



# **INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

---

**Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica  
Unidad Azcapotzalco**

**Sección de Estudios de Posgrado e Investigación**

## **INGENIERÍA INVERSA DE UN MARCO DE DISTRACCIÓN DINÁMICO PARA TRATAMIENTO DE LESIONES DE COLUMNA A NIVEL LUMBAR**

---

**TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA DE MANUFACTURA PRESENTA:  
ING. CARLOS ALBERTO SANTOS MEDINA**

---

**DIRECTORES: Dr. José Martínez Trinidad  
M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo  
México D.F. 2011**





# INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

## SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

### ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México siendo las 18:00 horas del día 31 del mes de Mayo del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de ESIME UA para examinar la tesis titulada:  
Ingeniería Inversa de un Marco de Distracción Dinámico para Tratamiento de Lesiones de Columna a Nivel Lumbar

Presentada por el alumno:

Santos Medina Carlos Alberto  
Apellido paterno Apellido materno Nombre(s)  
Con registro: 

B	0	8	1	7	6	1
---	---	---	---	---	---	---

aspirante al grado de:

Maestro en Ingeniería de Manufactura

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

### LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

Dr. José Martínez Trinidad  
Primer Vocal

M en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo  
Segundo Vocal

Dr. Carlos Adolfo Hernández Carreón  
Presidente

Dr. Orlando Susarey Huerta  
Secretario

Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández  
Tercer Vocal

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

Dr. Jaime Pacheco Martínez





**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

**CARTA CESIÓN DE DERECHOS**

En la Ciudad de **México D.F.** el día **06** del mes de **Junio** del año **2011**, el (la) que suscribe **Carlos Alberto Santos Medina** alumno (a) del Programa de **Maestría en Ingeniería de la Manufactura** con número de registro **B081761**, adscrito a **Unidad de Posgrado ESIME Azcapotzalco**, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del **Dr. José Martínez trinidad y el M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo** y cede los derechos del trabajo intitulado "**Ingeniería Inversa de un Marco de Distracción Dinámico para el Tratamiento de Lesiones de Columna a Nivel Lumbar**", al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección **csantos1014@gmail.com, jomartinezt@ipn.mx y/o vicaraujom@yahoo.com.mx**. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

**Carlos Alberto Santos Medina**



---

## Índice

Índice de figuras.....	i
Índice de tablas.....	v
Resumen.....	vii
Abstract.....	ix
Glosario.....	xi
Simbología.....	xiii
Introducción.....	xiv
Justificación.....	xvi
Planteamiento del Problema.....	xvii
Objetivo General.....	xix
Objetivos Particulares.....	xix
Hipótesis.....	xix

### Capítulo I

#### Generalidades

1.1 Introducción.....	2
1.2 Estructura Ósea.....	2
1.2.1 Tipos de tejido óseo .....	4
1.2.2 Remodelación ósea .....	5
1.2.3 Envejecimiento óseo.....	6
1.2.4 Propiedades mecánicas del hueso.....	8
1.3 Anatomía de la Columna Vertebral .....	10

---



---

1.3.1	Vertebras.....	12
1.3.2	Estructura del disco intervertebral .....	14
1.4	Fisiología de la columna.....	15
1.4.1	Movimiento de la columna .....	17
1.4.2	Flexión y Extensión .....	18
1.4.3	Amplitudes Globales de la Inflexión Lateral de la Columna en Conjunto .....	19
1.4.4	Rotación.....	20
1.5	Antropometría.....	21
1.5.1	Antropometría de la población mexicana.....	24

## Capítulo II

### **Etiologías más frecuentes e implantes para la columna**

2.1	Estado del arte.....	27
2.2	Etiologías más frecuentes de columna lumbar.....	29
2.2.1	Hernia discal.....	30
2.2.2	Hernias discales a múltiples niveles.....	31
2.2.3	Escoliosis.....	32
2.2.4	Columna inestable.....	34
2.3	Diagnóstico.....	36
2.4	Tratamiento.....	36
2.4.1	Barras de Harrington.....	37
2.4.2	Barras de Luque.....	39
2.4.3	Sistema de Galveston.....	41
2.4.4	Instrumentación Luque-Galveston.....	42

---



---

2.4.2 Marco de Distracción.....	44
2.5Discusión.....	45

### **Capítulo III**

#### **Metodología para la manufactura del implante**

3.1Introducción.....	47
3.2 Metodología de Diseño Mecánico.....	48
3.2.1 1er etapa: Comprensión del problema.....	51
3.2.2 2da etapa: Diseño Conceptual.....	53
3.2.3 3ra etapa. Diseño de Detalle.....	57
3.3Ingeniería Inversa.....	58
3.3.1Aplicaciones de Ingeniería Inversa en Manufactura.....	60
3.3.2Metodología de la Ingeniería Inversa en Manufactura.....	61
3.3.2.1Barrido (scanning).....	61
3.3.2.2Procesamiento de información.....	63
3.3.2.3Desarrollo de la geometría del modelo.....	63
3.4Manufactura.....	63
3.5Procesos de Manufactura.....	64
3.5.1 Doblado de láminas y perfiles.....	66
3.5.1.1Análisi de ingeniería del doblado.....	68
3.5.1.2 Métodos para doblar barras o laminas.....	70
3.5.2 Remoción de Material.....	70
3.5.2.1 Maquinas herramientas.....	71
3.6 Materiales empleados en el área médica (biomateriales).....	73
3.6.1 Aleación de titanio empleada.....	73

---



---

## Capítulo IV

### Ingería Inversa y Manufactura del Implante

4.1 Discusión sobre los implantes.....	76
4.2 Aplicación de la Ingeniería Inversa en el Marco de Distracción...	77
4.2.1 Barrido del implante y Procesamiento de la información.....	78
4.2.2 Obtención del Modelo.....	83
4.2.3 Inspección.....	85
4.2.4 Modificaciones al Implante.....	92
4.3 Manufactura del implante.....	101
4.3.1 Selección de los procesos de manufactura.....	101
4.3.2 Remoción de material.....	102
4.3.3 Características de los equipos.....	102
4.3.4 Metodología de fabricación propuesta.....	106
Conclusión.....	117
Trabajos a futuro.....	119
<b>Referencias.....</b>	<b>120</b>
<b>Anexos.....</b>	<b>129</b>

---



## Índice de Figuras

<b>Figura 1.1</b> Sistema esquelético [2]	4
<b>Figura 1.2</b> A. Sección transversal de un hueso donde se puede ver los dos tipos de hueso B. Corte donde se encuentra la unión del hueso cortical y el hueso trabecular C. Detalle de un corte transversal de una trabécula	5
<b>Figura 1.3</b> A. Fotografía de un vertebra cortado por la parte frontal de un joven adulto. B. Fotografía similar, correspondiente a un vertebra de una mujer de 80 años. [1]	7
<b>Figura 1.4</b> Grafica que relaciona masa ósea, edad y sexo. En la parte superior un corte transversal de la diáfisis del fémur y la configuración de masa ósea [5]	7
<b>Figura 1.5</b> Curva esfuerzo-deformación hipotética para una estructura fibrosa en cierto modo flexible [5]	9
<b>Figura 1.6</b> La columna y el conducto vertebra, mostrando sus cinco regiones [2]	11
<b>Figura 1.7</b> Vista de la columna vertebral en flexión lateral [19].	12
<b>Figura 1.8</b> Morfología común de los tres tipos de vertebra de las regiones cervical (A), torácica (B) y lumbar (C) [10]	13
<b>Figura 1.9</b> Partes de la vertebra [2]	14
<b>Figura 1.10</b> Estructura del disco intervertebral [19]	15
<b>Figura 1.11</b> Columna en posición simétrica [19]	16
<b>Figura 1.12</b> Movimientos de la columna vertebral A. Flexión y Extensión B. Flexión lateral C. Rotación sobre el eje axial. [2]	16
<b>Figura 1.13</b> El núcleo comparado a una rotula [19]	18
<b>Figura 1.14</b> Amplitud en conjunto de la columna vertebral [19]	18
<b>Figura 1.15</b> Amplitud Flexo-extensión del raquis lumbar [19]	19
<b>Figura 1.16</b> Flexión lateral en conjunto de la columna [19]	20
<b>Figura 1.17</b> Flexión lateral del raquis lumbar [19]	20
<b>Figura 1.18</b> Rotación de la columna en conjunto [19]	21
<b>Figura 1.19</b> Hombre Vitruvio [21]	22
<b>Figura 1.20</b> Área de Trabajo [22]	22
<b>Figura 1.21</b> Antropometría funcional [22]	23
<b>Figura 1.22</b> Medidas antropométricas. [22]	24

---

<b>Figura 2.1</b> Implante protésico de Jacoboss y Harrington [48, 53]	28
<b>Figura 2.2</b> Diseño del Dr. Morales [75]	29
<b>Figura 2.3</b> Hernia de nucleó pulposo A) visión superior, sección transversal del disco B) Visión medial mitad derecha. [2]	30
<b>Figura 2.4</b> Hiperflexión forzada de la región cervical. [2]	32
<b>Figura 2.5</b> Escoliosis [2]	32
<b>Figura 2.6</b> Escoliosis derecha T.6-L.1 de 87°, tratada mediante fusión posterior instrumentada T.3-L.3 [33]	33
<b>Figura 2.7</b> Estadísticas del hospital de traumatología y ortopedia del periodo del 1 de enero de 2000 al 31 de diciembre del 2001 con un total de 276 pacientes A) Distribución por segmentos vertebrales B) Etiología de las lesiones [26]	35
<b>Figura 2.8</b> Instrumentación Harrington montada en el área torácica-lumbar A) Componentes de la instrumentación B) Mujer de 30 años con un trauma en el área torácica-lumbar C) Instrumentación Harrington sobre la fractura [50]	37
<b>Figura 2.9</b> A) Barras lisas Luque B,C) Montaje de barras Luque en área torácica-lumbar con sujeción sublaminar [56]	39
<b>Figura 2.10</b> A) niña de 15 años con 1 mes con 48° de escoliosis en área torácica-lumbar B y C) Dos años y diez meses después de la intervención quirúrgica [61]	40
<b>Figura 2.11</b> Radiografía post operatorio empleando la técnica Galveston con tornillos ISOLA [67]	41
<b>Figura 2.12</b> Instrumentación Luque-Galveston [68]	43
<b>Figura 2.13</b> Instrumentación Luque-Galveston con sujeción al hueso iliaco con tornillos [70]	43
<b>Figura 2.14</b> A) Marco de distracción B) Montaje del marco de distracción [75]	44

---



---

<b>Figura 3.1</b> Los efectos del diseño en la manufactura [76]	50
<b>Figura 3.2</b> Costos acumulativos del ciclo de vida en varias etapas del proceso de realización del producto [77]	50
<b>Figura 3.3</b> Variables controlables en ingeniería concurrente. [76]	51
<b>Figura 3.4</b> Fases de la metodología del diseño mecánico	52
<b>Figura 3.5</b> Método de la caja negra [77]	53
<b>Figura 3.6</b> Proceso tradicional de desarrollo de productos [82].	57
<b>Figura 3.7</b> Desarrollo de producto empleando ingeniería predictiva [82].	57
<b>Figura 3.8</b> Secuencia Tradicional Vs. Ingeniería Inversa en el desarrollo de un producto en manufactura [88]	60
<b>Figura 3.9</b> Aplicaciones de Ingeniería Inversa en Manufactura [90]	61
<b>Figura 3.10</b> Clasificación de las técnicas de la Ingeniería Inversa [90]	63
<b>Figura 3.11</b> Escaneo de Contacto a una pieza del marco de distracción de estudio [91]	63
<b>Figura 3.12</b> Escaneo óptico a un objeto [91]	64
<b>Figura 3.13</b> Secuencia tradicional de Manufactura [88]	65
<b>Figura 3.14</b> El efecto de los Procesos de Manufactura en la geometría de la pieza. [77]	66
<b>Figura 3.15</b> Clasificación de los procesos de manufactura. [94]	67
<b>Figura 3.16</b> a) Doblado de lámina metálica; b) en el doblado ocurre elongación a la tensión y a la compresión [94]	68
<b>Figura 3.17</b> Prueba de tensión de un material dúctil. [95]	70
<b>Figura 3.18</b> Efecto de la recuperación elástica [96]	70
<b>Figura 3.19</b> Métodos para doblar tubos [96].	71
<b>Figura 3.20</b> Operaciones comunes de maquinado; a) torneado b) taladro c) fresado [85]	72
<b>Figura 3.21</b> Aspectos generales de la remoción de material	72
<b>Figura 3.22</b> Clasificación de las máquinas herramientas	73



---

<b>Figura 4.1</b> Aplicaciones de Ingeniería inversa en el implante.	77
<b>Figura 4.2</b> Metodología de la ingeniería inversa aplicada en el desarrollo del implante de estudio	78
<b>Figura 4.3</b> Nombre de los elementos que componen el implante de columna	79
<b>Figura 4.4</b> Análisis Matricial. Donde BPC es barrido por contacto y BSC es barrido sin contacto.	79
<b>Figura 4.5</b> Sistema de sujeción para medir el marco inferior del implante	80
<b>Figura 4.6</b> Modelos en CAD del Marco Inferior del primer implante	84
<b>Figura 4.7</b> Modelo en CAD del Marco Superior del primer implante	84
<b>Figura 4.8</b> A) Ensamble del primer implante B) Desensamble del implante	85
<b>Figura 4.9</b> Dibujo a detalle del Marco Inferior del primer implante	85
<b>Figura 4.10</b> Dibujo a detalle con tabla paramétrica de las prótesis	93
<b>Figura 4.11</b> Paciente con hernia de disco entre S1- L5 y L4-L3	95
<b>Figura 4.12</b> A) Set de 3 prótesis cerrados B) Set de 3 prótesis abiertos	95
<b>Figura 4.13</b> Ejemplo de cómo se obtienen las medidas de la columna	97
<b>Figura 4.14</b> Función principal de diseño y complementarias	99
<b>Figura 4.15</b> Perfil del implante, donde se amplifica el barreno del marco inferior	100
<b>Figura 4.16</b> Rangos para la propuesta del nuevo set	100
<b>Figura 4.17</b> Rediseño de implantes A) contraídos B) Extendidos	101
<b>Figura 4.18</b> Dibujo a detalle del implante protésico	101
<b>Figura 4.19</b> Sistema de coordenadas del centro de maquinado en el plano XY	109
<b>Figura 4.20</b> Compensación sobre el eje Z en el sistema de coordenadas de trabajo	109
<b>Figura 4.21</b> Sistema de sujeción de los sujetadores del implante protésico A) Despiezado. B) Montada para el mecanizado del hexágono C) Montada para los barrenos posteriores, D) Montada para los barrenos laterales.	110
<b>Figura 4.22</b> Metodología a seguir para el maquinado de una pieza en el Centro de Maquinado.	111

---



---

<b>Figura 4.23</b> Simulación del mecanizado de la parte superior del sujetador	112
<b>Figura 4.24</b> A) Mecanismo para el dobléz en U B) Mecanismo para los dobles en M C) Mecanismo para el ángulo de 170°	116

## Índice de tablas

<b>Tabla 1.1</b> Propiedades mecánicas de algunos biomateriales y tejidos biológicos [5].	9
<b>Tabla 1.2</b> Función de las partes comunes de las vertebras	13
<b>Tabla 1.3</b> Estudio antropométrico de la población mexicana [22].	26
<b>Tabla 3.1</b> Rangos de temperatura, donde $T_m$ es la temperatura de fusión	68
<b>Tabla 3.2</b> Ventajas de los diferentes rangos de temperatura de trabajo	69
<b>Tabla 3.3</b> Maquinas herramientas usadas para las tres operaciones más comunes	73
<b>Tabla 3.4</b> Propiedades mecánicas Ti6Al4V	75
<b>Tabla 4.1</b> Letra de código para tamaño de muestra [107]	80
<b>Tabla 4.2</b> Tabla maestra para inspección reducida de muestreo simple [107]	81
<b>Tabla 4.3</b> Obtención y procesamiento de los datos de los sujetadores del primer implante	82
<b>Tabla 4.4</b> Obtención y procesamiento de los datos del Marco inferior del segundo implante	83
<b>Tabla 4.5</b> Formato donde se inspeccionan los sujetadores.	87
<b>Tabla 4.6</b> Formato donde se inspeccionan los Marcos inferiores	88



---

<b>Tabla 4.7</b>	Segunda parte de la inspección de los Marcos Inferiores	89
<b>Tabla 4.8</b>	Formato donde se inspeccionan los Marcos Superiores	90
<b>Tabla 4.9</b>	Segunda parte de la inspección de los Marcos Superiores	91
<b>Tabla 4.10</b>	Formato donde se inspeccionan los Prisioneros	92
<b>Tabla 4.11</b>	Pacientes atendidos en el periodo de estudio	94
<b>Tabla 4.12</b>	Amplitudes del set del implante	96
<b>Tabla 4.13</b>	Resumen de las solicitudes y restricciones para el diseño	96
<b>Tabla 4.14</b>	Datos de personas sin problemas en columna a nivel lumbar (mm)	98
<b>Tabla 4.15</b>	Especificaciones de diseño Vs. Las dimensiones actuales	98
<b>Tabla 4.16</b>	Especificaciones de diseño.	98
<b>Tabla 4.17</b>	Rangos para la propuesta del nuevo set	100
<b>Tabla 4.18</b>	Análisis matricial de los procesos de manufactura de la prótesis	102
<b>Tabla 4.19</b>	Ventajas y desventajas del CNC	103
<b>Tabla 4.20</b>	Características de las maquinas	104
<b>Tabla 4.21</b>	Lenguaje programación de CNC	105
<b>Tabla 4.22</b>	Profundidad de corte y tolerancia deseada [104].	106
<b>Tabla 4.23</b>	Herramientas dispuestas en el porta herramientas	108
<b>Tabla 4.24</b>	Metodología para la manufactura del sujetador	114
<b>Tabla 4.25</b>	Metodología para la elaboración de la rosca del marco superior	115
<b>Tabla 4.26</b>	Metodología para el doblaje del marco superior	117



## Resumen

El tipo de traumas y problemas presentados en los centros de salud como en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) es el reflejo del desarrollo urbano, así como del tipo de trabajo que desempeña la población capitalina, es por ello que la demanda creciente por inestabilidad de la columna se refleja en la población con trabajos físicos (constructores, albañiles, jornaleros, obreros, etc.) sumado a los pacientes por trauma ocasionados por accidentes automovilísticos y a los pacientes con deformidades como la escoliosis, ocasionan un alto índice de discapacidad. El tratamiento para la columna inestable es variado y depende del tipo de causa que lo produzca, por ello en ocasiones es necesario hacer estudios debido a que los síntomas entre ellos pueden ser muy parecidos. Sin embargo la primera alternativa es un tratamiento conservador como: analgésicos, antiinflamatorios, fisioterapias e incluso inmovilización, pero al no encontrar mejoría o si lo consideran, desde un inicio se diagnostica algo más agresivo, como inmovilización interna con el objeto de devolver la integridad anatómica y reducir la lesión de la columna.

Existen en el mercado un número importante de implantes, no obstante, en el caso en el cual se necesita hacer ajustes y no afectar la integridad de los pacientes, el marco dinámico del Dr. Morales ha demostrado buenos resultados.

El implante consta de dos marcos ergonómicamente diseñados para ser fijados en las apófisis de las vértebras e instrumentada con alambre sublaminar. Estos marcos están unidos por dos conectores que permiten ajustar la altura. En los conectores se localizan los prisioneros que bloquean el movimiento de los marcos después de que se haya ajustar la altura deseada.

El implante está fabricado en la aleación Ti-6Al-4V grado médico. Actualmente cuando un paciente requiere de este implante se toman en



consideración el área dañada y se efectúan medidas con base en una placa radiográfica. De esta forma se selecciona del *set* disponible el tamaño idóneo. Se ha observado que en ocasiones, el implante no cubre el área afectada y/o la parte inestable es menor o abarca un mayor área que la que se alcanza a observar en la radiografía, por lo que se presenta problemas en la instrumentación del implante en el paciente. Por otra parte, este implante del mismo modo ha presentado dificultades en el momento del ensamble en cirugía, producidos por una carente calidad en la manufactura del implante.

Para evitar estos problemas, se empleó la ingeniería inversa para encontrar los problemas asociados a la manufactura y a su vez plantear la metodología de diseño mecánico para plantear nuevas especificaciones de diseño, tomando en cuenta las solicitudes y restricciones de los diferentes participantes en la instrumentación y fabricación del implante. Para encontrar los problemas relacionados a la manufactura del implante se tomaron dos piezas de un lote, a las cuales se les efectuó un barrido para obtener la características de las piezas, mismas que se emplearon para generar los modelos en CAD que posteriormente fueron analizados y comparados. Por otro lado, para la creación de un nuevo *set* con una aproximación fiable a la población a la que va dirigida, se efectuó un estudio retrospectivo de un año, el cual sirvió para establecer las medidas que necesitaban cubrir los implantes; así mismo se tomó en cuenta las solicitudes y restricciones del cirujano para la instrumentación de ésta, además se consideró la infraestructura disponible para fabricar el implante.

