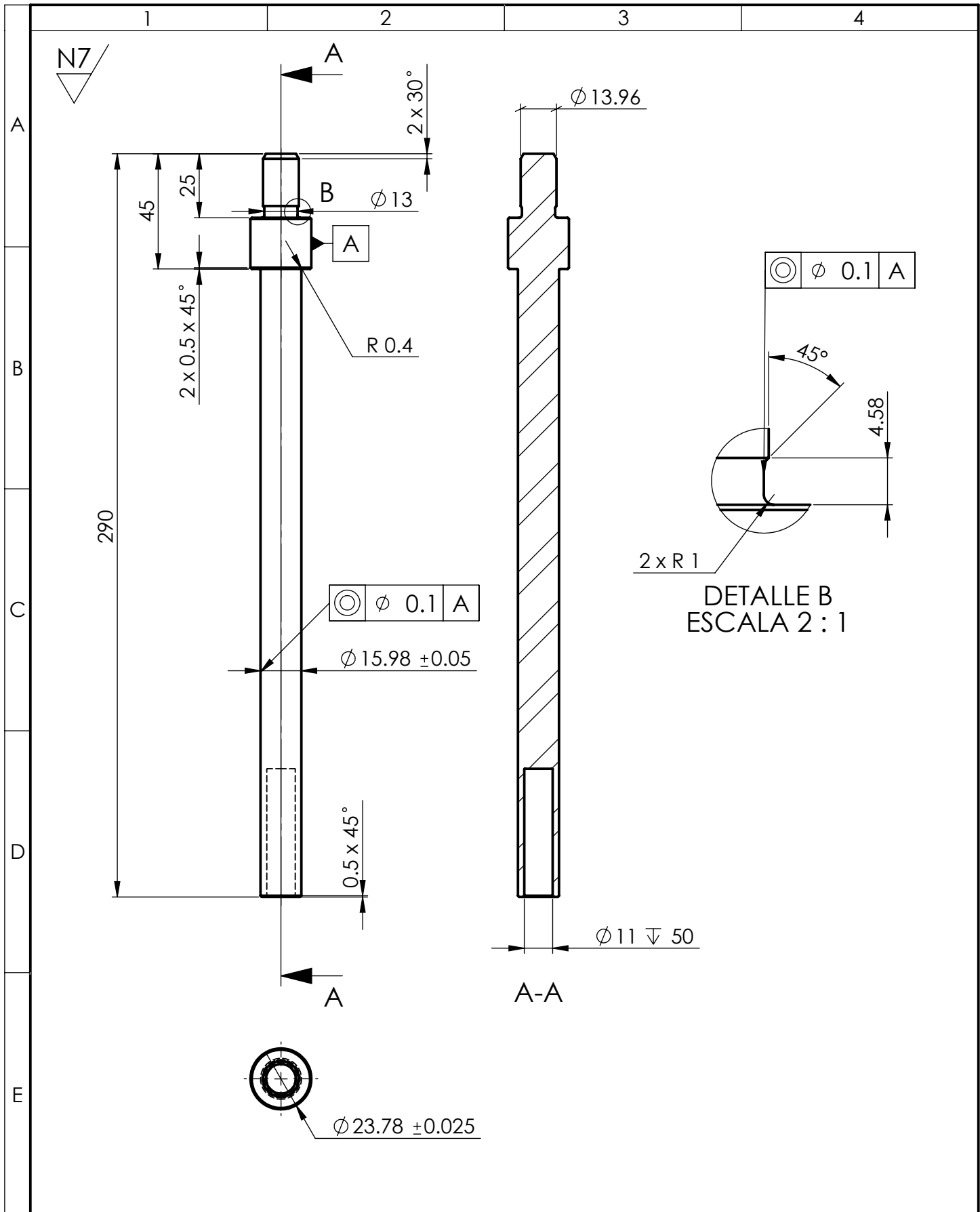


DETALLE C  
ESCALA 2 : 1



DETALLE D  
ESCALA 2 : 1

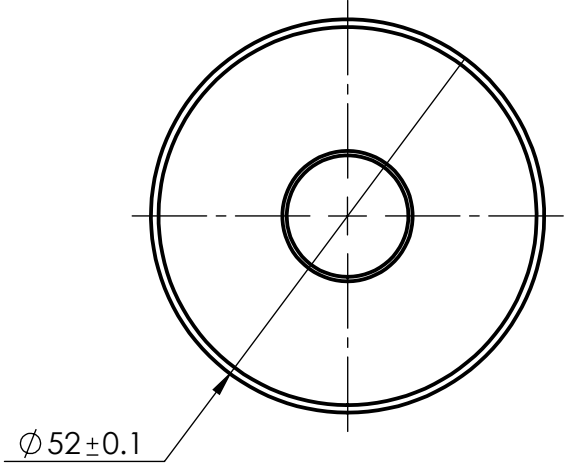
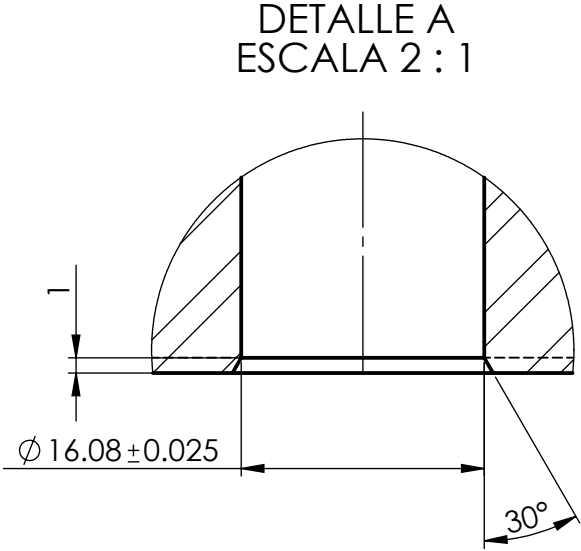
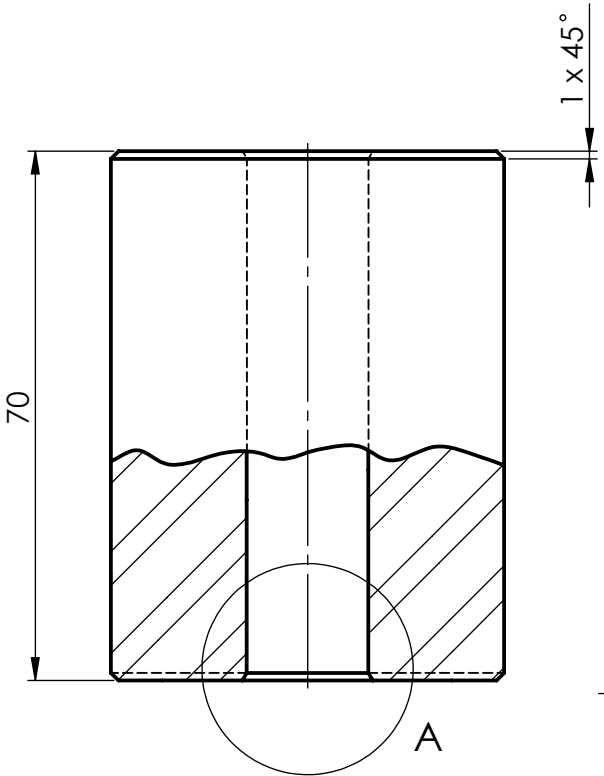
				Tolerancia: ±0.15	Peso: 764.9137 gr	Material: <b>AISI 4340</b>	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	GIB2190	1:2
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				<b>U.T.A</b>		N.º de Lámina:	Registro:
				<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>		02 de 14	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	(Sustitución)			