Una vez que se tomaron estas consideraciones se ajustó el nuevo diseño y se planteó una metodología para la fabricación de este implante.



## Abstract

The type of illness and problems presented in the health centers as in the Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) is a reflection of urban development and the type of work that perform the capital's population, which is why the increasing demand for instability column is reflected in the citizenry with physical jobs (builders, masons, laborers, workers, etc..) added to patients caused by trauma from motor vehicle accidents and patients with deformities such as scoliosis, cause a high rate of disability. The treatment for unstable spine is varied and depends on the type of cause that produces it, so sometimes it is necessary to study thus symptoms between them can be very similar. However, the first alternative is a conservative treatment such as analgesics, anti-inflammatories, physiotherapy and even immobilization, but in the case that no improvement or if considered from the beginning the diagnosed will be more aggressive, as internal immobilization in order to restore anatomical integrity and reduce spinal injury.

Available on the market there is significant number of implants. However, in the case where adjustments is necessary and do not affect the integrity of patients, the dynamic framework from Dr. Morales has shown a good outcome.

The implant is composed of two frames ergonomically designed to be fixed to the vertebrae spinous and instrumented with sublaminar wire. The frames are joined by two connectors that allow to adjust the height. Connectors are located on the prisoners that block the movement of the frames after setting the height.

The implant is made of the alloy Ti-6Al-4V medical degree. Currently when a patient requires this implant it is taken into account the damaged area and measures the injury based on X-ray. In this manner the suitable size available will be selected. However, it has been observed that sometimes, the implant does not cover the affected area and/or unstable part is less or covers more area than is observed in the first evaluation with aid



of the X-ray, as a consequence there are problems in the instrumentation of the implant in the patient. Furthermore, this implant in the same way has presented difficulties when joining in surgery, these problems are due to the lack of quality in the manufacturing of the implant.

To avoid these problems, in this thesis reverse engineering is used to discover problems associated with manufacturing and in the same time to recommend the mechanical design methodology to propose new design specifications, taking into account the requests and constraints of different costumers in the instrumentation and manufacturing. With the objective to discover problems related with the manufacturing of the implant, it was necessary to take two pieces of a lot, that samples were made a scanning to obtain the characteristics of the pieces. Those implants were employed to generate CAD models that were later analyzed and compared. On the other hand, for the creation of a new set with a reliable approximation to the population intended, we performed a retrospective study of a year, which helped establish the requirement measures to cover the implants, considering the demands and restrictions of the surgeon for instrumentation, and also the available infrastructure to manufacture the implant.

Once these considerations were taken, the new design was adjusted and a methodology for the manufacture of this implant was proposed.



## Glosario

**Aloinjerto:** Órgano o tejido trasplantado siendo el donante y el receptor de la misma especie (seres humanos).

**Aparato:** Son conjuntos de órganos diferentes formados por diversos tejidos que realizan una función determinada.

**Artrodesis:** Cirugía para inmovilizar una articulación de tal manera que los huesos crezcan juntos

**Artroplastia:** Consiste en una intervención quirúrgica sustitutiva de una articulación a través de una implante protésico, con el objeto de aliviar el dolor y restaurar la amplitud de movimiento.

**Asintomático:** No hay síntomas.

**Autoinjerto:** Injerto óseo extraído del propio paciente.

**Biomaterial:** Es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o

**Carga:** Mecanismo que produce esfuerzo y deformación en un material, resultado de una fuerza externa, presión, efectos magnéticos, etc.

**Cartílago hialino:** cartílago de sustancia intercelular, granular u homogénea y transparente, con escaso tejido fibroso.

**Célula:** Es la unidad anatómica y funcional de los tejidos del cuerpo humano.

**Compartimento anatómico:** Espacio real o potencial definido por límites naturales.

**Enartrosis:** Articulación que tiene una cabeza y que entra en una cavidad, puede ser el húmero o el fémur.

**Fisioterapia:** Utilización de medidas físicas para fortalecer el cuerpo y restaurar su funcionamiento tras enfermedad o lesión.



**Histología:** Estudia la estructura de los tejidos, sus características celulares, y las técnicas que para ello se utilizan.

**Hueso:** Forma de tejido conectivo que consta de células y una matriz que está formada por aproximadamente un 25% de agua, un 25% de proteínas fibrilares y un 50% de sales minerales incorporadas dentro del sistema vivo.

**Injertos óseos:** Materiales de origen biológico que sirve de soporte o relleno para implantar una prótesis, o elemento de osteosíntesis que se utilizará para sustituir una articulación.

**Isotrópico:** Cualidad del material de poseer las mismas propiedades de solidez y elasticidad (módulo de elasticidad, módulo de rigidez y relación de Poisson) en todas las direcciones.

**Órgano:** Es el conjunto de tejidos de estructura definida que desempeña una actividad fisiológica determinada.

**Osteosíntesis:** Es el procedimiento mediante el cual se unen fragmentos óseos mediante la utilización de elementos tales como tornillos, placas, clavos endomedulares y otros. Todos ellos son elementos fabricados con metales especiales, de muy baja o nula reacción del organismo.

**Osteotomía:** Resección de un hueso.

**Patología:** Estudia las enfermedades

**Posición anatómica:** Se define como aquella en la que el cuerpo se encuentra erecto, con los pies juntos, la cara, los ojos y las palmas de las manos orientadas hacia delante.

**Sistema:** Es el conjunto de órganos que tienen por finalidad el cumplimiento de un trabajo de orden más elevado, en donde los aparatos formados por órganos cuya constitución predomina un tejido recibe el nombre de sistema.

**Tejido conectivo:** Constituye células y fibras de unión.



**Tejido:** Los tejidos del cuerpo humano están constituidos por conjuntos de células que realizan una función determinada. Los diferentes tipos de tejidos son; epitelial, muscular, óseo, conectivo, hematopoyético, y nervioso. Varios tejidos pueden unirse para integrar un órgano: asimismo varios órganos pueden estar en relación funcional para constituir un aparato o bien un sistema.

## Simbología

$V_c$  = velocidad de corte (m/min)

$D$  = diámetro del material expresado en (mm)

$n$  = revoluciones por minuto (rpm)

$c$  = constante de 1000 para (Sistema Internacional)

$f_n$ , = avance (mm/rev)

$L$  = longitud a tornear (mm)

$T$  = tiempo de trabajo (T)

$L_b$  = holgura de doblado (mm)

$\alpha$  = es el ángulo del doblado (en radianes)

$R$  = radio del doblado

$K$  = es una constante  $K = 0.5$  (Considerando que el eje neutro se encuentre a la mitad)

$T$  = es el espesor del sólido

$R$  = Restitución

$Y$  = esfuerzo de fluencia del material

$E$  = módulo de elasticidad



## **Introducción.**

El ser humano al adoptar la posición erecta debe vencer la fuerza de gravedad y las consecuencias de la progresiva evolución al aumentar la presión en la columna lumbar, misma que no presentan los animales. La columna lumbar soporta la carga de las porciones del cuerpo situadas por encima de este segmento, ocasionando que existan fuerzas compresivas que se transmiten de vértebra a vértebra, lo que comprime los discos vertebrales. Adicionalmente, con la edad y el uso disminuyen los espacios por deshidratación. También pueden aparecer trastornos mecánicos debido principalmente a la ruptura del disco vertebral por exceso de carga, deformidad, procesos degenerativos (artrosis), disminución del espacio intersomático con disminución del agujero de conjunción y opresión de las raíces nerviosas correspondientes, con la producción de dolor y en muchas ocasiones de subluxación de las articulares [1,2].

El tratamiento para estos padecimientos es muy variado y depende del tipo y la causa que lo produzca, los síntomas del paciente y de su condición general. En primera instancia cuando la patología no es severa se puede iniciar con un tratamiento conservador como, analgésicos, antiinflamatorios, fisioterapia, etc. Si no se encuentra una mejoría o se diagnostica algo más agresivo desde el inicio, es necesario inmovilizar o hacer una fijación externa o interna, con el objetivo de estabilizar la columna y reducir la lesión de la misma.

Algunos de los implantes que son utilizados para darle soporte interno a la columna durante el tratamiento son: Barras de Harrington, Barras de Luque y Sistema de Galveston; así como, combinación entre las mismas como la Luque-Galveston o Harrington con alambrado sublaminar de Luque. Sin embargo, estos implantes presentan problemas debido a su forma, tamaño, procedimientos quirúrgicos, así como presentar posibles daños en las vértebras o canal medular.



Es por esta razón que el Dr. Morales Chavarría medico ortopedista, del Hospital Victorio de la Fuente Narváez IMSS México, diseño en 1996 un implante (Marco de Distracción Dinámico), con la finalidad de resolver los problemas que se le presentaban con otros implantes.

El Marco de Distracción Dinámico, es un sistema de fijación que restituye el espacio perdido entre vertebras y mantiene la estabilidad del segmento afectado. Actualmente, se cuenta con tres tamaños de marcos con amplitudes en su longitud de 98.14 mm a 166.58 mm. No obstante, el Dr. Morales ha desarrollado un cuarto implante para casos especiales de personas de baja estatura; el cuarto implante tiene una amplitud de 90.38mm a 100.92mm.

Sin embargo, debido a que las dimensiones del implante fueron determinadas por la experiencia del médico al instrumentar pacientes con problemas de inestabilidad, no se tiene un estándar de las medidas del mismo. Por lo que se propone una metodología de ingeniería inversa para identificar problemas de manufactura que pueda presentar el implante, así como, efectuar un adecuado proceso de diseño para generar un set, que cumpla con las características de calidad, fiabilidad y flexibilidad, que se requiere para el ajuste de las características morfológicas de un determinado paciente.

Dentro del marco de este proyecto se aplica la ingeniería inversa y se muestran los beneficios al implementar herramientas tales como CAD/CAM/CAE en comparación al proceso convencional o artesanal que se utiliza en la actualidad para la fabricación de implantes quirúrgicos. Por lo tanto es necesario establecer una metodología para la fabricación de implante.



## Justificación

El estudio realizado del 1ro de enero del 2000 al 31 de diciembre del 2001 en Hospital de Traumatología y Ortopedia de “Lomas Verdes” en la ciudad de México, ha revelado que debido al entorno social, económico y geográfico de la ciudad, se tiene un índice considerable de lesiones de columna ocasionadas por caídas de altura, accidentes automovilísticos, esfuerzos físicos, entre otros. Este tipo de pacientes con lesiones vertebrales, son los que demandan una calidad de vida mejor.

Es por ello que la fabricación de dispositivos protésicos de la columna se justifica en función de las necesidades de aliviar y restaurar en medida de lo posible la movilidad de ésta. Por lo tanto, la creación de implantes para columna que permitan reducir y/o calmar el dolor lumbar y restaurar la biomecánica de la columna representa una de las principales alternativas, tanto biológica como biomecánica para devolver la movilidad y el nivel de vida del paciente

Por tal motivo, el Dr. Morales Chavarría diseño en 1996 el Marco de Distracción Dinámico en base a la experiencia adquirida al instrumentar a pacientes con problemas de inestabilidad de columna. Este implante, esta conformado por una barra doblada en forma de “U”, la cual se inserta en una barra hueca y se cierra con unos cilindros deslizantes que se bloquean con prisioneros, este implante posee, un sistema de extensión que permite ajustarse al tamaño de la lesión. En la parte inferior, el dispositivo se apoya en la vertebra sacra 2, en tanto que en la parte superior se coloca en las espinosas según el nivel de la lesión, sin cortar el ligamento intraespinal, tratando de preservar al máximo la anatomía normal de la columna.

Dicha prótesis se ha probado con éxito en un número considerable de pacientes (100). No obstante, presenta problemas dados al pobre proceso de diseño y en la manufactura del mismo. No se cuenta con un diseño estandarizado y con parámetros de manufactura de calidad hasta el



momento. Cabe señalar que la manufactura a la fecha se ha realizado de manera convencional, de un diseño basado en conocimientos empíricos. Por lo tanto se tiene el interés de generar un set de prótesis paramétrico, fundamentando en conocimientos de ingeniería de tal manera que cumpla con las características de calidad, fiabilidad y flexibilidad, que se ajusten a las características morfológicas de un determinado paciente.

## **Planteamiento del Problema**

En la actualidad la consideración de que una persona interrumpa actividades por un accidente no es remota. Esto se debe a la constante movilidad que demanda las actividades diarias. Sin embargo, en las ciudades se reportan un índice mayor de personas accidentadas debido al estrés que se genera en una ciudad con constante actividad como está. La interrupción de actividades de una persona también se presenta cuando están expuestas a tareas altamente repetitivas, lo que origina desordenes de trauma acumulativos (DTA), estos desordenes generan molestia en el sistema músculo esquelético y limita los movimientos de las personas. De igual manera las tareas repetitivas aunadas a un esfuerzo constante ocasionan que los musculo sedan en las partes con menor resistencia, lo que genera hernias, mismas causantes de molestias y de no ser tratadas adecuadamente el paciente tiene como consecuencia la limitación de sus movimientos.

En el aparato locomotor el papel de los huesos es trascendente ya que efectúan la función de proteger órganos internos y proporcionar rigidez al cuerpo, no obstante cuando uno de estos huesos sufre alguna limitación por accidente, o por otra circunstancia, el cuerpo degrada su capacidad para realizar actividades que anteriormente eran insignificantes.

Por tal motivo se han desarrollado prótesis que ayuden a contrarrestar en cierta medida las discapacidades y el dolor provocados por una lesión a



nivel lumbar. En base a lo anterior, el Dr. Morales Chavarría diseñó en 1996 una prótesis en base a su experiencia en instrumentación de la columna con problemas de inestabilidad. Sin embargo, dicha prótesis no sigue un patrón preestablecido en su proceso de manufactura. Es decir, el cirujano no cuenta con un diseño base parametrizado con bases ingenieriles y cuando se presenta una complicación dentro de quirófano se tiene que ejecutar correcciones, realizando combinaciones de piezas entre los diferentes tamaños de prótesis con las que cuentan; como por ejemplo cortando una sección de una de las piezas de la prótesis, etc.

Ante la problemática de no contar con un diseño base y su parametrización, se ha planteado aplicar ingeniería inversa para fundamentar con bases ingenieriles el diseño de un set parametrizado para lesiones a nivel lumbar. Dicho set poseerá las características de calidad, fiabilidad y flexibilidad, que se ajusten a la morfología de un determinado paciente.



## **Objetivo General**

Identificar problemas de Manufactura para la fabricación de un implante de columna a nivel lumbar mediante la aplicando ingeniería inversa.

## **Objetivos Particulares**

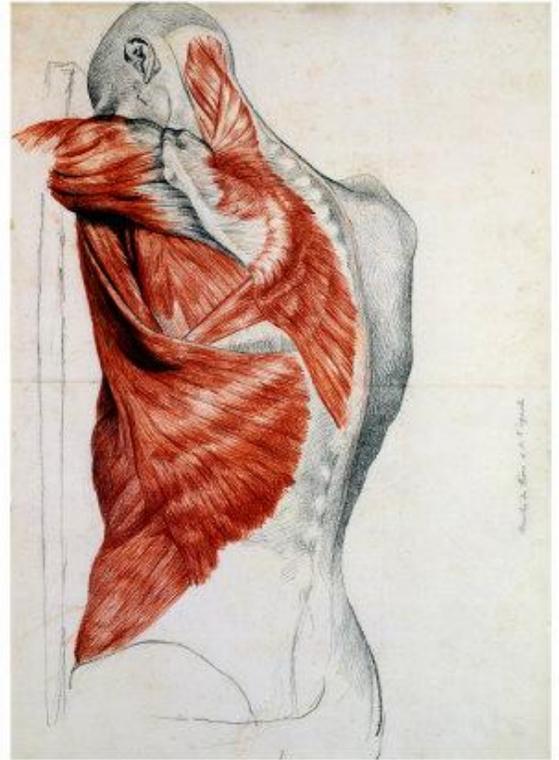
1. Hacer un estudio de estadístico de pacientes que fueron candidatos a prótesis de columna con el propósito de establecer las áreas afectadas.
2. Identificar los problemas relacionados con el diseño y la manufactura de la prótesis de columna.
3. Proponer un diseño paramétrico que pueda cubrir el área lumbar afectada.
4. Obtener como producto del CAD de ingeniería inversa los dibujos a detalle de las piezas que reúnan la información necesaria para ser leídos, interpretados y comprendidos sin ambigüedades en cualquier taller de manufactura.
5. Plantear una metodología para la fabricación de implantes protésicos de columna

## **Hipótesis.**

Es posible determinar mediante la aplicación de Ingeniería Inversa las dimensiones para llevar a cabo un set de una prótesis para lesiones de columna a nivel lumbar, la cual se adapte a diferentes niveles de lesión observadas en la clínica.

# CAPÍTULO I

## Generalidades



En el primer capítulo se hace referencia a la anatomía de la columna, iniciando por la estructura ósea, ejes de movimiento y finaliza con la antropometría.



## 1.1 Introducción

El buen desempeño de los implantes protésicos es debido al estudio que respalda las características del diseño. Por otra parte, las características del diseño de las prótesis deben de ser adecuadas y funcionales a la forma del cuerpo en donde ésta se coloque. Es por ello que resalta la necesidad de conocer y entender las partes del aparato locomotor donde se va a colocar (columna vertebral), así como determinar los movimientos que permite y las propiedades mecánicas que los caracteriza.

En el diseño de los implantes y/o prótesis es también necesario tomar en cuenta la fisiología de la población a la que va dirigido el implante, ya que las medidas antropométricas de la población Mexicana difieren a la fisiología de la población norteamericana o de los europeos. Esto es evidente ya que algunos implantes protésicos son importados de diferentes países por lo que los médicos cirujanos deben lidiar con problemas para el montaje de estos implantes.

Para comprender de mejor manera lo anterior, se exponen en el presente capítulo los conceptos teóricos de la medicina y antropológicos que intervienen en el desarrollo del implante de estudio.

## 1.2 Estructura Ósea

El tejido óseo representa la parte principal del esqueleto. Desde el punto de vista tecnológico es único en cuanto a poseer una gran dureza y fortaleza con el mínimo de peso posible. A pesar de su dureza y resistencia, el tejido óseo posee cierta elasticidad, lo que lo hace especialmente apto como material esquelético [3]

La estructura ósea o esqueleto humano está constituido por cartílago y hueso, unidos mediante articulaciones que proporcionan soporte al cuerpo y lo



mantiene rígido. El esqueleto humano está dividido en dos partes fundamentales (Figura 1.1).

**Esqueleto Axial** está compuesto por los huesos de la cabeza (cráneo), cuello (vertebras cervicales), tronco (costillas, esternón, vertebras y sacro).

**Esqueleto Apendicular** está compuesto por los huesos de las extremidades incluidos los que forman la cintura escapular y pelvis.

En el sistema óseo el hueso y cartílago, varían en proporción conforme el cuerpo se desarrolla; cuanto más joven es la persona, mas cartílago tiene, esto es evidente en los huesos de un recién nacido, ya que sus huesos son blandos y flexibles.

El **cartílago** es un tejido conectivo semirrígido y resistente que forma parte del esqueleto en las zonas que se requiere mayor flexibilidad.

El **hueso** es un tejido vivo altamente especializado, es una forma solida de tejido conectivo que conforma la mayor parte del esqueleto, así mismo tiene la capacidad de regenerarse en el transcurso de la vida [4,5]. Los huesos del esqueleto adulto proveen:

- Fortaleza necesaria para cumplir con su función principal (órgano de sostén)
- Protección de estructuras vitales como cerebro, corazón, la médula espinal, etc.
- La base mecánica para el movimiento (palancas).
- Almacenamiento de sales minerales (p. ej. Calcio)
- Aporte continuo de glóbulos rojos nuevos

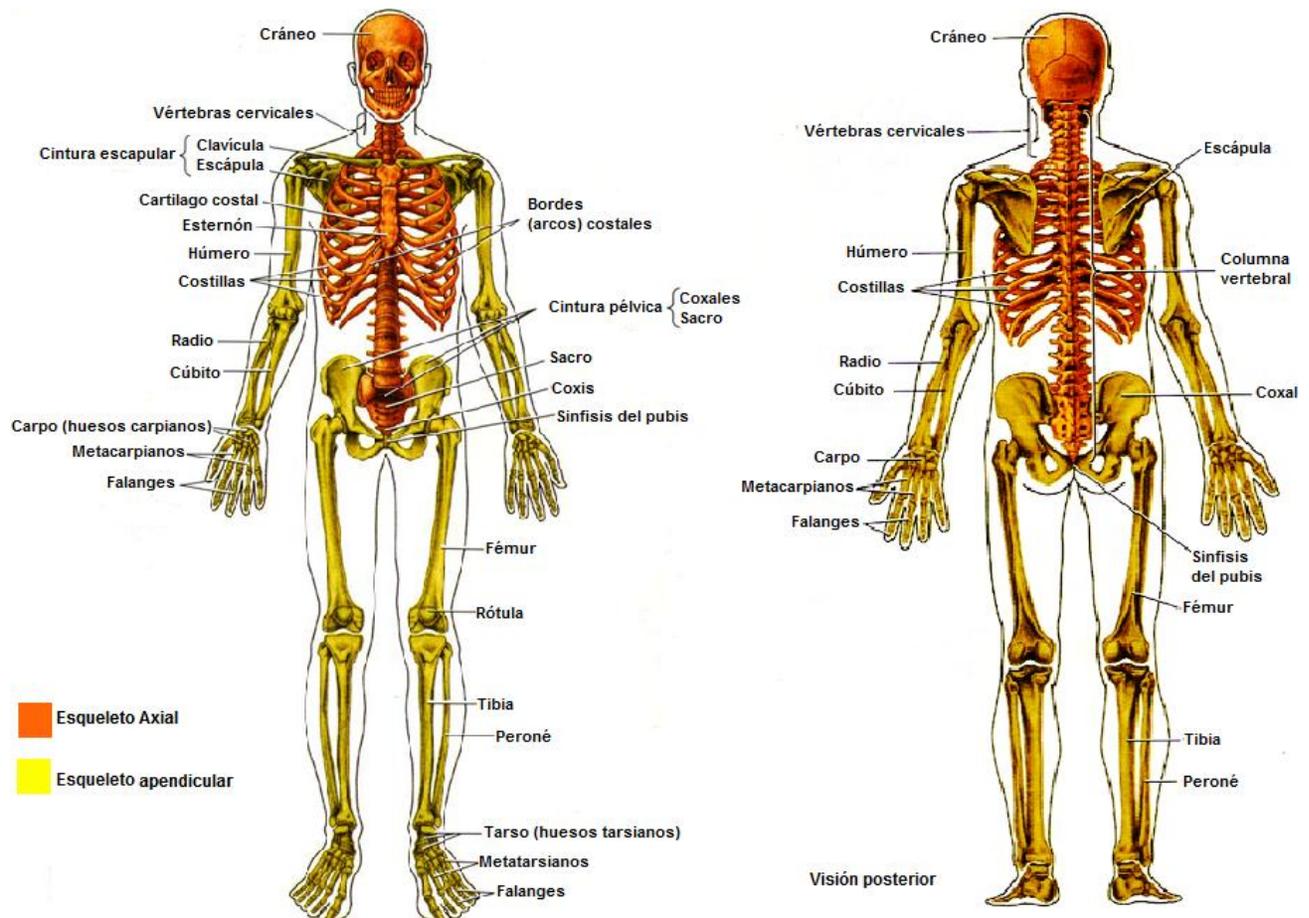


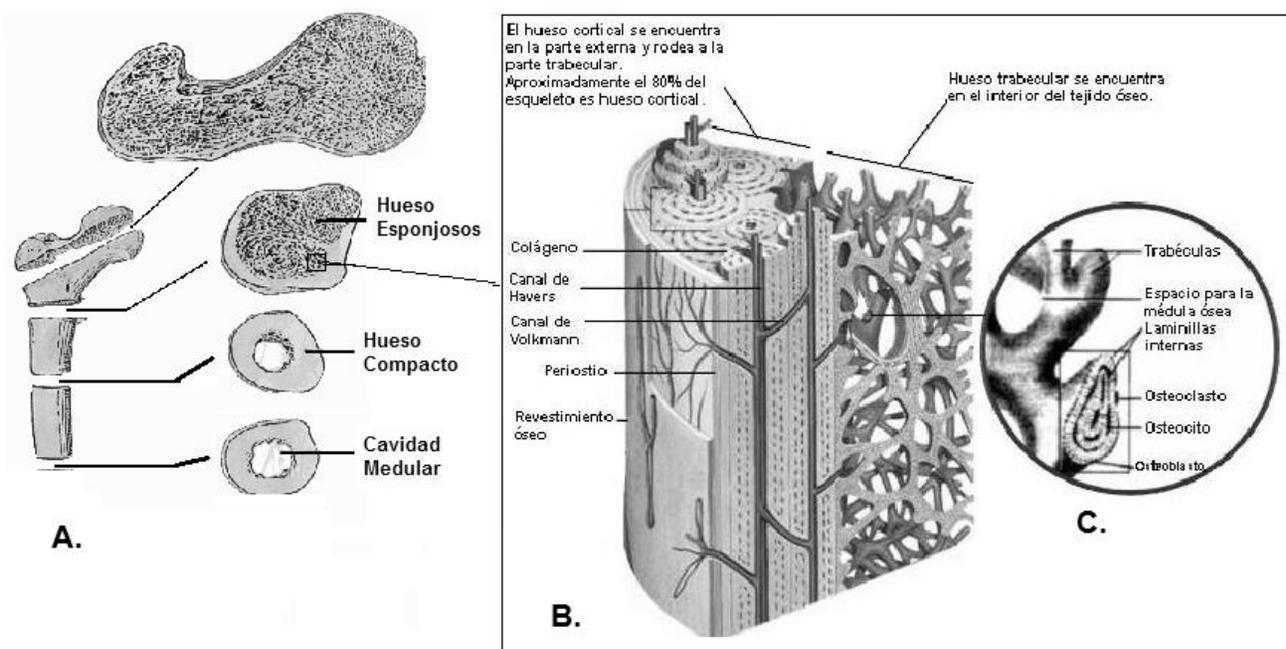
Figura 1.1 Sistema esquelético [4]

### 1.2.1 Tipos de tejido óseo

El tejido óseo se organiza en los huesos de dos formas (Figura 1.2A):

- Tejido óseo esponjoso o **hueso trabecular** (Figura 1.2C), que esta compuesto por trabéculas, que se entrecruzan en distintas direcciones y forman un reticulado esponjoso, cuyos espacios huecos intercomunicantes están ocupados por la medula ósea. Mecánicamente las trabéculas son más gruesas en sentido correspondiente a la carga.

- Tejido óseo compacto o **hueso cortical** (Figura 1.2B), este proporciona una estructura resistente a cargas mecánicas aplicadas al hueso, permitiéndole asistir en las funciones de protección y soporte. El hueso cortical posee una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers, que se extienden longitudinalmente. Los canales de Havers están conectados con los canales de Volkmann, ambos canales son utilizado por los vasos sanguíneos, linfáticos y nerviosos para extenderse por el hueso [3,4,6,14].



**Figura 1.2 A.** Sección transversal de un hueso donde se puede ver los dos tipos de hueso **B.** Corte donde se encuentra la unión del hueso cortical y el hueso trabecular **C.** Detalle de un corte transversal de una trabécula

## 1.2.2 Remodelación ósea

Desde un punto de vista histológico la remodelación ósea es un proceso del hueso que dura toda la vida del ser humano, y tiene por objetivo reemplazar el tejido óseo envejecido que, debido a las cargas puede presentar micro fracturas,



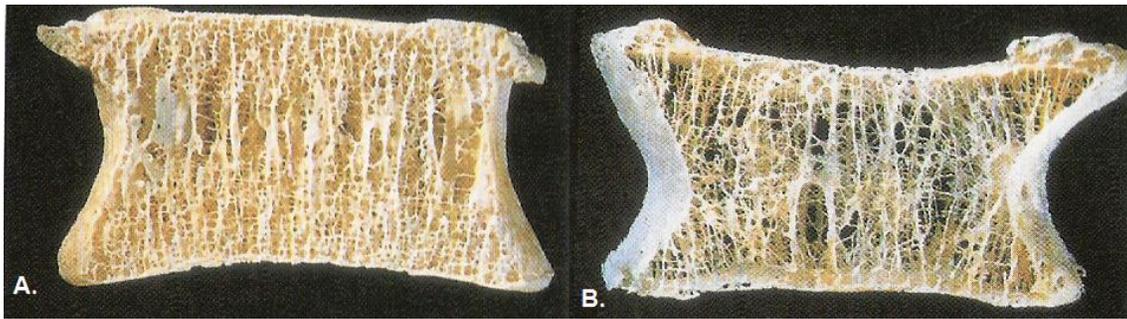
o contener tejido muerto, que con la remodelación son reemplazados por tejido óseo nuevo y sano [3].

Desde el punto de vista de la biomecánica la remodelación ósea es la habilidad que posee el hueso para remodelarse, alterando su tamaño, forma y estructura para afrontar las demandas mecánicas que les son impuestas. Esto es razonable histológicamente al considerar que la remodelación ósea afecta la reorganización de la estructura trabecular del tejido óseo esponjoso, por lo que se adquiere la máxima fuerza mecánica posible, en relación con las cargas. Ejemplo de esto se ve en la Figura 1.3A donde se muestra un disco intervertebral cortado por la parte frontal, donde se nota que las trabéculas son más gruesas en sentido vertical, correspondiente a la carga del peso en posición erecta.

La carga sobre el esqueleto puede ser llevada a cabo por la actividad muscular o la gravedad. Existe una correlación positiva entre la masa ósea y el peso del cuerpo. Un peso corporal mayor se ha asociado con una masa ósea más grande. De manera contraria, una alteración prolongada de ingravidez, da como resultado una disminución (resorción o reabsorción) de la masa ósea en el hueso de soporte [3,8,9,11].

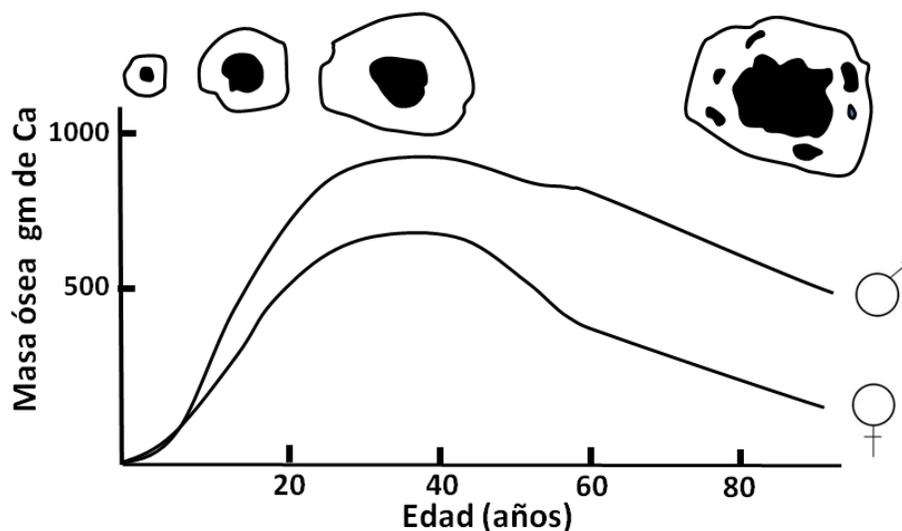
### **1.2.3 Envejecimiento óseo**

Una pérdida progresiva de densidad de hueso ha sido observada como parte del proceso de envejecimiento normal. Esto atribuido al lado negativo del proceso de remodelación ósea, dado que en el periodo posterior al haber alcanzado la masa ósea pico (valor máximo de masa ósea) y a partir de los 30-40 años se inicia una pérdida gradual e irreversible de masa ósea. Esto se debe a que cada unidad remodeladora ósea reabsorbe más hueso que el formado de nuevo, con la consiguiente pérdida de masa ósea (Figura 1.3B).



**Figura 1.3** A. Fotografía de un vertebra cortado por la parte frontal de un joven adulto. B. Fotografía similar, correspondiente a un vertebra de una mujer de 80 años. [3]

El resultado del envejecimiento en los huesos es una marcada reducción en la cantidad de hueso esponjoso y en adelgazamiento del hueso cortical, esta disminución en el tejido óseo y la ligera disminución en el tamaño de los huesos reducen la fuerza y rigidez ósea. La reducción de masa ósea tiene una relación estrecha entre edad y sexo, tal y como se muestra en la Figura 1.4, donde se ve con mayor claridad que la reducción ósea afecta a ambos sexos por igual, ya que los dos decrecen un porcentaje equivalente al de su masa ósea pico [3,7,10].



**Figura 1.4** Grafica que relaciona masa ósea, edad y sexo. En la parte superior un corte transversal de la diáfisis del fémur y la configuración de masa ósea [7]

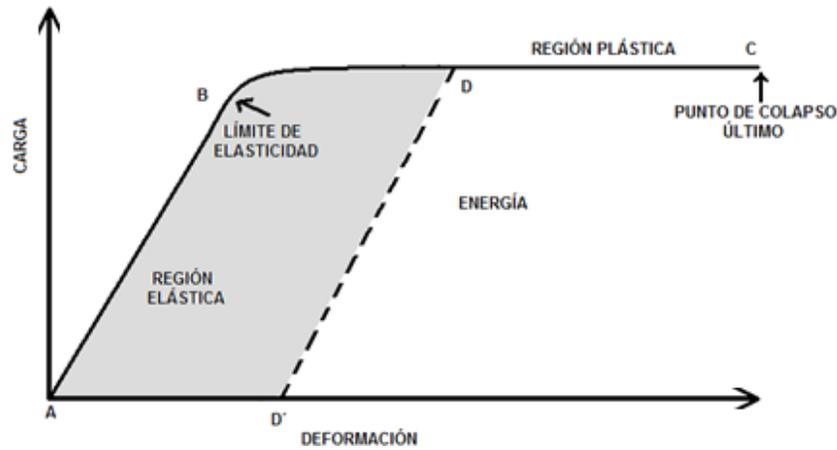


### 1.2.4 Propiedades mecánicas del hueso

El hueso es una estructura viva que puede alterar sus propiedades y su configuración debido a la edad (envejecimiento óseo), así como en respuesta a la demanda mecánica (remodelación ósea). De ahí la disminución de su densidad en los periodos de inactividad o el remodelado del hueso tras una fractura o intervención quirúrgica realizada sobre él. Biomecánicamente, el tejido óseo puede ser considerado como un material compuesto de dos fases (bifásico), puesto que tiene dos sustancias o fases, una mineral y otra orgánica. Está en particular es la que le proporciona su gran resistencia como tejido vivo.

En los huesos la porosidad y la corteza cortical varían según el segmento del hueso que observemos, lo que conduce a otra particularidad importante, su **anisotropía**. Un material anisotropo es el que exhibe diferentes propiedades mecánicas según la dirección en la que se aplican las fuerzas [12].

Las propiedades mecánicas de los huesos han sido discutidas por diferentes autores, sin embargo concuerdan en que las principales propiedades mecánicas de los huesos son su resistencia y su flexibilidad. Si una carga se aplica en una dirección conocida sobre una estructura, la deformación de esta estructura puede ser medida y representada en una curva de esfuerzo-deformación. En la Figura 1.5 se muestra la curva esfuerzo deformación hipotética para una estructura fibrosa en cierto modo flexible, en donde se pueden observar tres parámetros para determinar la resistencia de una estructura las cuales son: la carga y la deformación que la estructura puede soportar, así como la energía que se puede almacenar antes del colapso. De esta manera entre más grande sea el área bajo la curva, mayor es la energía que se absorbe en la estructura a medida en que se aplica la carga. La rigidez de la estructura se indica por la pendiente de la curva en la región elástica. En la medida en que la pendiente es más pronunciada, el material es más rígido [7,12-14].



**Figura 1.5** Curva esfuerzo-deformación hipotética para una estructura fibrosa en cierto modo flexible [7]

La mayor resistencia del hueso se observa entre los 20 y 40 años, el hueso cortical disminuye su módulo elástico un 2% cada década sobre todo a partir de los 50 años.

Para fines prácticos en la Tabla 1-1 se resumen los valores de resistencia, modulo de elasticidad y elongación, así como algunos biomateriales concurredos para la fabricación de implantes protésicos [17,18].

**Tabla 1-1** Propiedades mecánicas de algunos biomateriales y tejidos biológicos [7].

Propiedades Materiales	Resistencia (MPa)	Módulo de Elasticidad (GPa)	Elongación (%)
<b>Metales</b>			
Aleación Co-Cr			
Forja	950	220	15
Acero Inoxidable	850	210	10
Titanio	900	110	15
Cementos óseos	20	2.0	2-4
<b>Biológico</b>			
Hueso cortical	100-150	10-17	1-3
Hueso trabecular	8-50	73-76	2-4
Tendón, ligamento	20-35	2.0-4.0	10-25



### 1.3 Anatomía de la Columna Vertebral

La columna vertebral, también citada en algunos textos como raquis y espina dorsal, es la estructura de hueso o cartílago que rodea y protege la médula espinal. Es una parte de gran importancia en la estructura del cuerpo humano, ya que soporta gran parte del peso y protege la médula espinal, encargada de comunicar el cerebro con el resto del cuerpo. La columna es una parte de contrastes ya que es fuerte y a la vez flexible, permitiendo que tenga amplios rangos de movimientos.

La columna vertebral (Figura 1.6.A) de un adulto mide entre 72-75 cm de longitud y está se extiende a modo de un tallo óseo desde la base del cráneo hasta la extremidad caudal del tronco, constituida por elementos óseos (vertebras) unidos por varias articulaciones (discos intervertebrales) y numerosos ligamentos. La columna vertebral:

- Protege la médula espinal y los nervios espinales.
- Soporta el peso del cuerpo
- Proporciona un eje, en parte rígido y en parte flexible, para el cuerpo y un pivote para la cabeza.
- Desempeña una importante función en la postura y en la **locomoción** (desplazamiento de un lado a otro).

La columna vertebral de un adulto promedio es de 33 vertebras pero errores de desarrollo pueden llevar a tener 32 o 34 vertebras dispuestas en 5 regiones: 7 cervicales, 12 torácicas, 5 lumbares, 5 sacras y 4 coxígeas (Figura 1.6.B). De las 33 vertebras de la columna, las 25 superiores es donde se producen los movimientos, las nueve vertebras inferiores faltantes están distribuidas en el sacro (5 vertebras sacras unidas) y en el coxis (Figura 1.6.C). **El ángulo lumbosacro** (Figura 1.6.D) se produce por la unión de los ejes longitudinales de la región lumbar de la columna vertebral y del sacro.

Las vertebrae cuentan con diferencias morfológicas debido a que soportan diferente peso corporal cada vez mayor según desciende la columna, es por ello que las vertebrae son cada vez más grandes a medida que desciende la columna vertebral hasta el sacro y luego se achatan hacia el vértice del coxis (Figura 1.6.). Las vertebrae alcanzan el mayor tamaño justo antes del sacro, donde transfiere el peso a la cintura pelviana y a las articulaciones sacroilíacas [4,5,6].