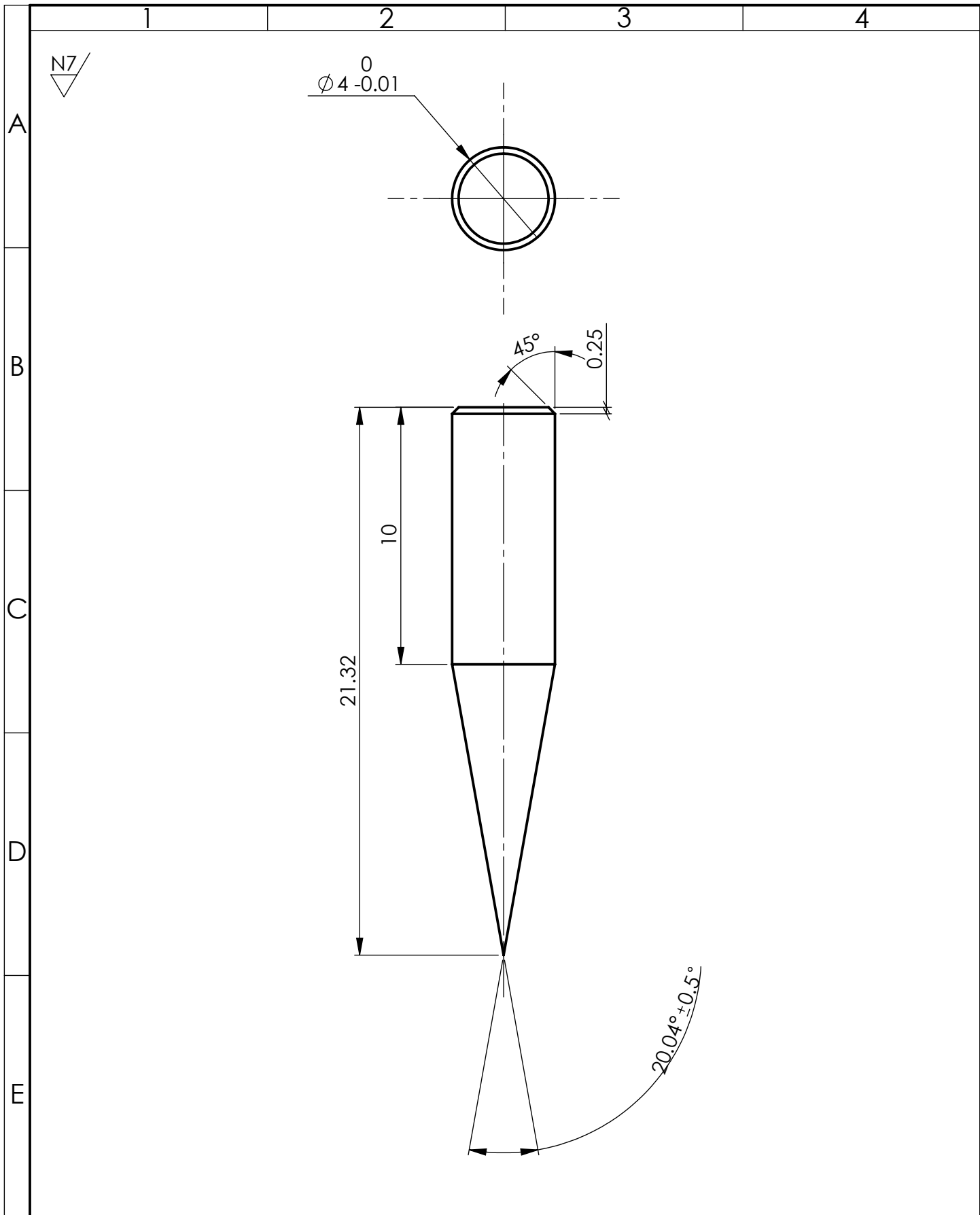
				Tolerancia: ±0.15	Peso: 446.3089 gr	Material: <b>AISI 4340</b>	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	<b>GIB2191</b>	1:2
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				<b>U.T.A</b>		N.º de Lámina:	Registro:
				<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>		03 de 14	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	(Sustitución)			