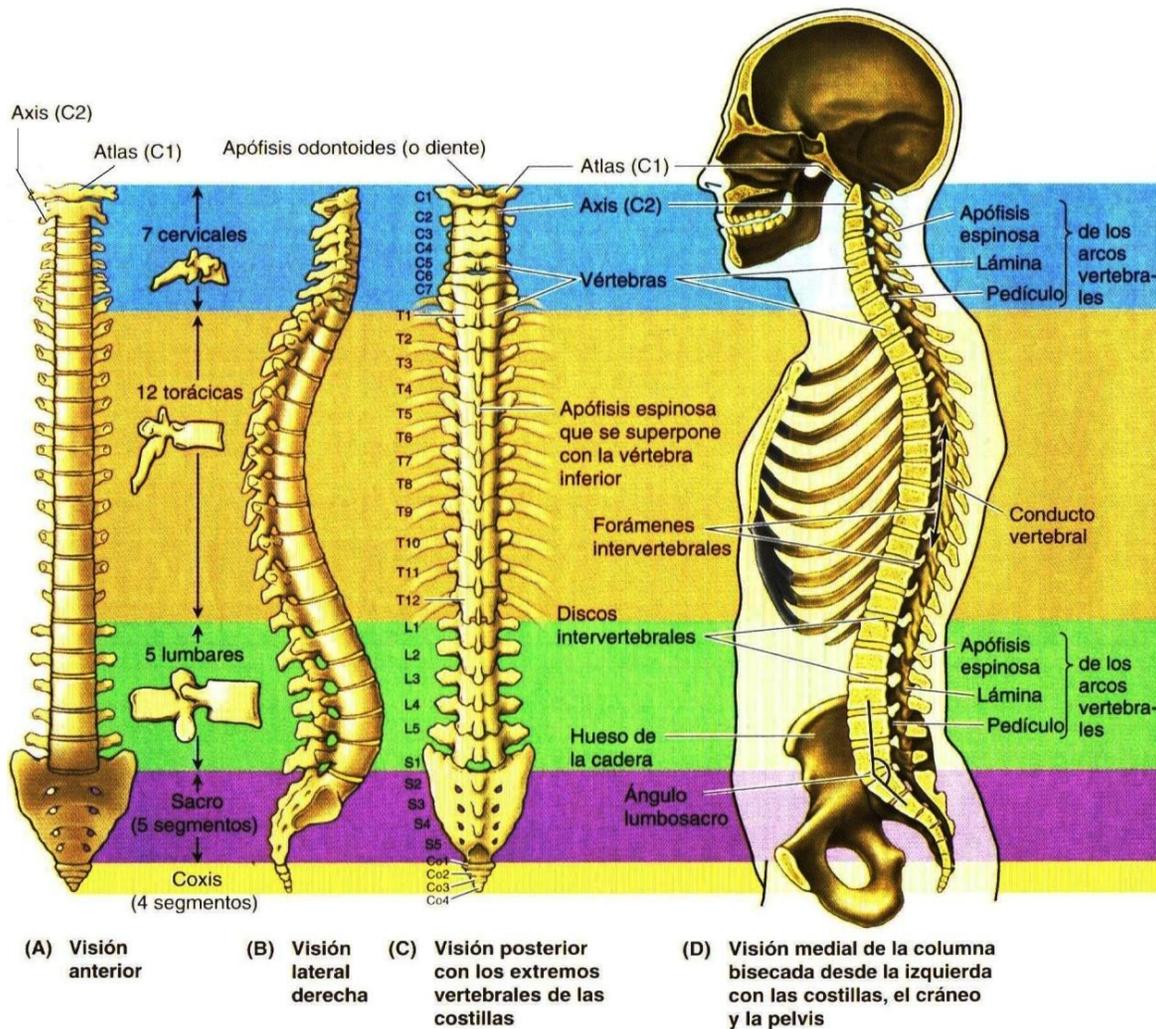
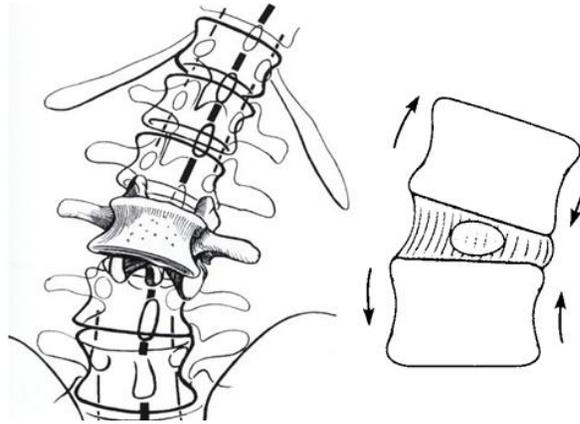


Figura 1.6 La columna y el conducto vertebral, mostrando sus cinco regiones [4]

La columna vertebral es flexible porque se compone de muchos huesos relativamente pequeños, las **vertebrae** separadas por los discos intervertebrales (Figura 1.7). Pese a que el movimiento entre dos vertebrae adyacentes es mínimo, en conjunto, las vertebrae y los discos intervertebrales que los unen



forman una columna extraordinariamente flexible pero con la rigidez necesaria para proteger la médula espinal. Estos dos conceptos son contrapuestos, pero a lo largo de la evolución se han experimentado y el resultado es un equilibrio conveniente a las necesidades.



**Figura 1.7** Vista de la columna vertebral en inflexión lateral [21].

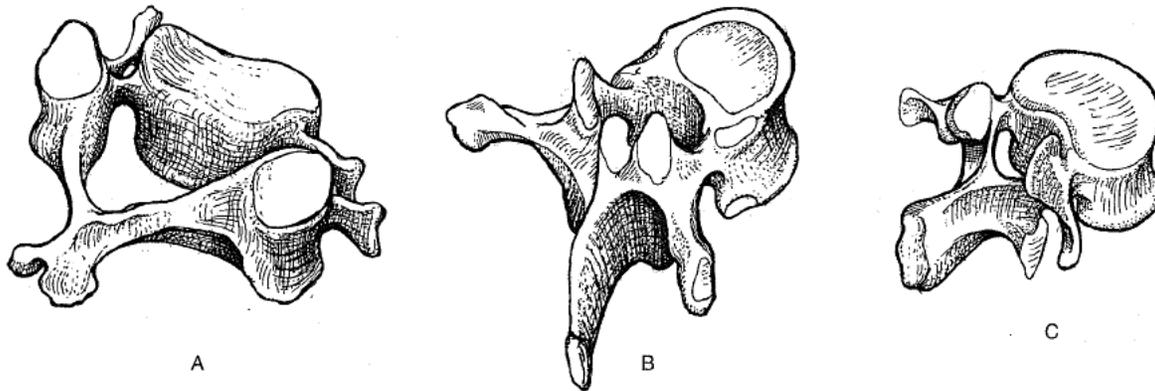
Este equilibrio, casi perfecto, se logra mediante los sistemas de protección musculares, ligamentos y combinación de estos. Cuando la columna deja de ser estable y aparece el dolor se deben revisar estos sistemas y normalmente se observa que alguno, o varios, están fallando [12,15].

En la columna las funciones primarias del disco intervertebral son: el permitir la flexibilidad, el movimiento articular entre los cuerpos vertebrales, así como amortiguar las diferentes fuerzas que actúan sobre la columna [16].

### 1.3.1 Vertebrae

El cuerpo vertebral se compone de hueso esponjoso (trabecular), rodeado de una fina capa externa de hueso compacto. El tamaño de los cuerpos vertebrales aumenta a medida que la columna desciende (Figura 1.8), este hecho es causado por la adaptación mecánica debido al aumento progresivo de las cargas a las cuales están sometidas las vertebrae, especialmente desde T4 hacia abajo, donde el peso del cuerpo es mayor.

Dada a la enorme capacidad de absorción de energía que posee el hueso esponjoso, el cuerpo vertebral soporta considerables cargas. De manera general, la resistencia de las vertebrae disminuye un 50% a causa de una pérdida del 25% de masa ósea, esta pérdida es notoria a partir de los 40 años [4,7,12].



**Figura 1.8** Morfología común de los tres tipos de vertebrae de las regiones cervical (A), torácica (B) y lumbar (C) [12]

Como ya se menciona anteriormente la morfología de las vertebrae varía dependiendo de la región que se estudie. Sin embargo, existe una serie de rasgos comunes que cabe englobar en la descripción de la vertebra (Figura 1.9). Estos rasgos están en la Tabla 1-2:

**Tabla 1-2** Función de las partes comunes de las vertebrae

Parte	Función
1. Apófisis espinosa	Inserción muscular y movimientos
2. Apófisis transversal	Inserción muscular y movimientos
3. Apófisis articulares	Limitación del movimiento
4. Arco vertebral	Protección de la medula
5. Cuerpo vertebral	Soporte del peso corporal

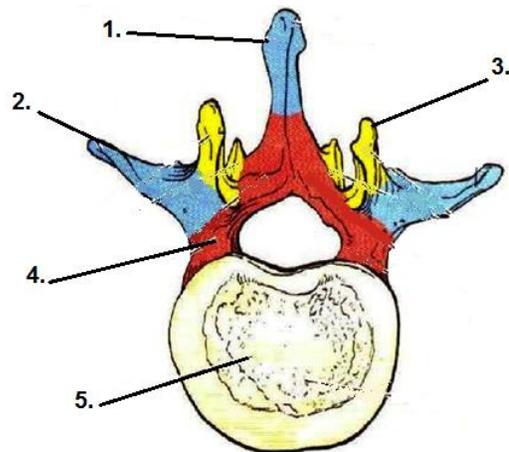


Figura 1.9 Partes de la vértebra [4]

### 1.3.2 Estructura del disco intervertebral

A lo largo de la columna entre las vértebras se alojan los discos intervertebrales, estos mismos contribuyen del 20% hasta el 30% de la longitud total de la columna, esto se debe a que los discos son delgados y aproximadamente constituyen una quinta parte de la altura del cuerpo vertebral [12,15].

Los discos difieren en cada sección de la columna por su tamaño pero la estructura de los discos es muy característica y solo consta de dos partes, la parte central y la parte periférica (Figura 1.10). **La parte central** o el **núcleo pulpos**o (**N**) es una sustancia gelatinosa transparente, compuesta por 88% de agua y por tanto hidrófila y está químicamente formada por una sustancia fundamental a base de mucopolisacáridos. Alrededor de este se encuentra la **parte periférica** o el **anillo fibroso** (**A**) conformado por una sucesión de capas fibrosas concéntricas, cuya oblicuidad está cruzada cuando se pasa de una capa a la contigua [21].

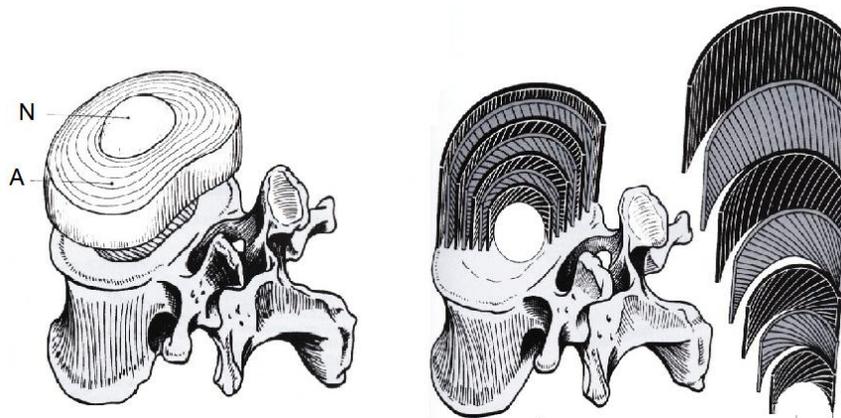


Figura 1.10 Estructura del disco intervertebral [21]

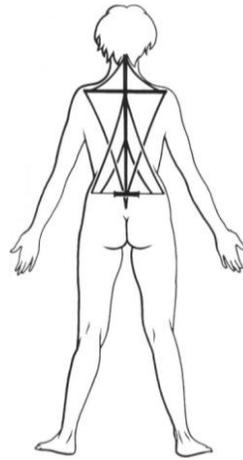
El disco intervertebral realiza varias funciones y está sujeto a una diversidad de fuerzas. A los discos se le atribuye la tarea de llevar la carga compresiva del tronco, así como otro tipo de cargas. En términos generales se puede decir que el disco es poco resistente a fuerzas de tracción y movimientos de torsión. En contra parte el disco tiene mayor resistencia a las fuerzas que provocan desplazamientos cortantes, por lo que es necesaria una acción violenta de gran magnitud para causar un desplazamiento horizontal.

El disco intervertebral es una estructura viscoelástica que realiza la función de un sistema de amortiguamiento colocado entre dos vértebras. La viscoelasticidad es la capacidad que posee una estructura de recuperarse lentamente ante deformaciones. Es por ello que en el momento en el que se libera la carga sujeta al disco, este inicia su recuperación elástica de manera inmediata y progresiva, hasta que recupera su dimensión original [7,12,21].

## 1.4 Fisiología de la columna

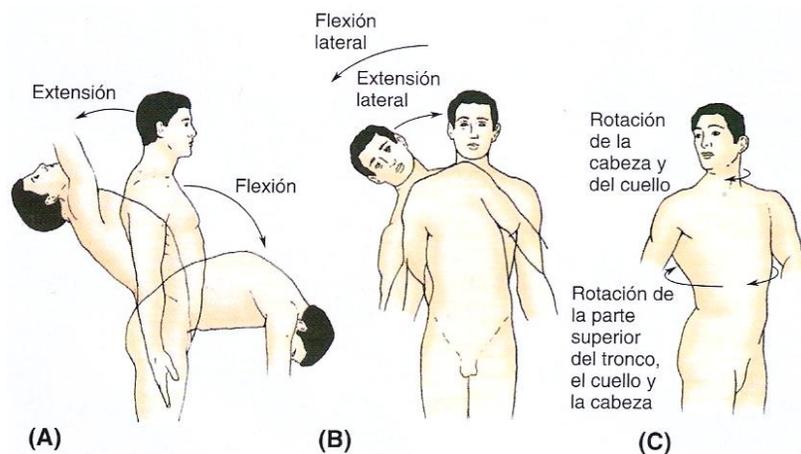
La fisiología de la columna concilia dos imperativos mecánicos contradictorios: la **rigidez** y la **flexibilidad**. Esto lo consiguen gracias su configuración por *múltiples piezas superpuestas*, unidas entre sí mediante ligamentos y músculos. El raquis puede ser comparada como un mástil donde se entrelazan ligamentos, tensores y músculos mismos que ayuda a dar la movilidad

y equilibrio al cuerpo. En la *posición simétrica* (Figura 1.11), las tensiones están equilibradas en ambos lados y la columna es vertical y recta [19,21,7].



**Figura 1.11** Columna en posición simétrica [21]

Los diferentes movimientos de la columna vertebral varían según la región y el individuo. Algunas personas son capaces de realizar unos movimientos extraordinarios, sin embargo la variedad de movimientos normales posibles en adultos sanos y jóvenes es de un 50% o más. La columna vertebral puede realizar flexión, extensión, flexión lateral y rotación (torsión). Cuando doblamos el raquis hacia la derecha o izquierda desde su posición neutra o simétrica hacemos una flexión o abducción lateral; cuando volvemos a la postura simétrica desde una posición de flexión lateral, hacemos una extensión lateral (Figura 1.12).



**Figura 1.12** Movimientos de la columna vertebral A. Flexión y Extensión B. Flexión lateral C. Rotación sobre el eje longitudinal. [4]



### 1.4.1 Movimiento de la columna

El grado de movilidad del segmento vertebral varía en función de si la mediación se realiza con material obtenido de autopsias, ó en vivo en radiografías. Sin embargo, existen acuerdos sobre los grados de movimiento de los distintos segmentos.

Considerado en conjunto entre el sacro y el cráneo, la columna constituye el *equivalente de una articulación de tres grados de libertas*. Las amplitudes de estos distintos movimientos elementales, aunque muy escasa en cada nivel del raquis, son globalmente muy importantes en razón del número de articulaciones vertebrales.

Como punto de partida, resalta el disco vertebral, que aprisionado entre dos mesetas vertebrales, se compara con la forma de una esfera. Por lo tanto, en una primera aproximación, se puede considerar como una articulación de rotula (Figura 1.13.A).

Esta articulación permite tres clases de movimientos:

1. Movimientos de **inclinación**:

a. **Inclinación en el plano sagital** en este movimiento se observara una flexión (Figura 1.13.B) o una extensión (Figura 1.13.C).

b. **Inclinación en el plano frontal** inflexión lateral

2. Movimiento de **rotación** de una meseta en relación a otra (Figura 1.13.D).

3. Movimientos de **desplazamiento** o de **cizallamiento** de una meseta sobre la otra a través de la esfera.

Los movimientos de gran amplitud sólo se pueden obtener gracias a la suma de numerosas articulaciones de este tipo.

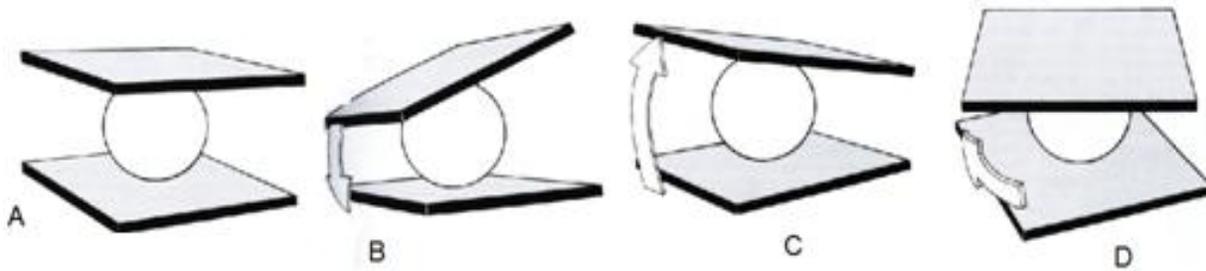


Figura 1.13 El núcleo comparado a una rotula [21]

### 1.4.2 Flexión y Extensión

Los movimientos de **flexo-extensión**, son posibles debido a la capacidad del disco para ser tensado o comprimido en un 20% de su altura original. Esta Flexo-extensión se efectúa *en el plano sagital*. La amplitud formada entre la base del cráneo y el *plano masticotario* forma un ángulo ( $A_T$ ) de  $250^\circ$ . Esta amplitud es considerable tomando en cuenta que el resto de las articulaciones del cuerpo no tiene más de  $180^\circ$  de amplitud máxima. Naturalmente, los ángulos exhibidos en la Figura 1.14 representan una amplitud extrema en los individuos y estas pueden variar según los individuos y la edad.

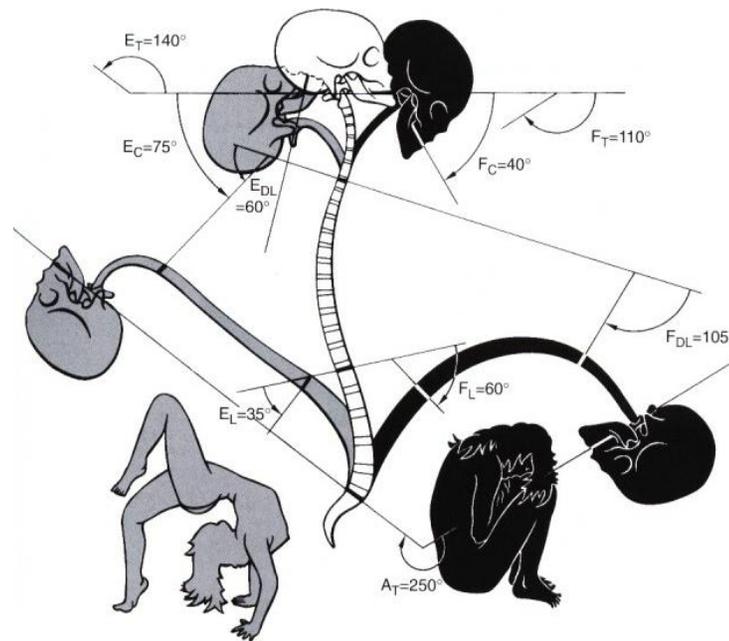
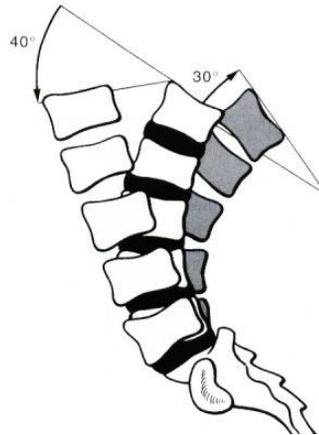


Figura 1.14 Amplitud en conjunto de la columna vertebral [21]



Por otro lado, las medidas propias de la columna a nivel lumbar son (Figura 1.15):

- **Extensión** de 30° de amplitud
- **Flexión** de 40° de amplitud



**Figura 1.15** Amplitud Flexo-extensión del raquis lumbar [21]

### 1.4.3 Amplitudes Globales de la Inflexión Lateral de la Columna en Conjunto

El movimiento de **Inflexión Lateral** también denominada inclinación del raquis se realiza en el *plano frontal* (Figura 1.16). Los ángulos de inflexión son los siguientes:

- La inflexión lateral del raquis lumbar es de 20°.
- La inflexión lateral del raquis dorsal es de 20°.
- La inflexión lateral del raquis cervical es de 35° a 45°.
- La inflexión o inclinación total del raquis ente el sacro y el cráneo es entonces de 75° a 85°.

Como es de esperarse ésta flexo extensión, también denominada **inclinación**, varía según la edad y según los individuos. Sin embargo, se puede afirmar que en término medio la inclinación es de 20° a 30° a cada lado (Figura 1.17).