A  
B  
C  
D  
E

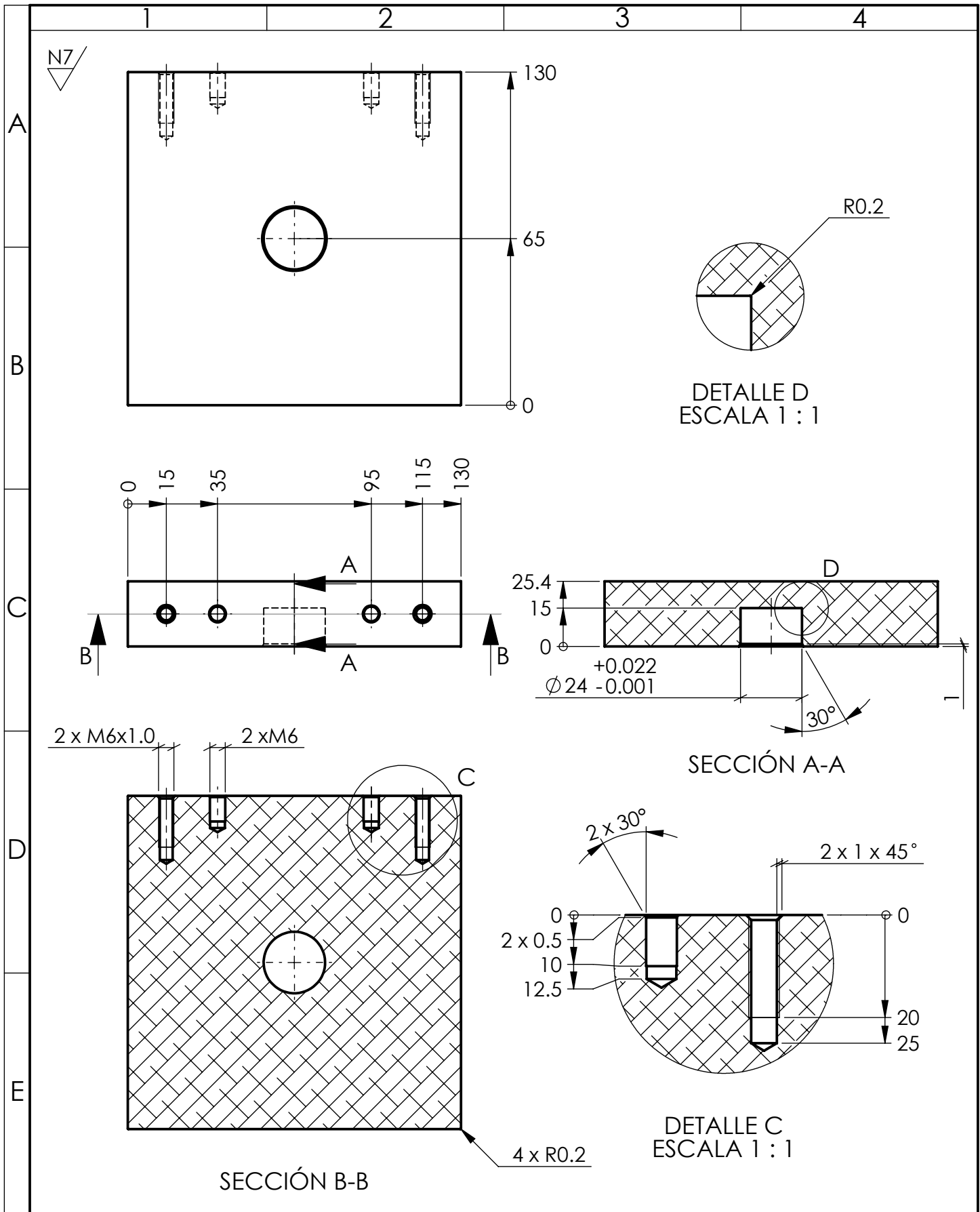
N7



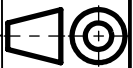
				Tolerancia: $\pm 0.15$	Peso: 1053.8908 gr	Material: <b>AISI 4340</b>	
				Fecha	Nombre	Denominación: <b>GIB2192</b>	Escala: 1:1
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos		
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez	N.º de Lámina: 04 de 14	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	<b>U.T.A</b>		(Sustitución)	
				<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>			



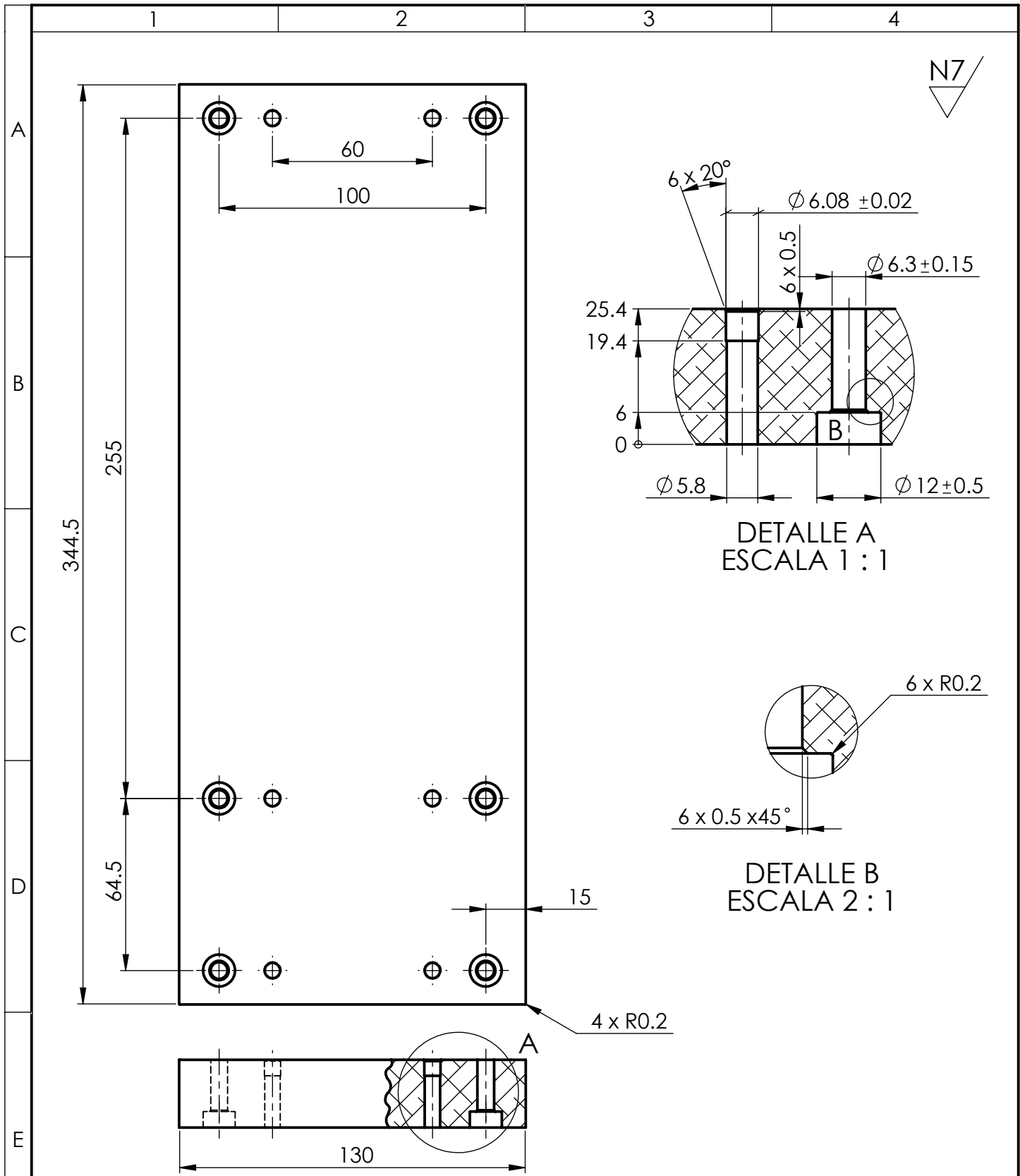
				Tolerancia: ± 0.15	Peso: 1.36 gr	Material: AISI 4340	
				Fecha: Dibujó: 15/05/2021	Nombre: W. Morales - C. Ramos	Denominación: GIB2193	Escala: 2:1
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				U.T.A. INGENIERÍA MECÁNICA		Nº. de Lámina: 05 de 14	Registro: 
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