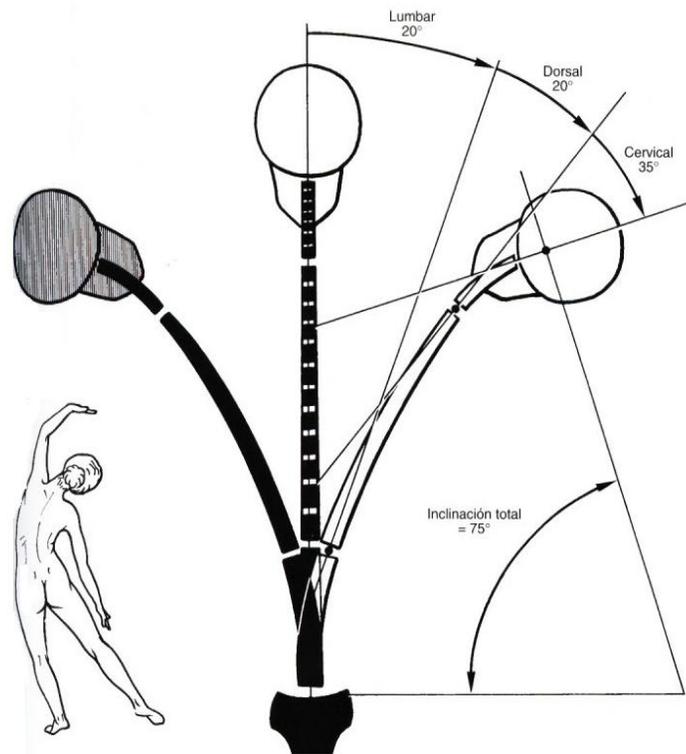


Figura 1.16 Flexión lateral en conjunto de la columna [21]

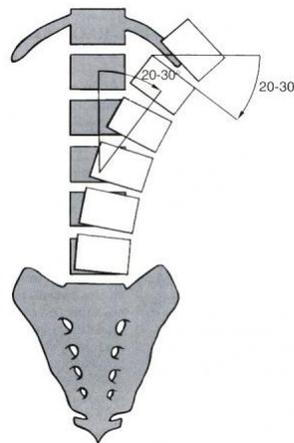


Figura 1.17 Flexión lateral del raquis lumbar [21]

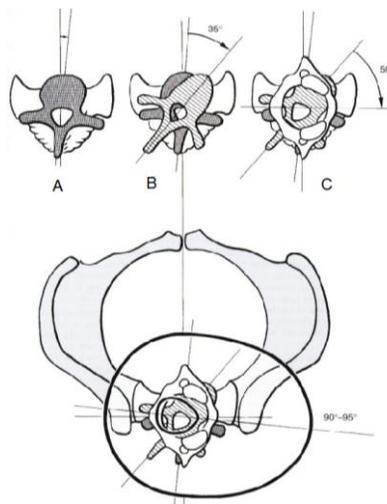
#### 1.4.4 Rotación

Las amplitudes de rotación son difíciles de apreciar ya que resulta imposible hacer radiografías en el plano transversal, en este caso se puede medir la



rotación total del raquis fijando la pelvis y contando el grado de rotación del cráneo.

- La rotación axial en el *raquis lumbar* (Figura 1.18A) es muy poca: 5°.
- La rotación axial en el *raquis dorsal* (Figura 1.18B) es muy amplia, ya que alcanza de 45° a 50°
- La rotación axial *entre la pelvis y el cráneo* (Figura 1.18C) alcanza o sobrepasa ligeramente los 90°



**Figura 1.18** Rotación de la columna en conjunto [21]

## 1.5 Antropometría

A lo largo de la historia se ha dado el interés por el tamaño del cuerpo humano (Figura 1.19). Llamamos antropometría a la ciencia que estudia en concreto las medidas del cuerpo a fin de establecer diferencias en los individuos, grupos, etc. De hecho, las unidades de medición como el pie o la pulgada se usan y se han derivado de las dimensiones del cuerpo estándar [22,23,27].

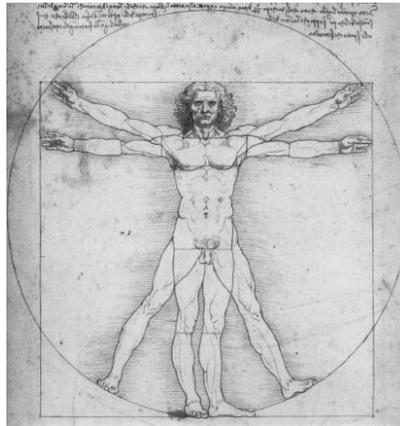


Figura 1.19 Hombre Vitruvio [23]

La búsqueda de la adaptación física o interfaz entre el cuerpo humano en actividad y en los diversos componente del espacio que lo rodea, es en esencia lo que pretende responder la antropometría. El tamaño y dimensión del cuerpo son los factores humanos más importante por su relación con la denominada adaptación ergonómica del usuario al entorno (Figura 1.20).

Casi la totalidad de las aplicaciones de la ingeniería ha tenido lugar en los sectores industriales y militar. Ocasionalmente y por muchas razones, se exige que los diseños estén dirigidos a una población determinada.

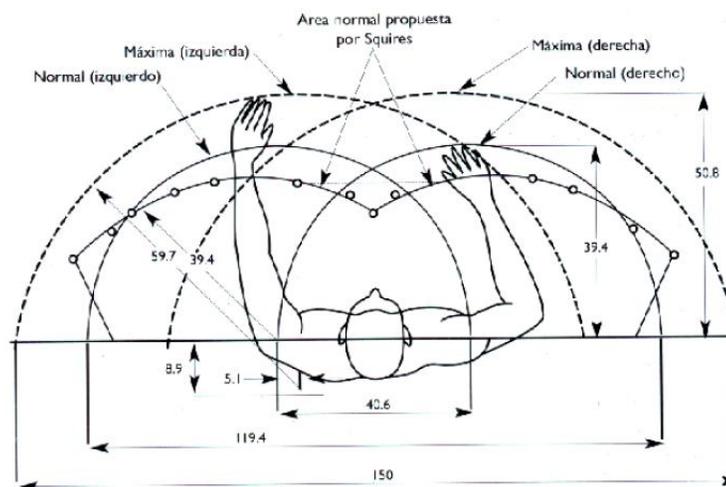


Figura 1.20 Área de Trabajo [24]



La antropometría trata lo concerniente a la aplicación de métodos físico-científicos al ser humano para el desarrollo de los estándares de diseños y los requerimientos específicos y para la evolución de los diseños de ingeniería, modelos a escala y manufacturados, con el fin de asegurar la adecuación de estos productos a la población de usuarios al que se dirige [26,25].

El tipo de datos antropométricos que son de relevancia a la ergonomía se puede dividir en dos categorías:

- **Antropometría funcional** (estática) la cual se refiere a las dimensiones simples de un ser humano en reposo (las longitudes de la estructura del cuerpo entre otras) (Figura 1.21.A).
- **Antropometría funcional** (dinámica) esta estudia las medidas compuestas de un ser humano en movimiento (alcance, rangos de varias articulaciones, etc.) (Figura 1.21.B).

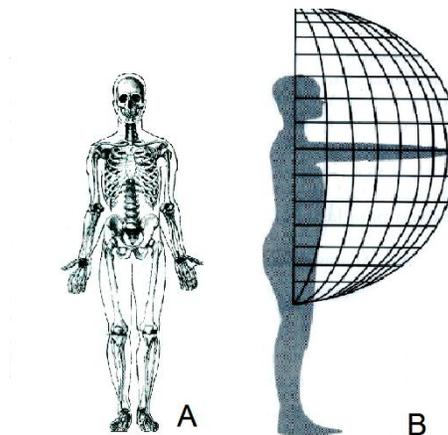


Figura 1.21 Antropometría funcional [24]

Se debe resaltar que los datos antropométricos deben de aplicarse con criterios amplios y razonables en el área de diseño ya que en el desarrollo de productos o estaciones de trabajo la persona “medía” no existe ya que aunque algunas de sus medidas correspondan con la medida de la población, es seguro que no cubra la mayor parte de la población y el diseño estaría dirigida a un grupo reducido de usuarios.

Las medidas que debemos poseer de la población en estudio, dependerá de la aplicación funcional que queramos dar a la misma, tomando como punto de partida las necesidades de la compatibilidad que debe de existir entre la población y el producto a diseñar [27,25].

### 1.5.1 Antropometría de la población mexicana

Es una realidad que en nuestro país no se ha desarrollado una investigación especializada sobre la antropometría de los mexicanos. En el desarrollo de implantes de columna en el Hospital Victorio de la Fuente Narváez del IMSS se han tomado las medidas de las personas a las que se les ha colocado un implante, sin embargo es conocido por citas bibliográficas que el tronco mide entre 72 a 75 cm.

En las medidas antropométricas (Figura 1.22) no hay una medida directa que nos proporcione la longitud de la columna es por ello que se hace una resta de la altura (2) de la longitud de la pelvis (4) y punta de la oreja- cabeza (8) Tabla 1-3

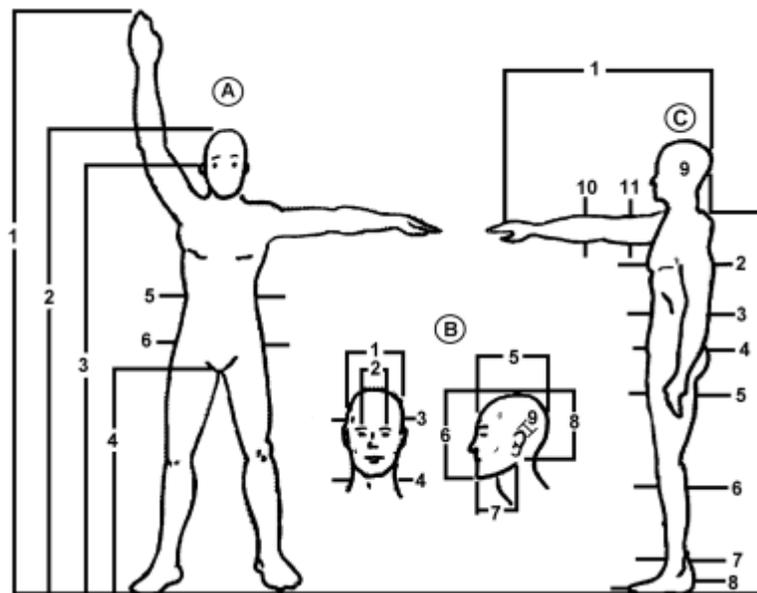


Figura 1.22 Medidas antropométricas. [24]

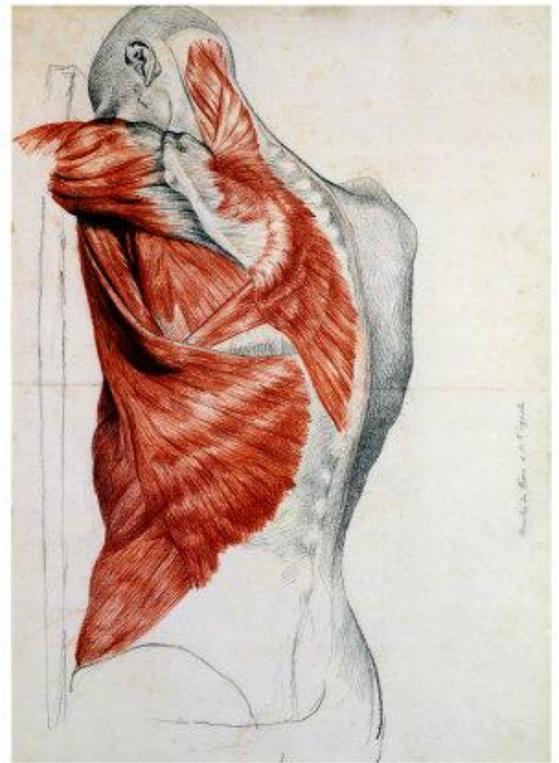


Tabla 1-3 Estudio antropométrico de la población mexicana [24].

<b>Dimensiones en Centímetros</b>			
<b>Nombre de la Dimensión</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Media</b>	<b>Máxima</b>
<b>2.A. Estatura</b>	161.2	172.5	183.1
<b>4. A. De la pelvis al Piso</b>	74.8	83.4	91.8
<b>8. B. Punta inf. oreja alto cabeza</b>	11.5	13.3	14.7
<b>Aproximación de la columna</b>	74.9	75.8	76.6

# CAPÍTULO II

## ETIOLOGÍAS MÁS FRECUENTES E IMPLANTES PARA COLUMNA



En el segundo capítulo se hace referencia a la Patologías con mayor incidencia en la columna, así como las causas de estas y su tratamiento Instrumentado.



## 2.1 Estado del arte

La Columna Vertebral es en realidad una región compleja compuesta por huesos, articulaciones, ligamentos, músculos, la medula espinal, raíces nerviosas, etc. Es por eso que las patologías que se producen aquí son múltiples y pueden ser de naturaleza traumática, degenerativa, inflamatoria, tumoral, etc.

Dichas patologías afectan de manera nociva la salud de los pacientes, causando discapacidad y dolor. Por tal motivo se han diseñado diferentes tipos de prótesis de columna para mejorar la calidad de vida de los pacientes.

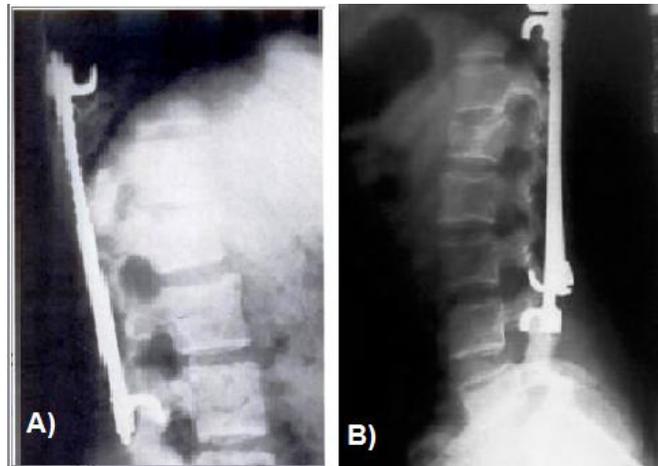
Una de las primeras prótesis de columna que se tienen registradas como tratamiento para las lesiones de columna fue introducida por Paul R. Harrington en 1962, que utilizó su instrumentación para estabilizar las fracturas toracolumbares [50,51]. Defendía la técnica de distracción con doble barra, que desde el punto de vista técnico, lo fundamental era la colocación de las barras con tres puntos de fijación y en al menos 3 niveles por encima y 3 por debajo de la lesión (Figura 2.1A). Este implante alcanzó una amplia aceptación, aunque sus aplicaciones iniciales fracasaron por ser biomecánicamente insuficiente.

Posteriormente Jacobos R.R. corrigió algunas deficiencias de la instrumentación de Harrington, diseñó la colocación de ganchos (Figura 2.1B) de bloqueo en las barras, siguiendo el principio de la regla de las tres vértebras por encima y las tres vértebras por debajo [55].

En 1982 Luque describió el sistema de instrumentación con alambre a nivel sublaminaar, que proporciona una fijación interna más rígida y una mayor resistencia a las fuerzas rotacionales que las instrumentaciones descritas hasta la fecha [57-60].

Wenger y Cols en 1984 introdujeron un sistema de fijación que combinaba las ventajas de los sistemas de Harrington y Luque, por medio de un cerclaje

sublaminar sobre las barras de distracción, esto aumenta la estabilidad y la resistencia al desplazamiento.



**Figura 2.1** Implante protésico de Jacoboss y Harrington [50,55]

En 1985 Cotrel-Dubousset diseñaron un dispositivo de fijación combinada que controlaba los segmentos vertebrales y ofrecía una flexibilidad considerable para conseguir una fijación muy estable en las fracturas toracolumbares. Inicialmente este sistema fue diseñado para corregir las escoliosis. Las barras en este montaje se pueden conectar con tornillos pediculares a nivel de la columna lumbar inferior. Estudios biomecánicos realizados por Cotrel-Dubousset señalan que este sistema protésico presenta una estructura rectangular rígida estable con una mayor estabilidad rotacional. A partir de la introducción de esta instrumentación han aparecido un sinnúmero de nuevas instrumentaciones, por lo que las anteriores son las más significativas en los sistemas protésicos de columna [50].

En lo que respecta a los avances ortopédicos en México se tiene registrado que en el Hospital Juárez se diseñó un sistema de fijación transpedicular y un sistema de fijación anterior para resolver problemas ocasionados a la inestabilidad de la columna. Por otra parte el Médico ortopedista José A. Morales en 1996 presentó un sistema de fijación protésico (Figura 2.2) con un marco espaciador telescópico que permite ajustar el dispositivo al cuerpo del paciente. Este sistema protésico ha sido implantado con éxito en el hospital Victorio de la Fuente Narváez IMSS México [77].

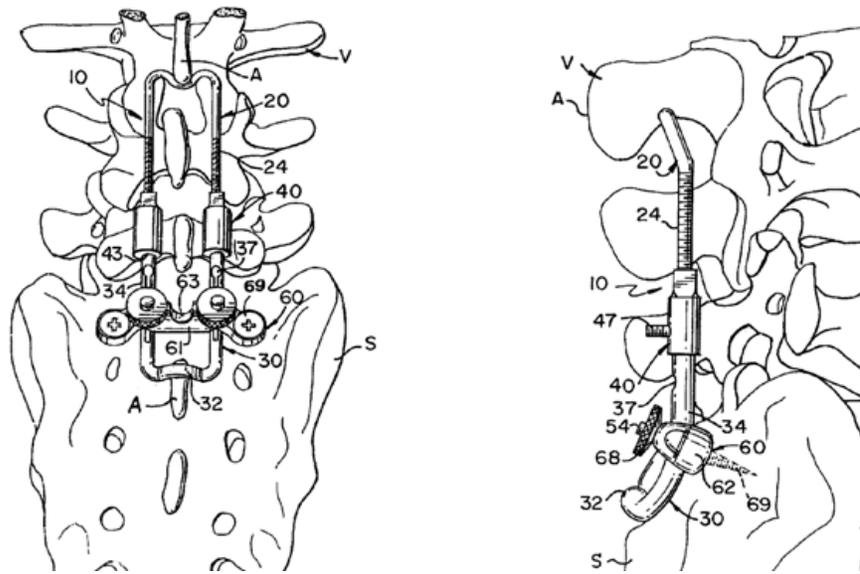


Figura 2.2 Diseño del Dr. Morales [77]

## 2.2 Etiologías más frecuentes de columna lumbar

El dolor de espalda es una de las consecuencias de la progresiva evolución del ser humano y del desarrollo social del mismo. Por un lado en la escala evolutiva, al ponernos de pie sufrimos una deformación de la columna y un aumento de la presión en la zona lumbar, misma que los animales no presentan [29]. Por otra parte la falta de ejercicio en la sociedad actual provoca una debilidad de la musculatura asociada a la columna, aumentando a su vez la patología de la misma [23].

De igual manera es importante explicar las causas que producen las patologías de la columna (etiología), con el fin de comprender sus causas. Sin embargo, la etiología de la columna, presenta ciertas variaciones de acuerdo al entorno social, económico y geográfico de la población que se estudie.

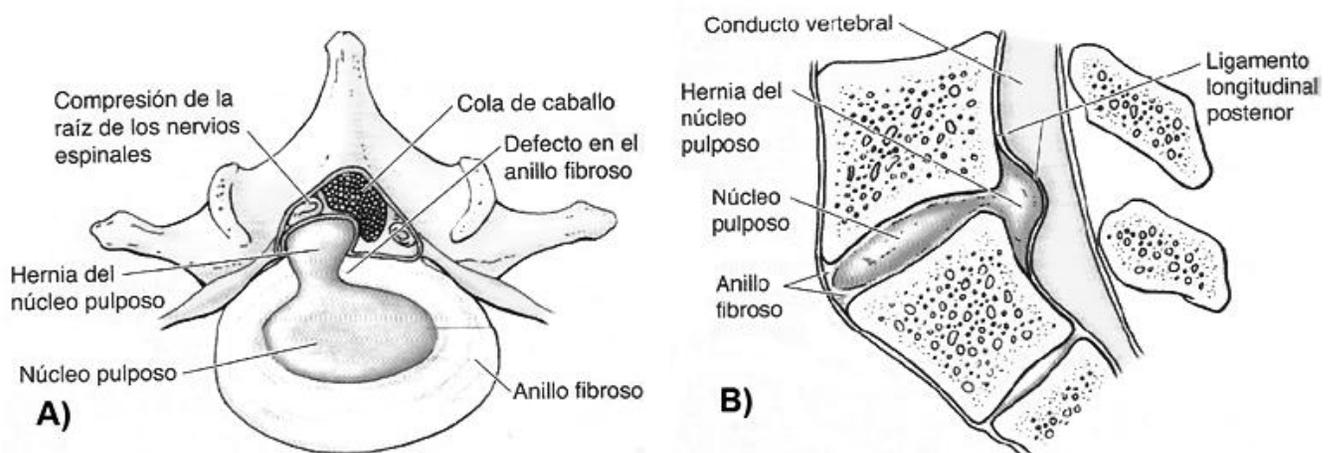
En la literatura se enuncian diversas patologías que inciden en la columna, sin embargo la incidencia de estas patologías, permite deducir que las más comunes son:

- Hiperextensión (latigazo cervical)
- Lumbalgia
- Hernia de disco a múltiples niveles
- Escoliosis
- Columna inestable

Así mismo, es de vital importancia saber los avances y los tipos de tratamiento que se tiene para las patologías que afectan ésta parte del cuerpo.