				Tolerancia:	Peso:	Material:	
				$\pm 0.15$	1182 gr	DURALUMINIO 7075	
				Fecha:	Nombre:	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	GIB2194	1:2
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				U.T.A. INGENIERÍA MECÁNICA		Nº. de Lámina:	Registro:
						06 de 14	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	







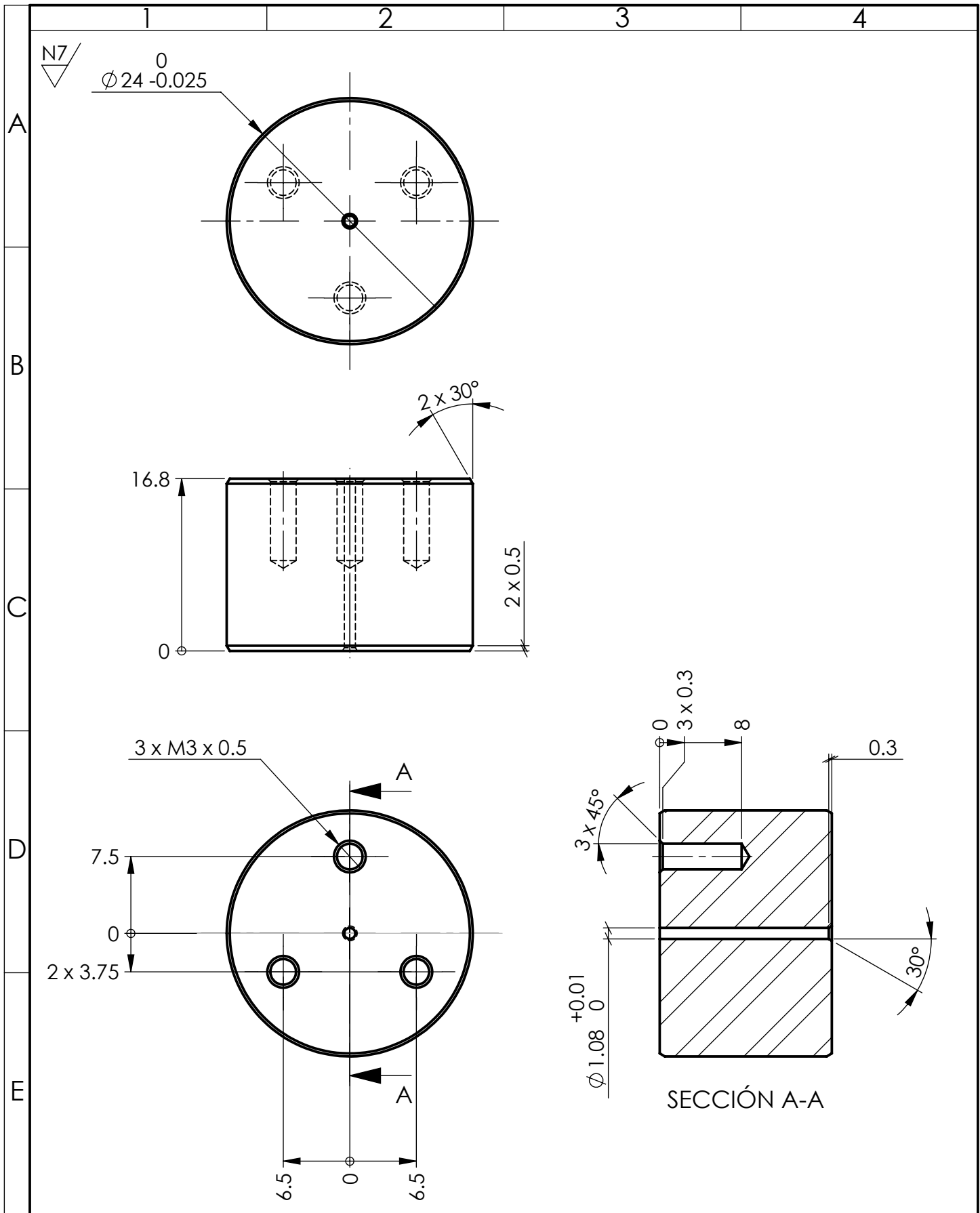
N7

DETALLE A  
ESCALA 1 : 1

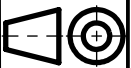
DETALLE B  
ESCALA 2 : 1

NOTA: Todos los agujeros para pernos son M6

				Tolerancia: ±0.15	Peso: 3166.9244 gr	Material: <b>DURALUMINIO 7075</b>	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	GIB2195	1:2
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				<b>U.T.A</b>		N.º de Lámina:	Registro:
				<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>		07 de 14	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



				Tolerancia: $\pm 0.15$	Peso: 58 gr	Material: AISI 4340	
				Fecha: 15/05/2021	Nombre: W. Morales - C. Ramos	Denominación: GIB2196	Escala: 2:1
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				U.T.A. INGENIERÍA MECÁNICA		Nº de Lámina: 08 de 14	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



N7

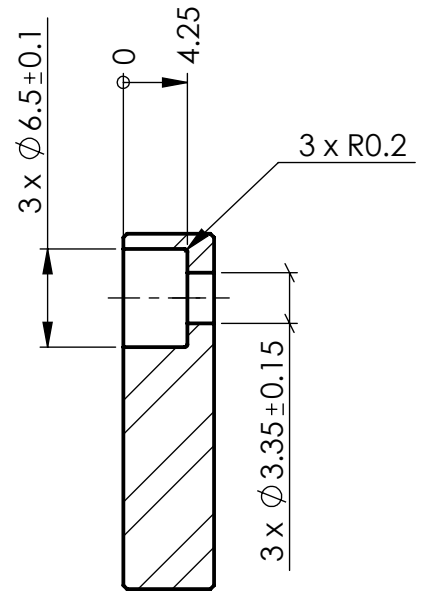
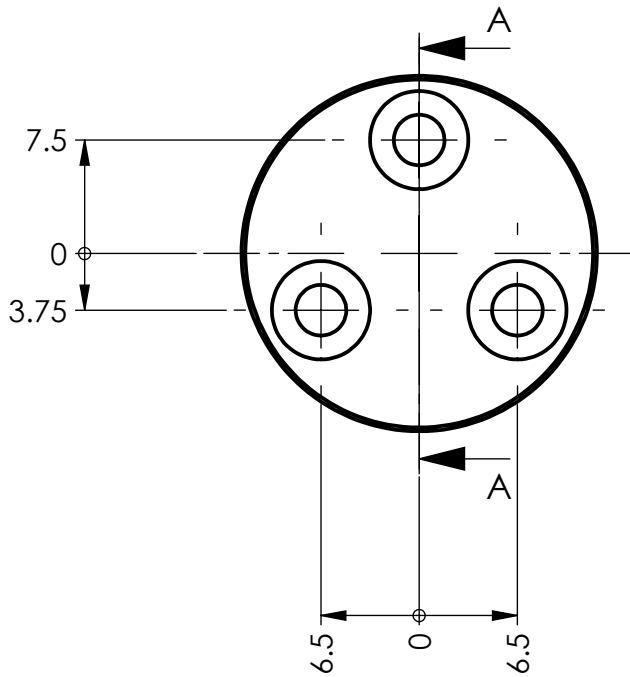
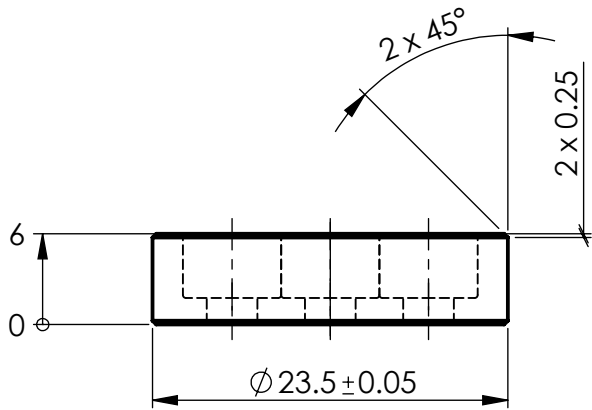
A

B

C

D

E



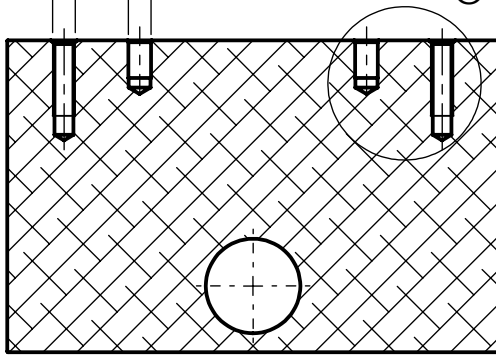
SECCIÓN A-A

				Tolerancia: ± 0.15	Peso: 17 gr	Material: AISI 4340	
				Fecha: 15/05/2021	Nombre: W. Morales - C. Ramos	Denominación: GIB2197	Escala: 2:1
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				U.T.A. INGENIERÍA MECÁNICA		Nº. de Lámina: 09 de 14	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	