### 2.2.1 Hernia discal

Un esfuerzo constante ocasiona que los musculo sedan en las partes con menor resistencia, lo que genera hernias, mismas causantes de molestias y de no ser tratadas adecuadamente el paciente tiene como consecuencia la limitación de sus movimientos. La hernia discal es un desplazamiento fuera de su localización habitual del núcleo pulposo, que en algunas ocasiones presiona la raíz nerviosa (Figura 2.3.A) [4]. Algunos de los factores que pueden debilitar los discos intervertebrales son: el envejecimiento, el sobrepeso, las malas posturas, movimientos violentos, levantar pesos de forma incorrecta, etc. [22, 23].



**Figura 2.3** Hernia de nucleó pulposo A) visión superior, sección transversal del disco B) Visión medial mitad derecha. [4]



La hernia de disco tiene una prevalencia mundial entre 1 y 3%. Considerando esta estadística, México está dentro del rango de 3%; por lo que se calcula que 53 millones (de 100 millones de habitantes para el censo de 1993) es mayor de 18 años de edad, por lo que se puede extrapolar que aproximadamente 1,593,000 individuos están en riesgo de sufrir esta patología. Por otra parte, la tasa de cirugías para tratar la hernia de disco varía en el mundo, desde 100 por cada 100,000 habitantes (Gran Bretaña), 200 por 100,000 (Suiza), a 450-900 por 100,000 habitantes (USA). Considerando un rango de 142 casos por cada 100,000 habitantes en México, aproximadamente 218,000 de pacientes potenciales para tratar la hernia de disco. [30]

Las primeras medidas para tratar una hernia de disco son conservadoras, con reposo, analgésicos, anti-inflamatorios, fisioterapia, etc. Cuando no mejoran los síntomas y se confirma el diagnóstico de hernia de disco mediante RX, Resonancia Magnética o TAC es cuando se plantea su tratamiento quirúrgico

### **2.2.2 Hernias discales a múltiples niveles**

La mayor parte de la herniación discal se produce en la región lumbar siendo unas 15 veces más frecuentes que las hernias cervicales. Las hernias lumbares son debidas a que el núcleo pulposo del disco intervertebral suele sobresalir por la zona posterior donde el anillo fibroso es bastante delgado (Figura 2.3.B). Por otra parte las hernias cervicales son ocasionadas por la hiperflexión forzada de la región cervical súbita o crónica, como podría ocurrir en una colisión frontal o durante un bloqueo antirreglamentario con la cabeza en el futbol americano (Figura 2.4) [4].

Las hernias de disco en la parte lumbar son más frecuentes en los segmentos L5-S1 y L4-L5, esto es atribuido a que los discos vertebrales poseen un mayor tamaño en la región lumbar y lumbosacra, donde los movimientos son más amplios. Por otra parte, las hernias más recurrentes en la región cervical, son las atribuidas a la región de la C5-C6 y C6-C7 [31-34].

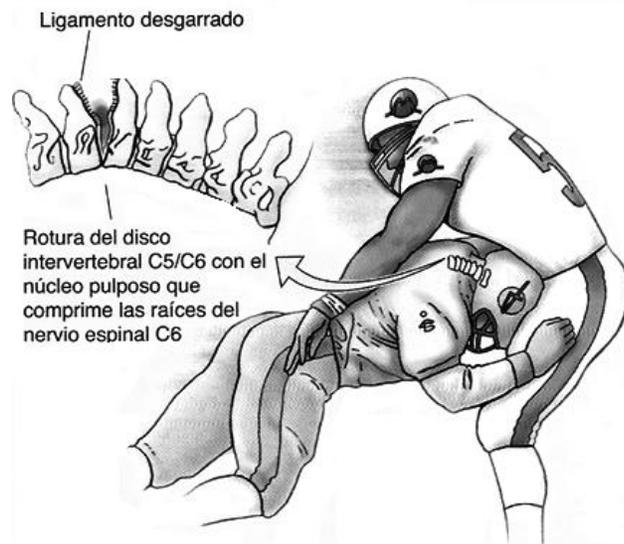


Figura 2.4 Hiperflexión forzada de la región cervical. [4]

### 2.2.3 Escoliosis

La escoliosis se define como una desviación lateral de la columna vertebral parcialmente estructural, que no puede enderezarse completamente. En la escoliosis la apófisis gira hacia la cavidad de la curvatura anormal, de manera que cuando el individuo se inclina, las costillas rotan hacia atrás y hacia al lado de la convexidad en aumento (Figura 2.5) [4,35].

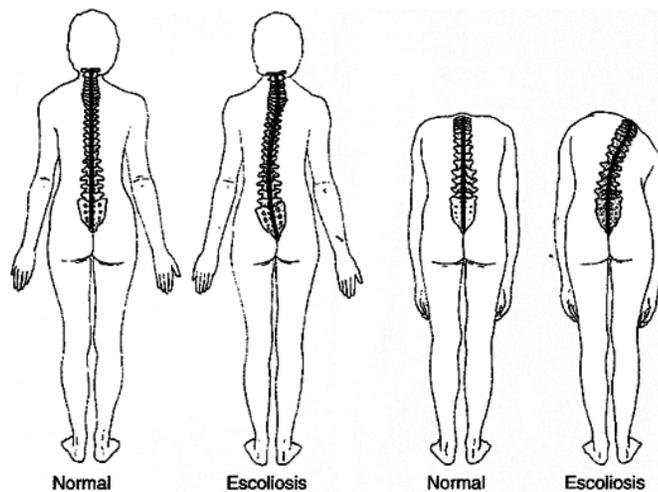
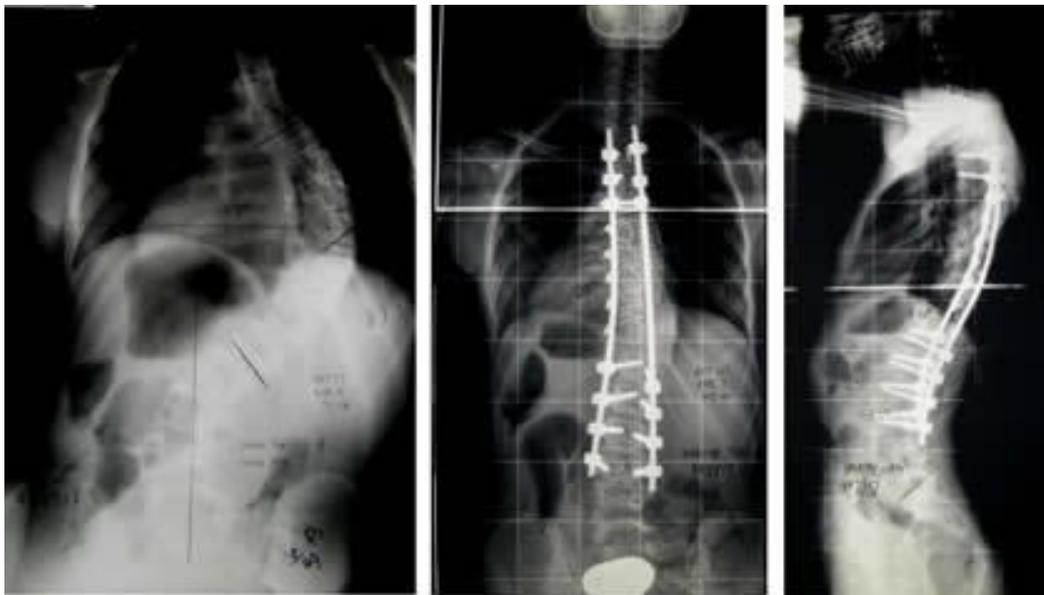


Figura 2.5 Escoliosis [4]



La escoliosis es la deformidad más común de la columna vertebral en las mujeres adolescentes (de edades comprendidas entre los 12 y los 15 años), además es difícil detectarla a temprana edad ya que las personas casi nunca sienten dolor cuando se está desarrollando la escoliosis. Es por ello que el diagnóstico juega un papel importante. El especialista debe solicitar un escoliograma (Rayos X de toda la columna) para medir el grado de curvatura, que si se confirma se deberá repetir entre 6 y 12 meses después de la primera exploración, con el fin de valorar la evolución de la curva.

Los casos leves se observaran durante el periodo de crecimiento para que no exista una desviación incontrolada, recomendándosele una terapia basada en educación postural, musculación y elasticidad guiados por un terapeuta. En términos generales por debajo de  $20^\circ$  se observa la curva, entre  $20^\circ$  y  $40^\circ$  puede ser necesario ser más activos o usar un corsé ortopédico. En casos por encima de  $40^\circ$  puede ser necesario cirugía (Figura 2.6) [36-38].



**Figura 2.6** Escoliosis derecha T.6-L.1 de  $87^\circ$ , tratada mediante fusión posterior instrumentada T.3-L.3 [35]



### 2.2.4 Columna inestable

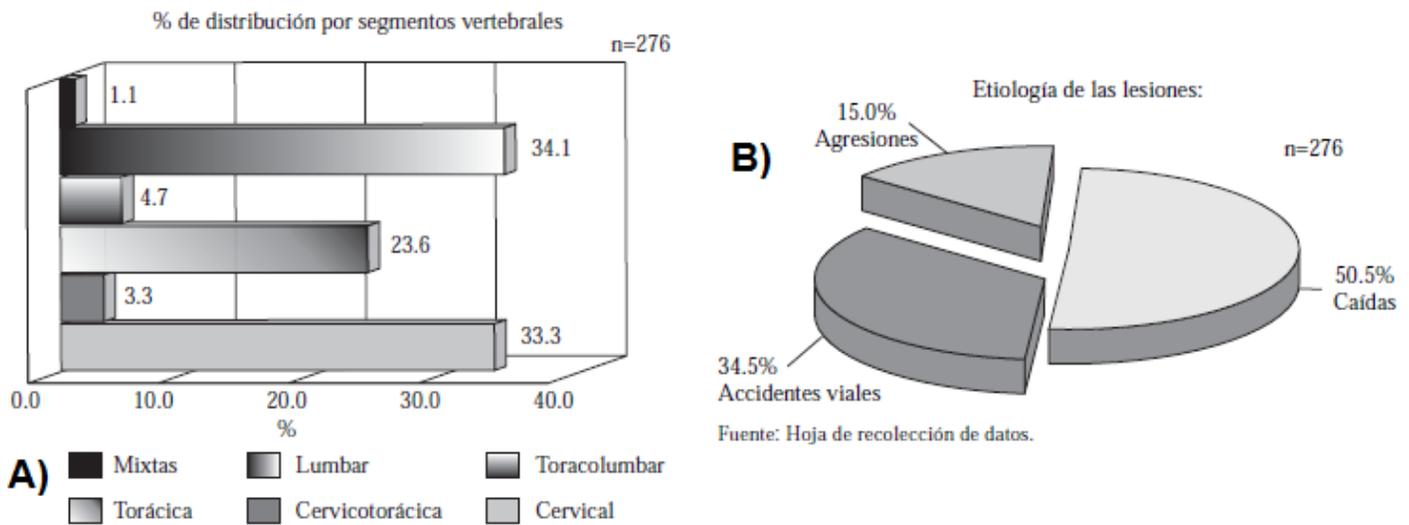
Es difícil converger en una definición universal de la columna vertebral inestable, sin embargo la definición de White y Panjabi es la más aceptada. White y Panjabi definen a la inestabilidad clínica como la pérdida de la capacidad de la columna vertebral bajo condiciones fisiológicas de carga, de mantener la relación entre las vertebrae, de tal forma que la médula espinal o las raíces nerviosas puedan sufrir daño o irritación, o bien pueden producir dolor o deformidad [39-42].

La inestabilidad puede ser precisada como el estado clínico del paciente que con la menor provocación se induce desde sintomatología ligera hasta episodios severos. Esta limitación contiene dos conceptos claves de la inestabilidad: (1) el paciente posee todas sus funciones pero su estatus clínico es precario y (2) la mínima perturbación en sus articulaciones es suficiente para producir una devastadora reducción en sus funciones [39-41].

Algunas de las causas de la inestabilidad de la columna se pueden resumir como:

- **Traumatismos en la columna vertebral:** si un traumatismo produce alteraciones óseas (fracturas); ligamentosas; articulares; discales o combinaciones de ellas, se puede llegar a la condición de inestabilidad.
- **Condiciones congénitas:** algunas alteraciones de nacimiento en la conformación de la columna pueden condicionar la aparición de inestabilidad.
- **Fenómenos degenerativos:** la presencia de enfermedades por sobre carga y envejecimiento de los discos intervertebrales; articulaciones; hueso; ligamentos y otras estructuras pueden llevar a la presencia de inestabilidad.
- **Enfermedades neoplásicas:** algunos tumores que afecten a la columna pueden comprometer su estabilidad [42-45].

La inestabilidad de la columna vertebral afecta a toda la columna, especialmente a los segmentos más móviles, como la columna cervical media y columna lumbar inferior [47,48]. Cisneros-Dreinhore y Hurtado-Padilla reportaron que las causas de las lesiones de columna más recurrentes en el Hospital de Traumatología y Ortopedia en México son las caídas de altura y accidentes viales (fFigura 2.7.B). En cuanto la distribución por segmentos vertebrales, encontramos 92 lesiones cervicales (33%), 9 cervicales-torácicas (3%), 65 torácicas (24%), 13 torácicas-lumbar (5%), 94 lumbares (34%) y 3 mixtas (Figura 2.7.A) [28]. En base en lo anterior podemos notar que la mayor incidencia es en el segmento de la columna lumbar.



**Figura 2.7** Estadísticas del hospital de traumatología y ortopedia del periodo del 1 de enero de 2000 al 31 de diciembre del 2001 con un total de 276 pacientes A) Distribución por segmentos vertebrales B) Etiología de las lesiones [28]

El tratamiento para la columna lumbar inestable como en general de la inestabilidad de columna es variada y depende del tipo de causa de la inestabilidad, así como de los síntomas del paciente y de su condición en general. En el caso de las inestabilidades por traumatismo, el tratamiento en la mayoría de las ocasiones es inmovilizar o fijar la columna externamente o internamente para permitir una adecuada fusión de las zonas inestables [40,44,45,48].



## **2.3 Diagnóstico**

La principal dificultad para determinar un diagnóstico es que, a pesar de ser tan variados los problemas referentes a la columna y por lo tanto su tratamiento tan distintos entre un problema y el otro, los síntomas de algunas patologías producen al principio síntomas similares, por lo que se requiere una evaluación profesional minuciosa y algunas veces exámenes especializados para determinar la causa exacta de los padecimientos y de esa manera establecer el mejor tratamiento disponible [28,42].

## **2.4 Tratamiento**

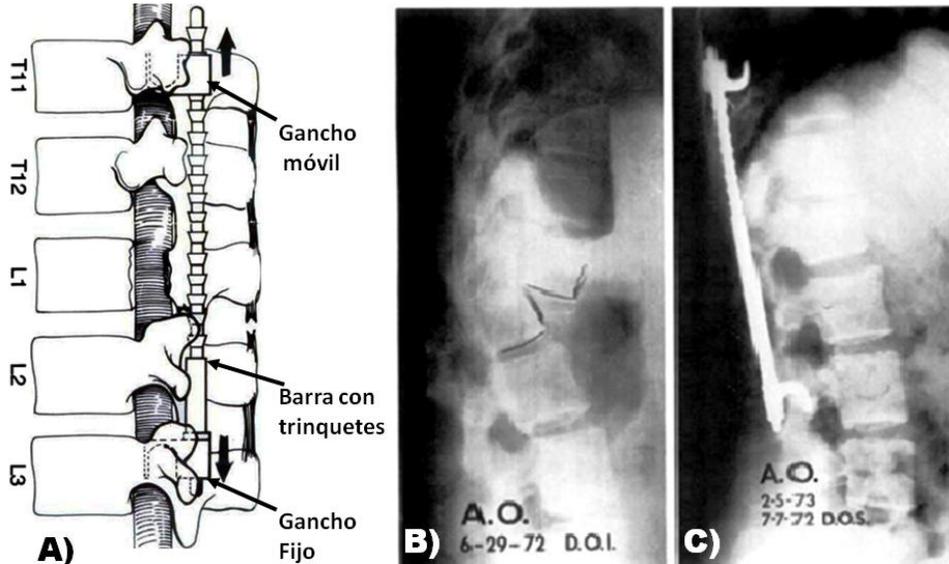
El tema del tratamiento es muy variado y depende del tipo y la causa que lo produzca, los síntomas del paciente y de su condición general. Sin embargo en primer instancia, cuando la patología no es severa se puede iniciar con un tratamiento conservador como, analgésicos, anti-inflamatorios, fisioterapia, etc. para el caso de hernia y para la escoliosis menor a 20° es recomendable una terapia basada en educación postural, musculación y elasticidad guiados por terapeutas, pero si se observa una curva entre 20° y 40° puede ser necesario ser más activos o usar un corsé ortopédico. Por otra parte si no se encuentra una mejoría o se diagnostica algo más agresivo desde el inicio, es necesario pasar a inmovilizar o hacer una fijación externa o interna, con el objetivo de devolver la integridad anatómica y reducir la lesión de la columna [31-34,36-38,49].

Para el tratamiento donde se hace necesario una instrumentación para inmovilizar o fijar la zona afectada, es trascendente la elección y el empleo correcto del implante, y así obtener resultados satisfactorios, considerando el nivel de la lesión y el rango de segmentos de la columna que debe tratarse. El objetivo de la instrumentación de columna es reducir y estabilizar, ya que la instrumentación actúa como un soporte interno durante el tiempo del tratamiento. [42-44,46-48]

Algunas de las diferentes instrumentaciones para tratar la columna inestable, con etiologías como escoliosis, hernia y trauma son la Harrington, Luque y Galveston, así como combinación entre las mismas como la Luque-Galveston o Harrington con alambrado sublaminar de Luque.

### 2.4.1 Barras de Harrington

El sistema de Harrington fue desarrollado para tratar la escoliosis en 1958 y posteriormente en 1962 fue empleada para estabilizar fracturas toracolumbares. Esta instrumentación está constituida por dos barras que tienen en uno de sus extremos un gancho fijo y en el extremo un gancho que puede ser colocado en diferentes trinquetes que proporcionan diferentes alturas (Figura 2.8). Lo fundamental de esta técnica de distracción con doble barra desde el punto de vista técnico es la colocación de las barras con al menos 3 niveles por encima y 3 por debajo de la lesión. Los ganchos de distracción son situados de la misma forma en el tratamiento de escoliosis [50,51].



**Figura 2.8** Instrumentación Harrington montada en el área torácica-lumbar A) Componentes de la instrumentación B) Mujer de 30 años con un trauma en el área torácica-lumbar C) Instrumentación Harrington sobre la fractura [52]

Para 1960 la instrumentación de Harrington llegó a ser ampliamente utilizada para escoliosis con ángulos de 40° a 90° y el tratamiento de artrodesis con



instrumentación Harrington pronto se convirtió en un estándar para el tratamiento de esta patología. La instrumentación para escoliosis consiste en las barras de compresión que se colocaba en el lado convexo de la curva de la escoliosis. [53,54]

El seguimiento en pacientes con instrumentación Harrington para tratar escoliosis reportan que es posible incorporarse en la medida de lo posible a las actividades regulares después de un año, donde los 3 primeros meses se mantiene un reposo y un soporte externo los 6 meses posteriores. [50-55]

Por otra parte esta instrumentación también sirve para tratar traumatismos ocasionados por accidentes automovilísticos, accidente laboral, caída casual, trauma directo, en donde la instrumentación Harrington resuelve la estabilidad de una fractura, conservando la integridad del cuerpo vertebral, así como la integridad de la estructura posterior compuesta de huesos y los ligamentos [49,51]. La estabilidad prevista por la instrumentación Harrington es prevenir futuros daños neurológicos mientras el tratamiento dura. [52,56]

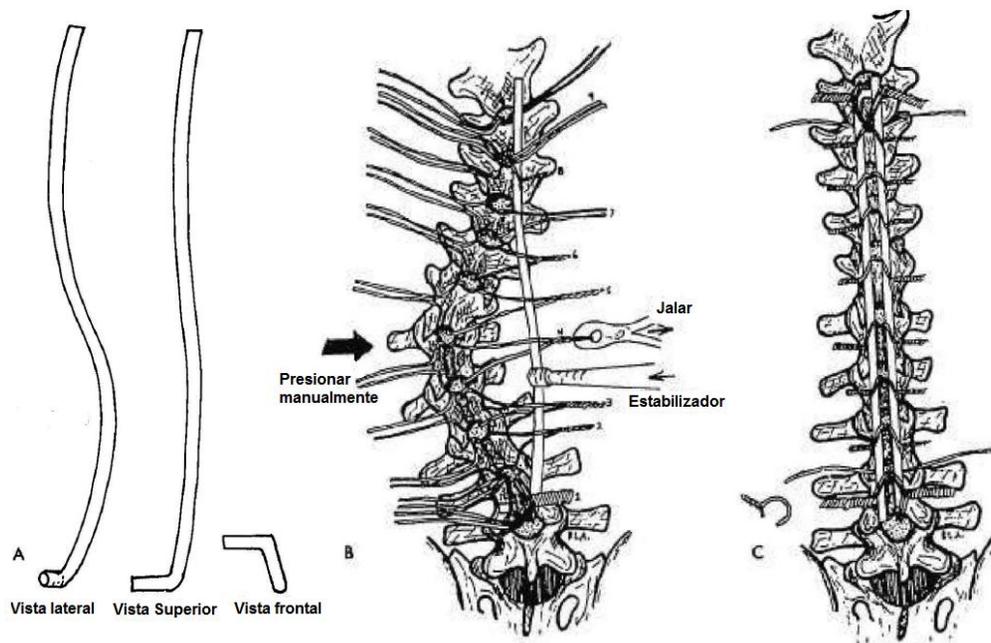
La instrumentación Harrington han demostrado que ofrece ventajas: favorece el cuidado, limpieza y rehabilitación del paciente y acorta el tiempo de hospitalización así como una rápida reinserción laboral.