N7

A

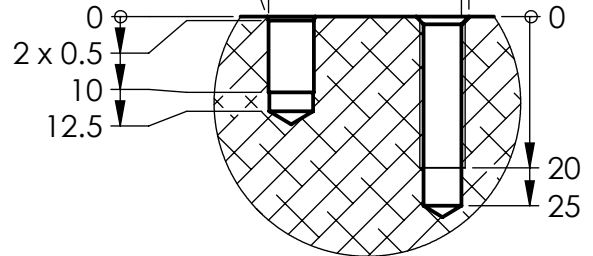
2 x M6x1.0      2 x M6



SECCIÓN A-A

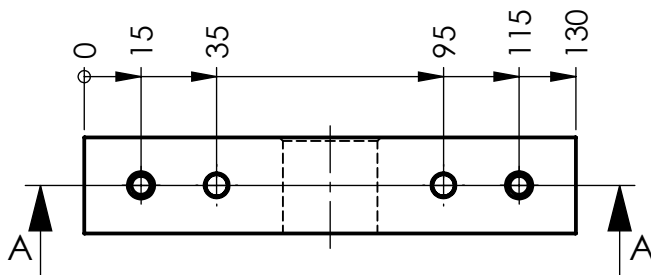
2 x 20°

2 x 1 x 45°

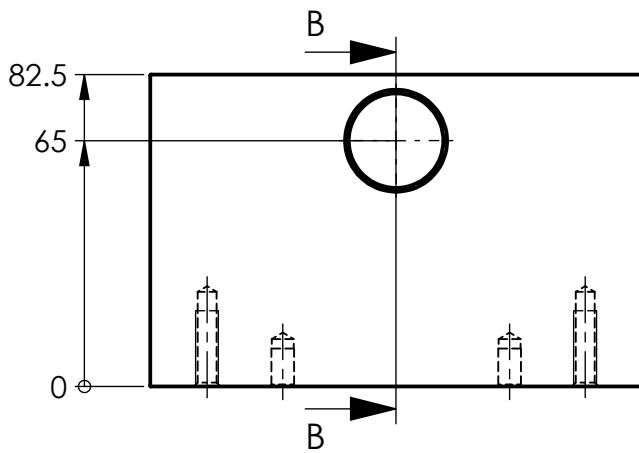


DETALLE C  
ESCALA 1 : 1

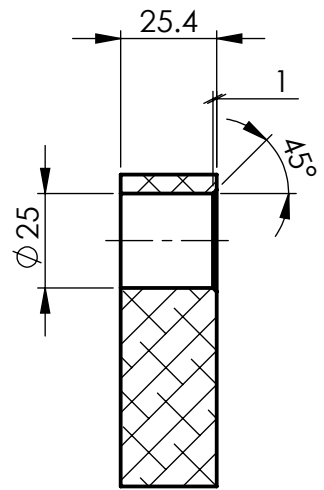
C



D



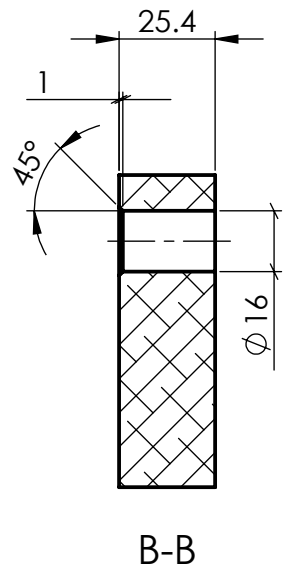
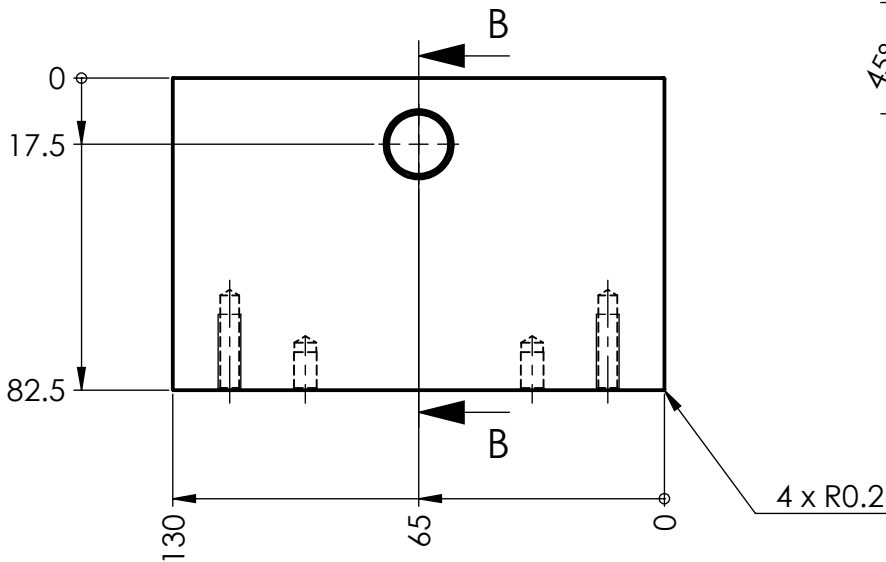
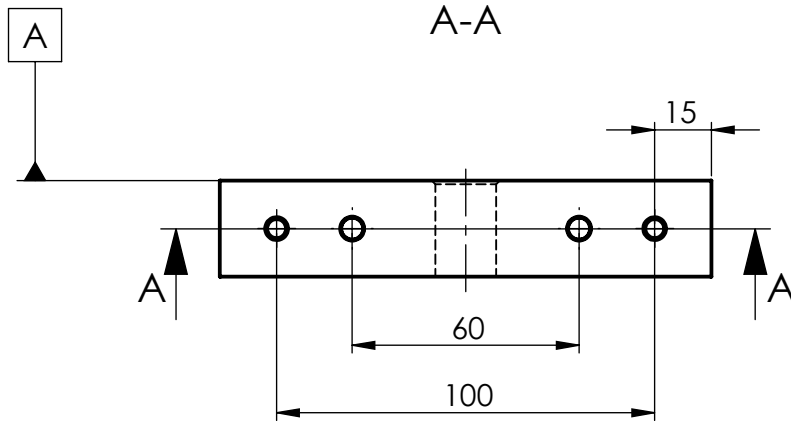
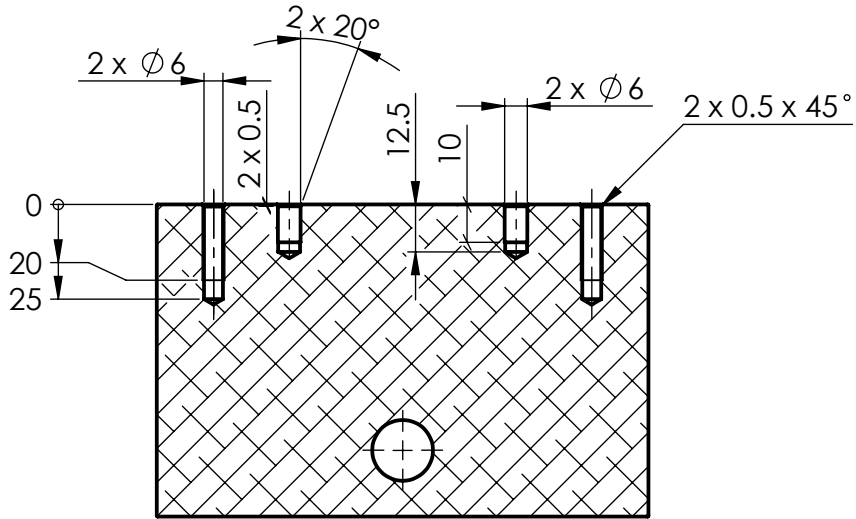
E



SECCIÓN B-B

				Tolerancia:	Peso:	Material:	
				± 0.15	725 gr	DURALUMINIO 7075	
				Fecha:	Nombre:	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	GIB2198	1:2
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				U.T.A. INGENIERÍA MECÁNICA		Nº. de Lámina:	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			10 de 14	
						(Sustitución)	

N7



				Tolerancia: ±0.15	Peso: 746.0460 gr	Material: <b>DURALUMINIO 7075</b>	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	<b>GIB2199</b>	1:2
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				<b>U.T.A</b>		N.º de Lámina:	Registro:
				<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>		11 de 14	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	(Sustitución)			