Por otro lado esta instrumentación tuvo sus variantes ya que en la década de los 70s fue implementada con el método sublaminar con buenos y mejores resultados [54]. Posteriormente en la década de los 90s la instrumentación con tornillos transpediculares fue introducida con la característica de ser lo suficientemente rígida y permitía ligeros movimientos, pero era asociada con un aumento en el riesgo neurológico [56].

Los problemas que se llegan a presentar con esta instrumentación en cirugía es que el tamaño en ocasiones no es el apropiado y se tiene la necesidad de cortarlas. [49]

### 2.4.1 Barras de Luque

Esta implante debe su nombre al Dr. Eduardo Luque que en un inicio empleaba la instrumentación Harrington con fijación segmentaria sublaminar para asegurar este sistema. Posteriormente a principios de los 70s el Dr. Luque desarrollo su propia instrumentación con barras lisas (Figura 2.9) que se fijan a la columna vertebral con alambres que se pasaban de forma sublaminar en cada segmento y de ambos lados, lo que proporciona una fijación intersegmentaria a lo largo de este sistema y produce estabilidad de los segmentos fijados de la columna (Figura 2.9). Este tipo de fijación sublaminar mejoraba la calidad de la corrección de la escoliosis y reduce fallas como las que llega a presentar la instrumentación Harrington en el segmento donde se encuentran los trinquetes [57-60].

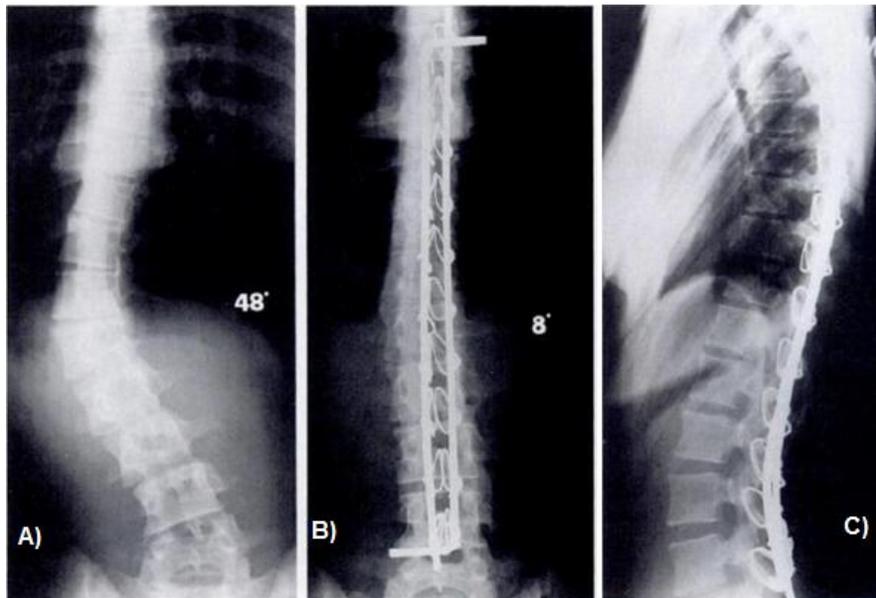


**Figura 2.9** A) Barras lisas Luque B,C) Montaje de barras Luque en área torácica-lumbar con sujeción sublaminar [58]

Ya para fines de los 70s y principios de los 80s la instrumentación de Luque con fijación sublaminar llego a ser ampliamente adoptada en el tratamiento de escoliosis por que provee una fijación rígida y permite una temprana

movilización sin necesidad de soportes externos, así como mantener la corrección de la curvatura de la deformidad. Además, el diseño de esta instrumentación considera la curvatura y la rotación que se llegan a presentar en la escoliosis (escoliosis tridimensional) [61,62].

De manera general la instrumentación Luque para escoliosis puede ser empleada para deformidades en “S” que abarcan desde una vértebra neutra hasta otra vertebra neutra (Figura 2.10) y deformidades en “C” desde la parte superior lumbar hasta la pelvis (Figura 2.9) [58].



**Figura 2.10** A) niña de 15 años con 1 mes con 48° de escoliosis en área torácica-lumbar B y C) Dos años y diez meses después de la intervención quirúrgica [63]

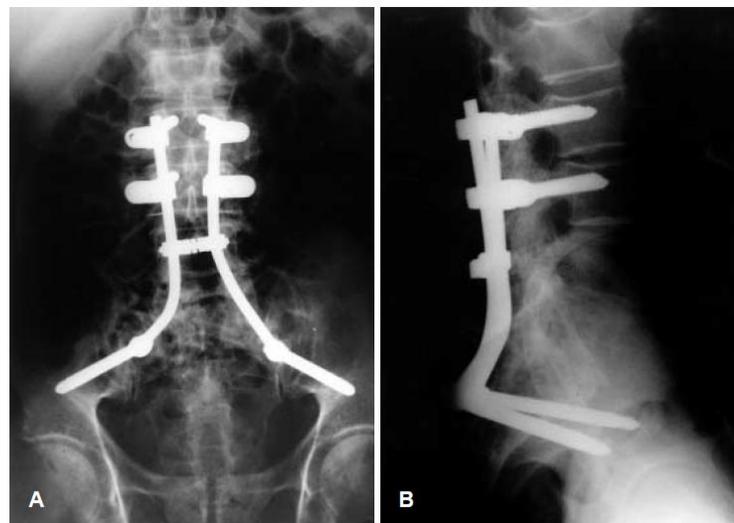
El implante de Luque con alambrado sublaminar es un método confiable para tratar la escoliosis en la región lumbar y toracolumbar. Sin embargo es un procedimiento complicado, pero con experiencia y precaución se obtienen buenos resultados. Las complicaciones que se tienen es debido al paso de los alambres sublaminares en múltiples niveles, con el riesgo de lesiones neurológicas, así como aflojamiento y/o ruptura de los alambres [57,59,62-68].



Por otra parte la instrumentación Luque con fijación sublaminar tiene variaciones con la instrumentación Galveston en la cual hay fijación en el hueso iliaco permitiendo un anclaje adicional en la parte baja de la columna [58].

### **2.4.2 Sistema de Galveston**

La técnica de Galveston fue originalmente descrita para tratar problemas en la zona lumbar, sacra y pélvica, como oblicuidad pélvica, escoliosis y posteriormente empleada para tratar cáncer en esa área. La ventaja de esta técnica es el anclaje al hueso ilíaco.



**Figura 2.11** Radiografía pos operatorio empleando la técnica Galveston con tornillos ISOLA [69]

En la actualidad existen numerosos sistemas de fijación, con o sin cierre de anillo pelviano; ganchos (alambres y/o cables sublaminares); tornillos transpediculares para el anclaje lumbar. En el caso de anclaje lumbar-sacro-pélvico se utiliza el sistema Galveston, por que brinda un adecuado anclaje a cada una de las estructuras donde se inserta y, desde el punto de vista biomecanico, permite adecuada inmovilización en los 3 planos del espacio.



En el caso clínico para la fijación lumbopélvica se emplea esta técnica debido a dos aspectos básicos de importancia para todo tipo de fijación:

1. El anclaje mediante tornillos transpediculares provee mayor firmeza a la columna, permite la inclusión del sacro, aumentando la superficie de anclaje de las barras y por último, la forma, orientación y longitud de la barra que se inserta en el hueso ilíaco agrega una importante superficie ósea a la fijación total del sistema.
2. Desde el punto de vista biomecánico, el sistema ha permitiendo una adecuada redistribución de la carga, lo que sumado a la artrodesis, brinda una adecuada estabilidad ante todos los movimientos en los tres planos del espacio [69-71].

### **2.4.1 Instrumentación Luque-Galveston**

Esta instrumentación como su nombre lo indica es la fusión de la técnica Luque y Galveston. La Instrumentación Luque-Galveston cuenta con las características de fijación por segmentos y el anclaje en el hueso ilíaco (Figura 2.12). Es empleada para tratar inestabilidad por escoliosis, así como cáncer y trauma.

Los casos donde surge la necesidad de fijar el área sacra es muy rara. Es por ello que la fijación del sacro puede llegar a ser necesaria en casos de severas deformidades, también es empleada si hay cambios degenerativos e inestabilidad en la zona lumbosacral.

La instrumentación Luque-Galveston puede mejorar los resultados de la fijación en la zona lumbar, sacra y pélvica, la cual se asocia con la dificultad en obtener una artrodesis en la zona sacra, especialmente en la unión lumbosacra. Esta complicación ha sido vinculada con el hecho que un solo procedimiento quirúrgico es inadecuado para la instrumentación donde se extiende hasta la columna inferior [72-74].

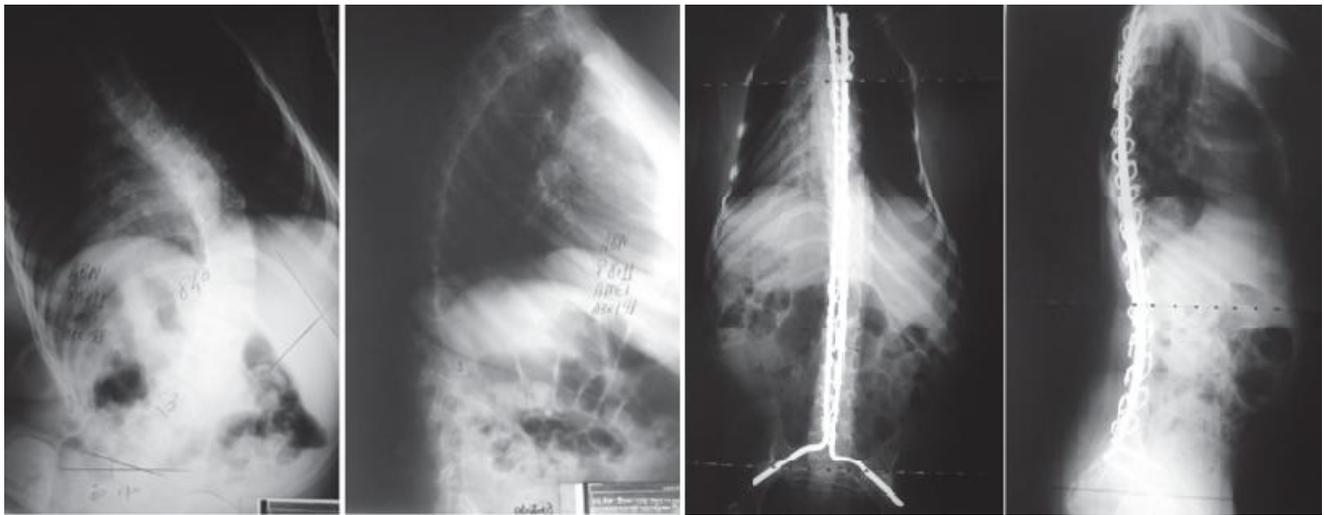


Figura 2.12 Instrumentación Luque-Galveston [70]

Por otra parte la instrumentación Luque-Galveston también ha tenido sus variantes con tornillos con buenos resultados (Figura 2.13) [72].

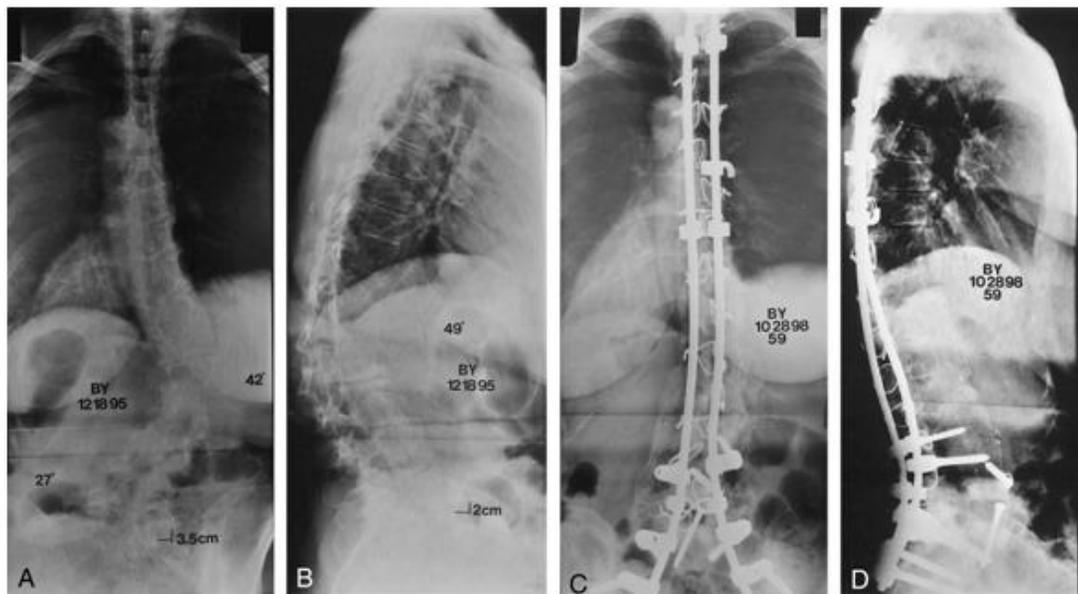


Figura 2.13 Instrumentación Luque-Galveston con sujeción al hueso iliaco con tornillos [72]

### 2.4.2 Marco de Distracción

El Marco de Distracción fue diseñado por el Dr. José A. Morales en 1996, para el tratamiento de deformidades de columna, para trastornos mecánicos debido principalmente a la ruptura del disco por exceso de carga, disminución del espacio intersomático con disminución del agujero de conjunción y opresión de las raíces nerviosas correspondientes. El implante está constituido por dos marcos diseñados ergonómicamente para que puedan ser fijados en las apófisis de las vertebrae y sujetos con alambre sublaminar y/o tornillos transpediculares. En la instrumentación el marco superior cuenta con una parte roscada en la parte recta y en contraparte el marco inferior, es liso y sirve como camisa de la parte roscada del marco superior. Los marcos son ensamblados por dos conectores que proporcionan la característica de movimiento telescópico del marco, así mismo estos conectores son unidos por dos prisioneros al marco inferior (Figura 2.14.A).

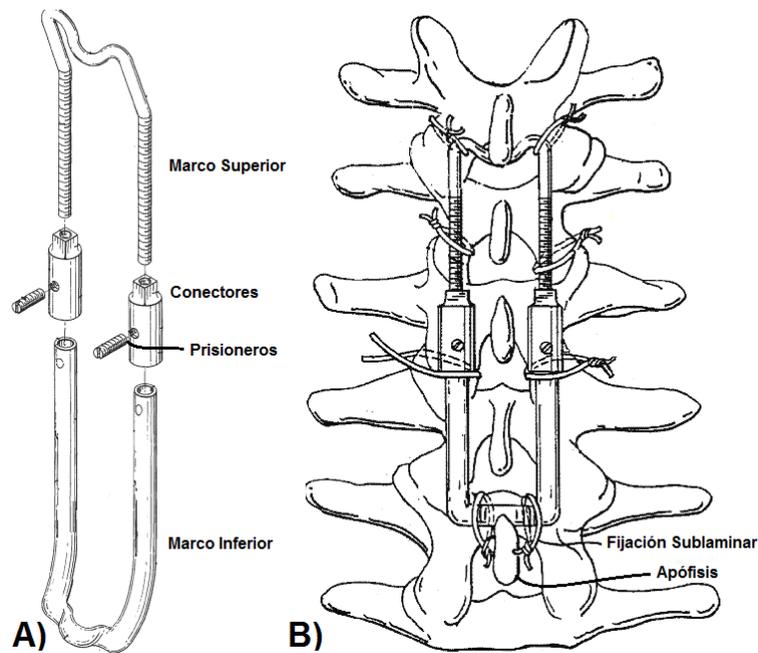


Figura 2.14 A) Marco de distracción B) Montaje del marco de distracción [77]

Este implante posee similitudes con las instrumentaciones de Hoffman y Dove en tratar inestabilidades de la columna con marcos que tienen la capacidad



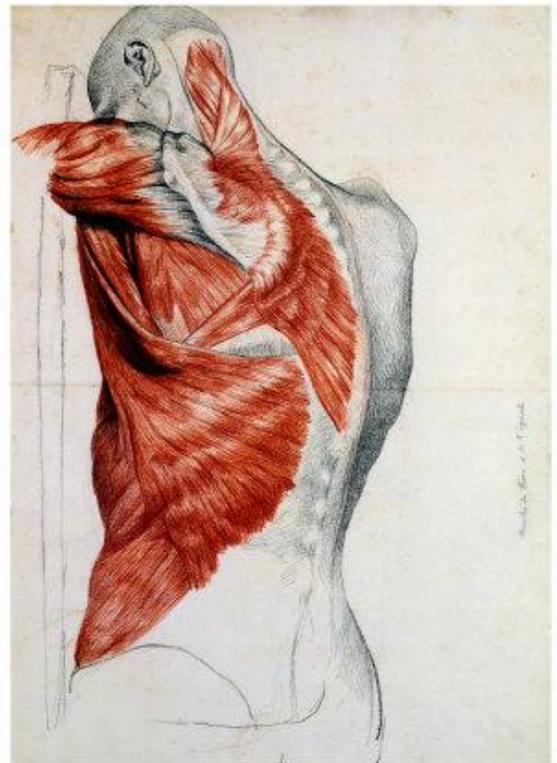
de extenderse en forma telescópica pero ésta prótesis se distingue por permitirle al cirujano ajustar fácilmente las dimensiones totales del aparato y los elementos estructurales de acuerdo a las necesidades del paciente (Figura 2.14.B) [75-77].

El objetivo principal del marco es que pueda utilizarse para promover la alineación anatómica de la columna vertebral mediante la inmovilización de la zona dañada, la restauración de la columna vertebral, discos intervertebrales, y para disminuir el dolor casi en su totalidad que sufre el paciente, por medio de la distracción de la columna. Así también se busca proporcionarle una mejor calidad de vida al paciente, contribuyendo a su pronta incorporación a la vida laboral y cotidiana.

La instrumentación de Morales es confiable como las anteriores, pero al ser instrumentado también con alambrado sublaminar a este implante se atribuyen las ventajas presentadas en la instrumentación Luque, tales como pronta recuperación sin necesidad de soporte externo. De igual forma, son inherentes a la instrumentación Luque los riesgos de lesiones neurológicas, así como aflojamiento y/o ruptura de los alambres.

# CAPÍTULO III

## METODOLOGÍAS PARA LA MANUFACTURA DEL IMPLANTE



En el presente capítulo se darán las bases de los conocimientos asociados al desarrollo y diseño de la prótesis, así como la metodología para obtener el modelo en CAD y la manufactura.



### **3.1 Introducción**

El hombre ha diseñado objetos mecánicos por cerca de 5 mil años. Cada uno de estos objetos es el resultado de un largo y en ocasiones difícil proceso de diseño. Afortunadamente también se han desarrollado técnicas y metodologías que pueden ser empleadas durante este proceso y que ayudan a garantizar el éxito del diseño. Estas técnicas y metodologías fueron diseñadas debido a que los productos llegan a ser complejos y se requiere de gente capacitada en diferentes áreas [78,79].

En el desarrollo del diseño de un producto, independientemente de quien lo lleve a cabo y de las características del producto, existen una serie de pasos que pueden ser empleados progresivamente durante el desarrollo del producto, los cuales colaboran en acercarse exitosamente a una solución definitiva con buenos resultados. A lo largo de este proceso es necesario trabajar con información, analizarla, tomar decisiones y ejecutar las mismas [79-82].