1

2

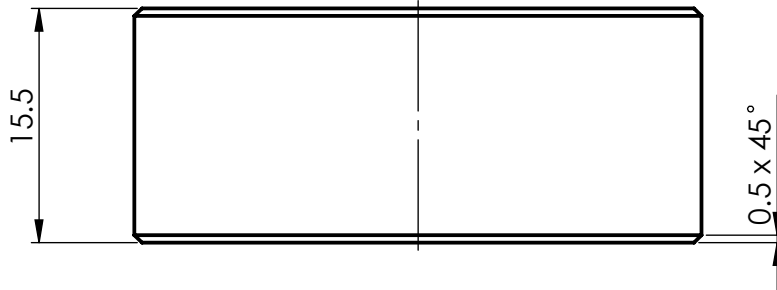
3

4

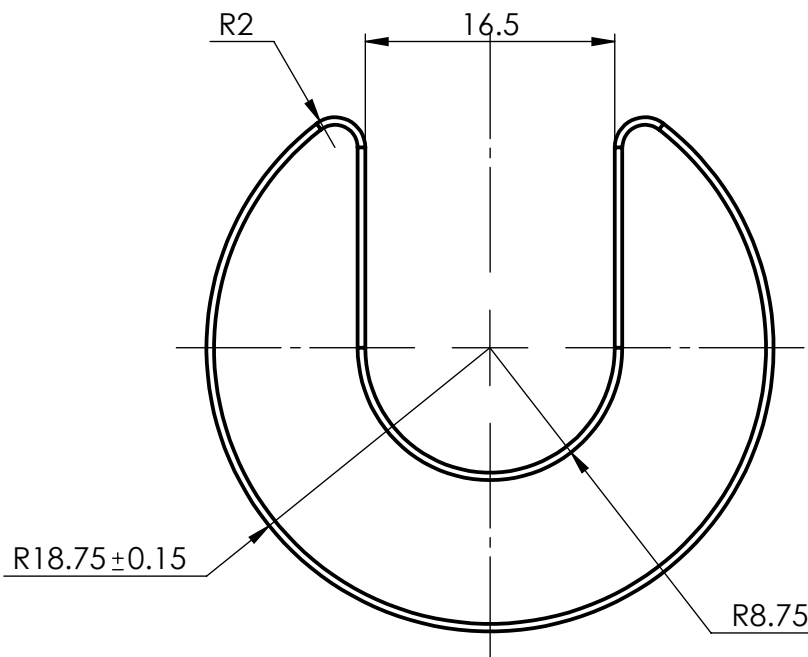
A



B



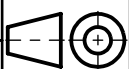
C

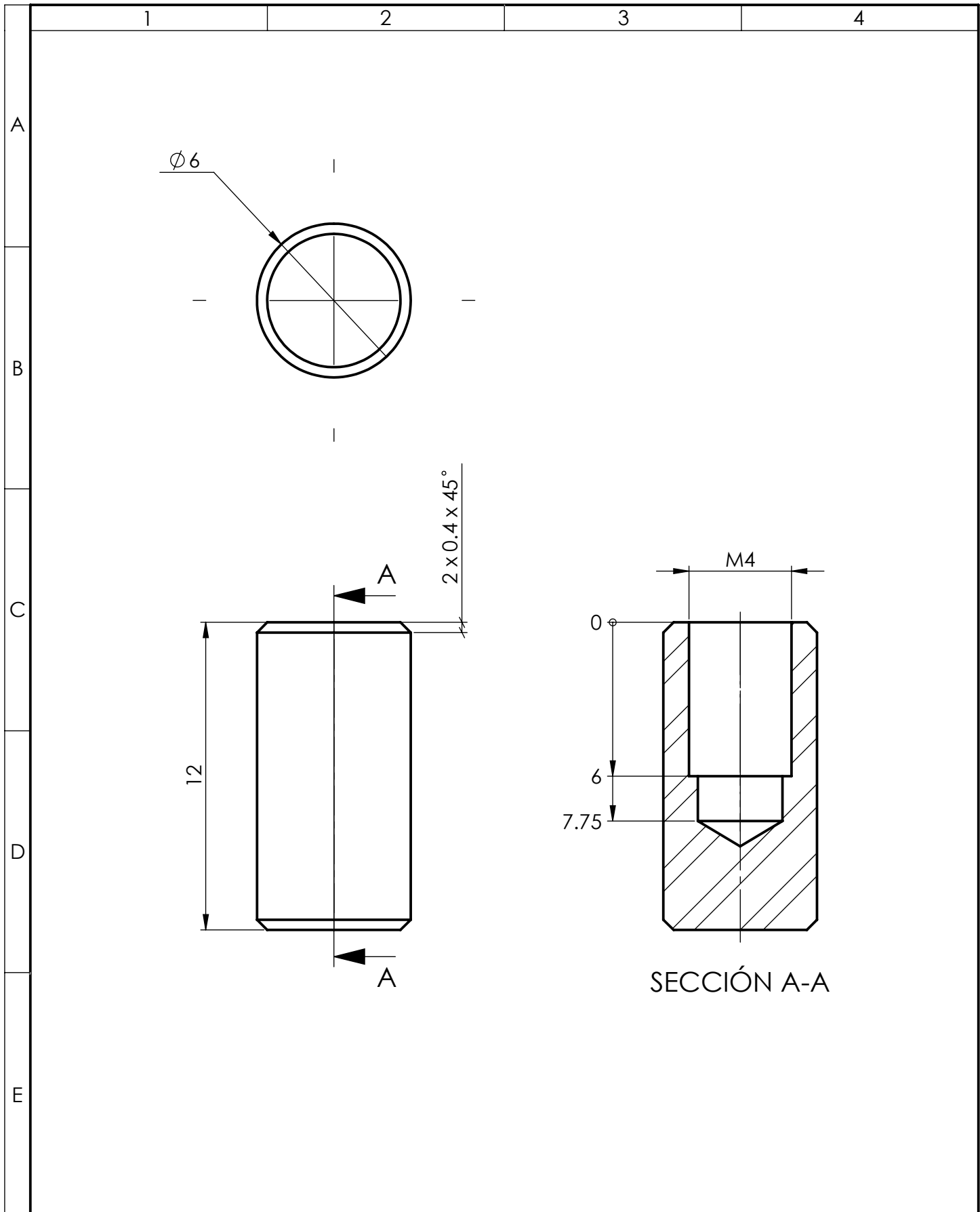


D

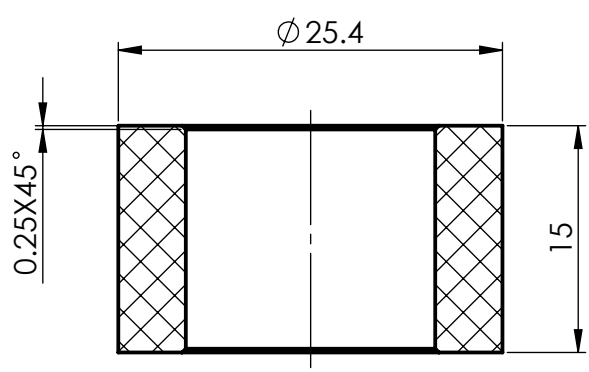
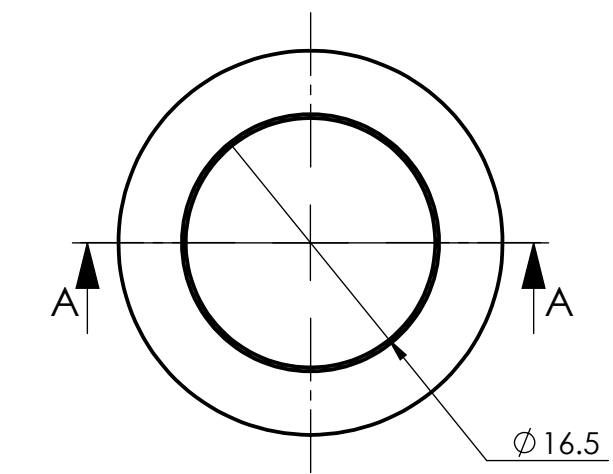
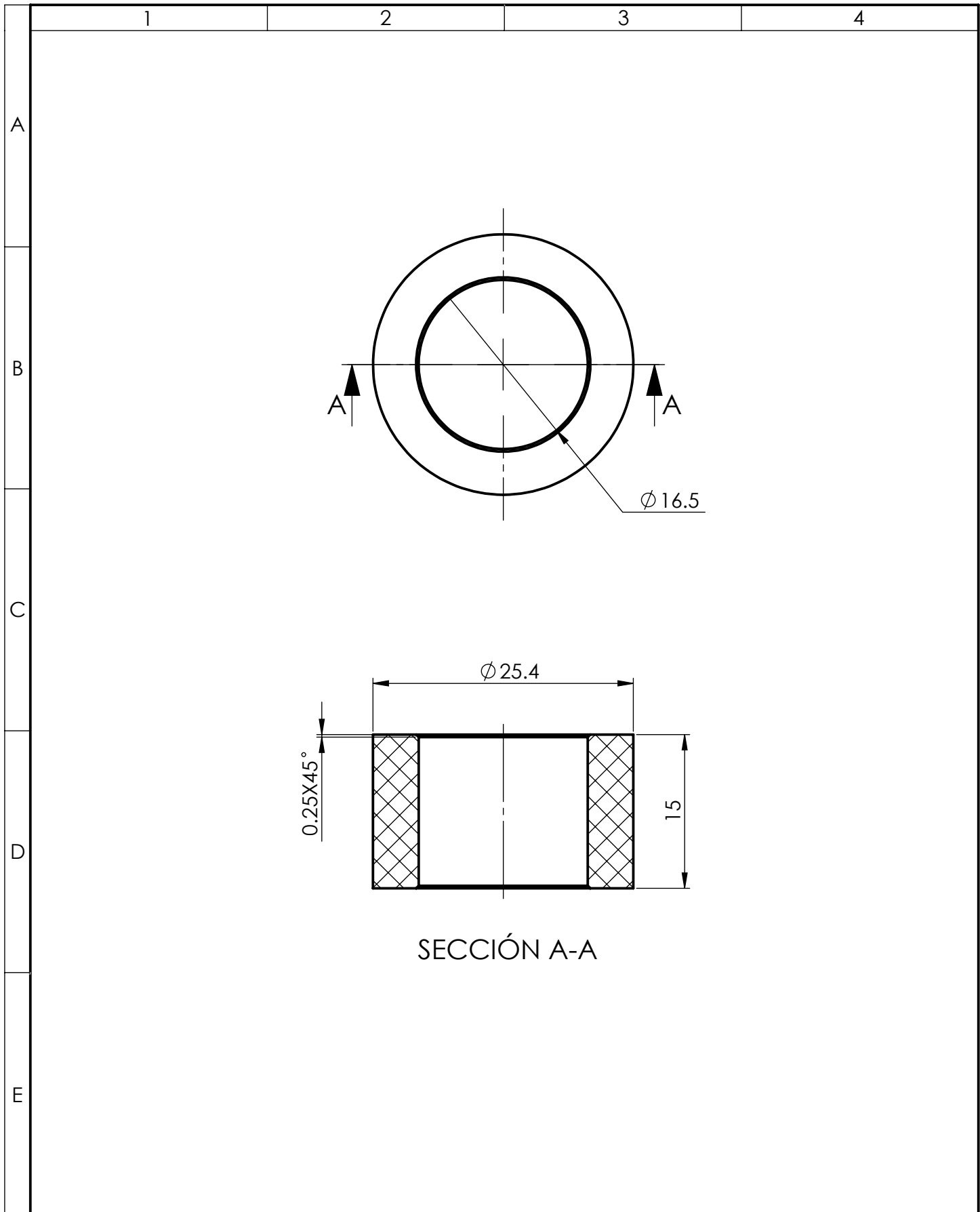
E

				Tolerancia: ±0.15	Peso: 84.4527 gr	Material: <b>AISI 1018</b>
				Fecha	Nombre	Denominación:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	GIB2200
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez	
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez	
				<b>U.T.A</b>		N.º de Lámina:
						12 de 14
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERÍA MECÁNICA		(Sustitución)
						Registro: 





				Tolerancia: $\pm 0.1$	Peso: 1.9093 gr	Material: <b>AISI 4340</b>	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dibujó: 15/05/2021	W. Morales - C. Ramos	<b>BIH4664</b>	5:1
				Revisó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				Aprobó: 21/06/2021	Ing. Cristian Pérez		
				<b>U.T.A</b>		N.º de Lámina:	Registro:
				<b>INGENIERÍA MECÁNICA</b>		13 de 14	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



SECCIÓN A-A

				Tolerancia:	Peso:	Material:				
				±0.15	4.48 gr	PLA				
				Fecha	Nombre	Denominación:		Escala:		
			Dibujó:	15/05/2021	W. Morales - C. Ramos			GIL1877		2:1
			Revisó:	21/06/2021	Ing. Cristian Pérez					
			Aprobó:	21/06/2021	Ing. Cristian Pérez	N.º de Lámina:		Registro:		
			U.T.A					14 de 14		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERÍA MECÁNICA			(Sustitución)			