En la actualidad existen numerosas evidencias de que la innovación y las nuevas tecnologías resguardan la creación de diferentes productos que afectan nuestro estilo de vida, esta constante evolución de productos ha hecho a la manufactura una actividad importante desde el punto de vista tecnológico, económico e histórico. Un ejemplo de esto, es el vertiginoso desarrollo que ha tenido la computadora y los softwares de ingeniería en el mejoramiento y facilitación del diseño de un producto. Este desarrollo tecnológico ha contribuido con herramientas como el CAD (Dibujos Asistidos por Computadora), CAE (Ingeniería Asistida por Computadora) y CAM (Manufactura Asistida por Computadora). Asimismo, las funciones básicas del CAD es la generación de planos de ingeniería, modelos en sólido y manejo de información del producto como tablas de diseño; el CAE tiene la función de analizar y simular el funcionamiento del producto y/o piezas y por último el CAM, el cual genera en base a máquinas de Control Numérico (CNC), las herramientas de corte, velocidades, avances y trayectorias de la herramienta etc. [78-87].

Por esta razón el presente capítulo tiene como objetivo estudiar los procesos de diseño, de la ingeniería inversa para generar el modelo en CAD de la prótesis, y



poder comparar e inspeccionar los acabados y las dimensiones del implante y por ultimo dar las bases de manufactura que se emplearian en el proceso de fabricación de este implante.

### 3.2 Metodología de Diseño Mecánico

El diseño mecánico se diferencia de otros tipos de diseño, debido a que se distingue por los conocimientos que se requieren para su realización, es por ello que en primer instancia estableceremos la definición de **diseño**, que establece el *Internacional Council of Societies of Industrial Design (I.C.S.I.D)* como “*El arte de imaginar y crear cosas útiles capaces de satisfacer necesidades manifiestas o latentes del individuo o de la comunidad*”.

Asimismo, es necesario entender el concepto de **metodología**, es un modo de hacer con orden las cosas. Una metodología, se basa en la secuencia de pasos lógicos y coherentes que plantean una serie de actividades a realizar para lograr un propósito.

Después de entender las definiciones que constituye el concepto, podemos definir la **metodología de diseño mecánico** como: *el conjunto de actividades que se realizan con el fin de proyectar dispositivos, herramientas, equipo o maquinaria que satisfagan necesidades humanas de manera directa o indirecta basándose para ello en conocimientos científicos y técnicos, la experiencia profesional y la creatividad*. Partiendo de esta definición, resulta sencillo entender porqué ha tomado gran importancia el diseño mecánico, demostrando que calidad, costo de fabricación y tiempo de desarrollo de un producto depende en gran medida del plan que se sigue durante dicho proceso. Por otra parte, la ausencia de una metodología para el diseño ha sido relacionada con la incapacidad para concebir y generar soluciones a los problemas que se presentan en la actualidad [78,88,89]. Prueba de esto se refleja en la Figura 3.1 en donde se muestra el estudio realizado a empresas cafetaleras, donde la fabricación eficiente y el diseño tienen la misma influencia en el costo de manufactura de un producto. Así, el resultado de la metodología de diseño puede cambiar el costo de manufactura de un producto hasta un 50% o más.



Otra manera de notar la importancia de un buen diseño es en el ciclo de vida del producto, ya que dentro del primer 10% del total del tiempo que se toma para el desarrollo de un producto, es donde numerosas decisiones se han de tomar para asignar eficientemente el 85% de los fondos que son comprometidos para el desarrollo del proyecto. Sin embargo, durante este corto periodo de tiempo menos del 15% de los fondos serán en realidad gastados (Figura 3.2.) [79].

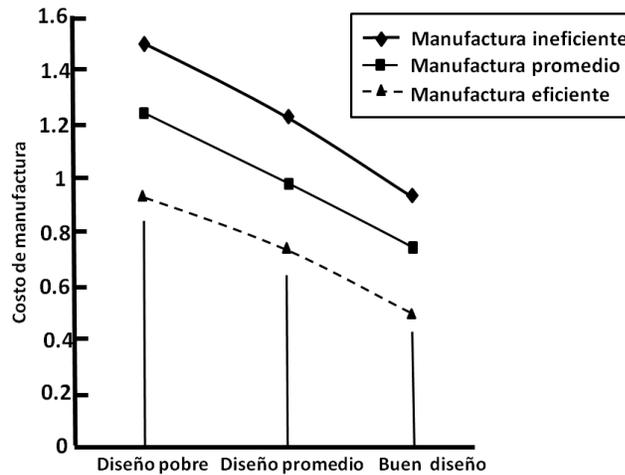


Figura 3.1 Los efectos del diseño en la manufactura [78]

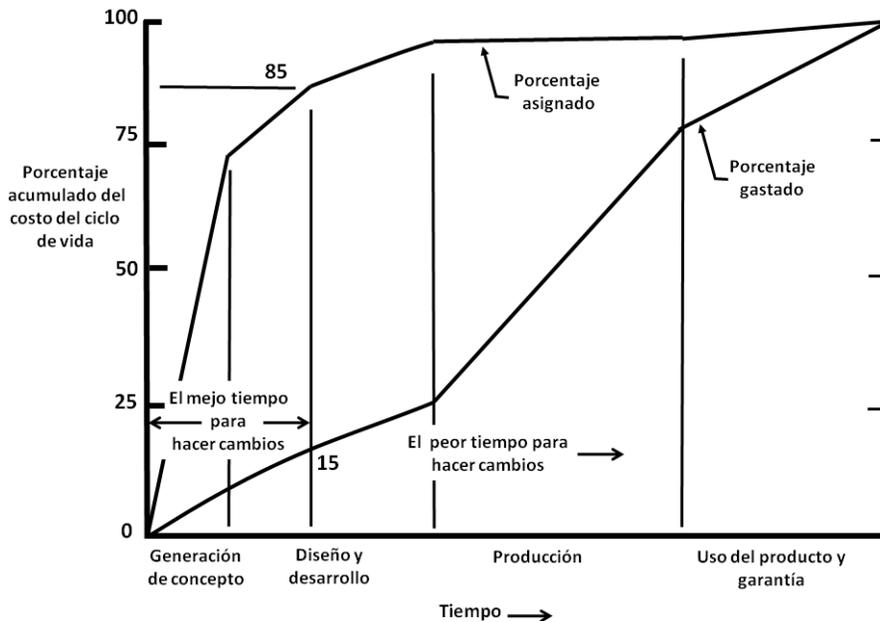


Figura 3.2 Costos acumulativos del ciclo de vida en varias etapas del proceso de realización del producto [79]

Las variables de la ingeniería concurrente que determinan el éxito o el fracaso de un producto se muestran en la Figura 3.3. De tal manera que la metodología de diseño debe de permitir el eslabonamiento entre las etapas de producción, negocios y diseño de producto en el ciclo de desarrollo del producto. Esto permitirá llevar a cabo de manera eficaz el cumplimiento de los siguientes objetivos:

- Logra la satisfacción de los requerimientos del cliente
- Que el tiempo de desarrollo del producto sea mínimo
- Que el costo de desarrollo del producto sea el mínimo
- Que el costo de manufactura del producto sea el mínimo

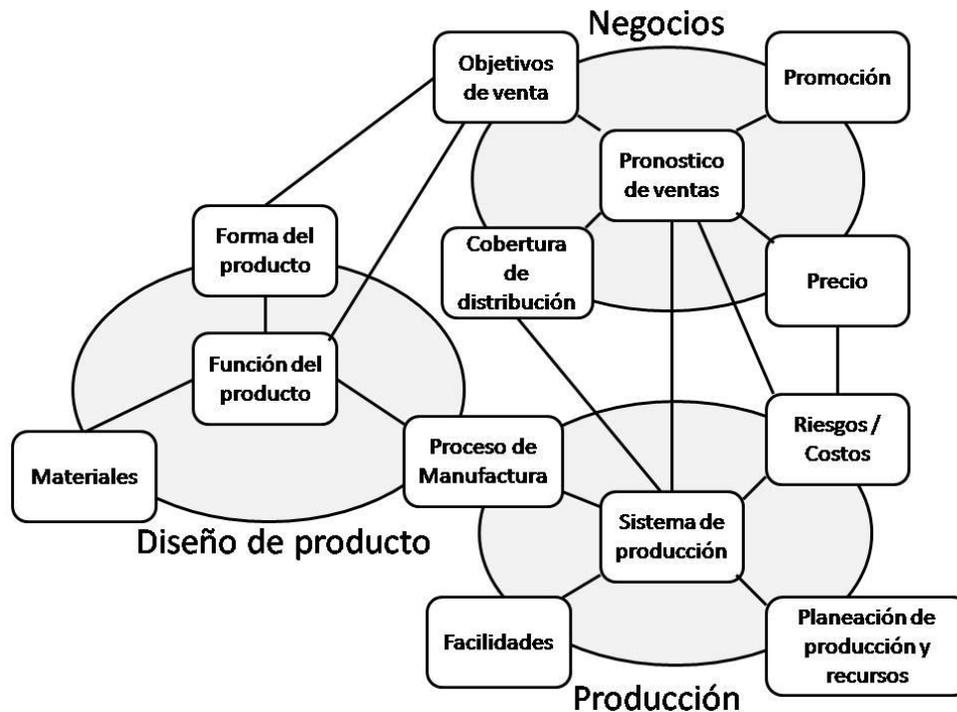


Figura 3.3 Variables controlables en ingeniería concurrente. [78]

La metodología de diseño se divide en tres partes ilustradas en la Figura 3.4, donde se observa un diagrama de la secuencia que sigue la metodología de diseño resaltando que, lejos de ser lineal, el diseño es un proceso iterativo y complejo en el cual se requiere regresar periódicamente a etapas anteriores a fin de reconsiderar aspectos que inicialmente fueron omitidos o que pudieran ser mejor comprendidos con la ganancia de información que se produce al avanzar en la búsqueda de solución al problema abordado.

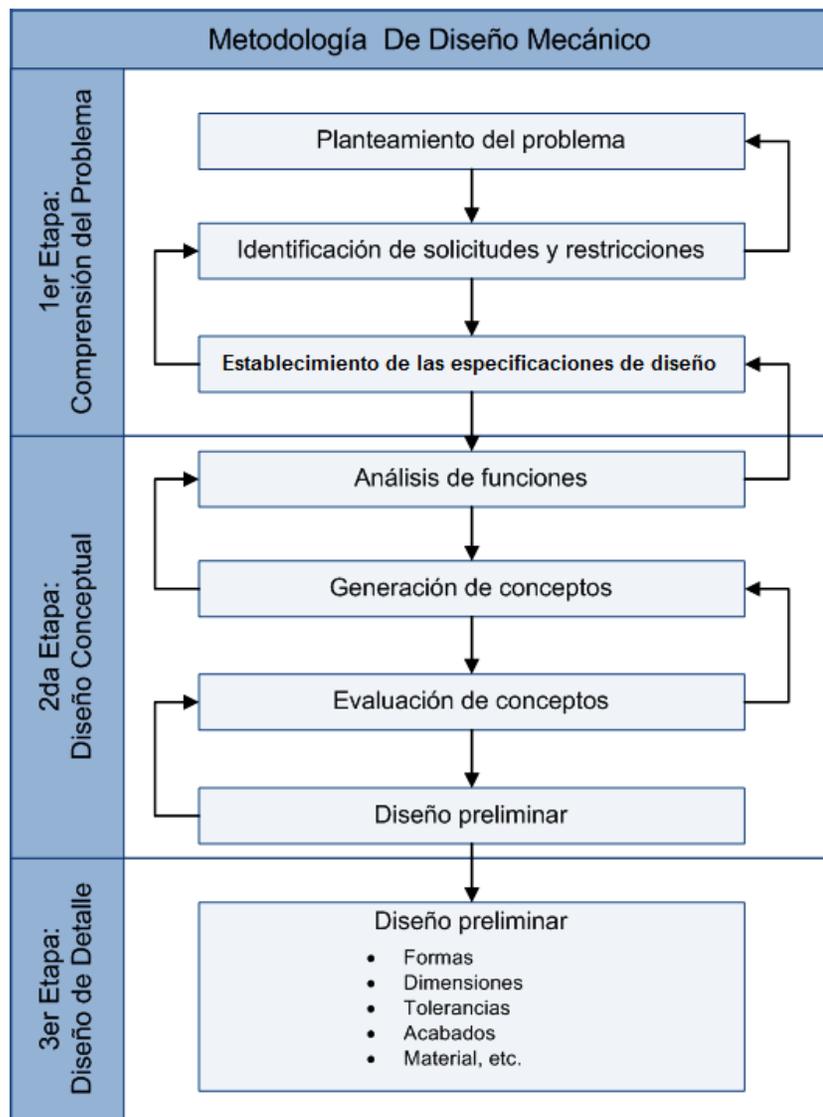


Figura 3.4 Fases de la metodología del diseño mecánico

### 3.2.1 1er etapa: Comprensión del problema

Como se ilustra en la figura anterior la primera etapa comprende de tres fases:

**1. Planteamiento del problema** El planteamiento de un problema es la descripción de una situación no deseada o también de mejora, en esta etapa se define en términos generales en qué consiste el problema y determinar si merece atención. El planteamiento del problema debe incluir la función principal que ha de cumplir el objeto deseado.



Un alto porcentaje de la solución de un problema depende de su planteamiento, hay inclusive quien afirma que un problema bien planteado es un problema parcialmente solucionado. Un excelente medio para lograr lo anterior es el uso del método de la *caja negra* (Figura 3.5)

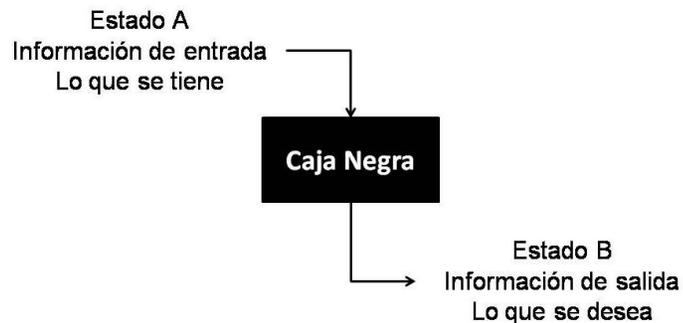


Figura 3.5 Método de la caja negra [79]

**2. Identificación de las solicitudes y restricciones del diseño:** se llama solicitud a todo aquello que se necesita o espera encontrar dentro del producto final.

Existen características en una solución que se fijan previamente por una decisión administrativa, por naturaleza del problema, por requisitos legales o cualquier otra cosa que tenga que cumplir el diseño de manera obligatoria. Estas características fijas de la solución recibe el nombre de restricciones. No todas las restricciones son aceptables y/o validas pues a veces se contradicen entre ellas mismas o solo podrían satisfacerse a un muy alto costo. Debe tenerse presente que no todas las restricciones son decisiones óptimas que deban aceptarse a ciegas.

En resumen, la fase de identificación de las solicitudes y restricciones del diseño debe proporcionar la información necesaria para que el ingeniero tenga un conocimiento profundo del problema a resolver, así como la importancia relativa de los requerimientos para determinar las cosas que puede y no puede hacer y los criterios que deberá aplicar para la selección de alguna de las soluciones que programará más adelante.



**3. Establecimiento de las especificaciones de diseño:** esta fase del proceso consiste en pasar las solicitudes, restricciones y criterios de diseño expresadas en mayor parte en lenguaje coloquial y a veces de manera subjetiva, en especificaciones técnicas medibles. Esta traducción puede resultar a veces muy compleja dependiendo el grado de subjetividad con el que fue realizada la solicitud. Un ejemplo de esto es que una solicitud: “que sea fácil de transportar” puede tener amplia traducción pues involucra peso del objeto, si tiene ruedas o no, éstas son especificaciones o características que se pueden medir.

Después de finalizar la traducción se recomienda elaborar una lista con todas las especificaciones de diseño tratando de acomodarlas de acuerdo con el grado de importancia que se cree tenga cada una de estas. Aquí se puede resaltar que existen metodologías enfocadas para el desarrollo de esta etapa del proceso de diseño; una de ellas y muy conocida es la metodología de Despliegue de Funciones de Calidad (QFD) la cual tiene como objetivo principal integrar las solicitudes y restricciones del cliente durante todo el proceso de diseño.

### **3.2.2 2da etapa: Diseño Conceptual**

Durante esta etapa el equipo de diseño propone una serie de conceptos que den solución integral a todas las especificaciones de diseño que se obtuvieron durante la etapa de comprensión del problema, pues esto conducirá a encontrar una solución óptima al problema en cuestión. En esta etapa los ingenieros normalmente emprenden una investigación para determinar lo que otros han aportado sobre problemas relacionados, esto con el fin de encontrar una solución funcional, práctica y económica lo antes posible.

La etapa de diseño conceptual considera cuatro fases:

**1. Análisis de funciones** Esta fase corresponde a la identificación y análisis de todas y cada una las funciones que debería cumplir los conceptos generados para responder a las solicitudes, restricciones y criterios que fueron obtenidos durante la etapa de comprensión del problema. Dicho en otras palabras, el análisis de funciones tiene por objeto plantear todas aquellas acciones que debe realizar el



objeto diseñado a fin de cumplir con las especificaciones de diseño previamente establecidas.

**2. Generación de conceptos:** esta es probablemente la parte más importante en el proceso de diseño ya que las decisiones tomadas en este punto decidirán el costo del producto. **Un buen concepto puede tener un desarrollo deficiente a nivel de detalle y dar como resultado un producto de mala calidad, pero un mal concepto rara vez se puede convertir en un producto exitoso.** Existe una regla muy simple a seguir en éste paso: primero la función y después la forma; esto quiere decir que los conceptos que generamos deben cumplir primero con la funciones obtenidas de la fase anterior y posteriormente se pensara en la forma o estructura de los elementos.

El objetivo en esta etapa es generar la mayor cantidad posible de conceptos. Estos conceptos puede ser consecuencia de la creatividad, un esfuerzo consiente y/o subconsciente, o de la innovación. Existen diferentes maneras de abordar esta etapa, una de ella es de forma intuitiva, bosquejando soluciones y organizarlas para evaluarlas posteriormente. Otra opción es aplicar alguna técnica desdeñada específicamente para promover la creatividad y la innovación; si es así, el equipo de desarrollo tiene la libertad de elegir cualquiera de ellas o incluso combinarlas, y de este modo poder enfrentar con una visión más clara el problema. Algunas de estas técnicas pueden ser:

- Brainstorming o lluvia de ideas
- Análisis morfológico
- TRIZ
- Técnica de relación forzada

**3. Evaluación de conceptos** El objetivo de esta fase es seleccionar el mejor concepto de diseño o el concepto idóneo. Aquí es donde se descartan las ideas que no funcionan y las ideas prometedoras se convierten en diseños preliminares.

Para hacer cualquier evaluación es necesario tener un conjunto de criterios basados en las especificaciones de diseño obtenidas previamente en comprensión



del problema. En consecuencia, es necesario realizar una lista de todas las especificaciones y ordenarlas de acuerdo al grado de importancia que tiene para el adecuado funcionamiento del producto y la consecuente satisfacción de los clientes y personas involucradas. Posteriormente, se deben de aplicar filtros para obtener una evaluación satisfactoria de los conceptos propuestos:

- Cumplimiento de las especificaciones de diseño
- Disponibilidad de la tecnología
- Análisis comparativo

**4. Diseño preliminar** esta fase va de la mano con la evaluación de conceptos y es muy común que se realice de manera simultánea. En esta fase es necesario dibujar bocetos conceptuales, planos preliminares, modelos tridimensionales o a veces hasta fabricar prototipos que permitan definir hasta cierto grado el producto, mecanismo, herramienta, o dispositivo que satisfaga la necesidad existente.

En esta etapa el equipo de trabajo o el ingeniero tal vez requieran tomar bastantes decisiones sobre las presentaciones, configuraciones, materiales, dimensiones, empleo de pizas estándar u otras especificaciones. Por otra parte es importante señalar que ésta es una etapa flexible en la que aun pueden realizarse cambios sin que estos impliquen repercusiones económicas importantes al proyecto. De hecho a estas alturas no se ha invertido ni mucho tiempo, ni mucho dinero en el desarrollo de la solución, pero si se apresura el desarrollo de un concepto que ha sido plenamente analizado y evaluado, las modificaciones que se quieran realizar más adelante serán muy costosas y requerirán la inversión de mucho tiempo [88,89].

Tradicionalmente el proceso de diseño se basaba en muchas ocasiones en prueba y error (Figura 3.6), provocando un gasto considerable al tener que fabricar y posteriormente evaluarlo.

El costo que se genera en la etapa de diseño empleando el método de prueba y error, se refleja en el costo, ya que no se tiene gran certeza sobre el desempeño del producto.

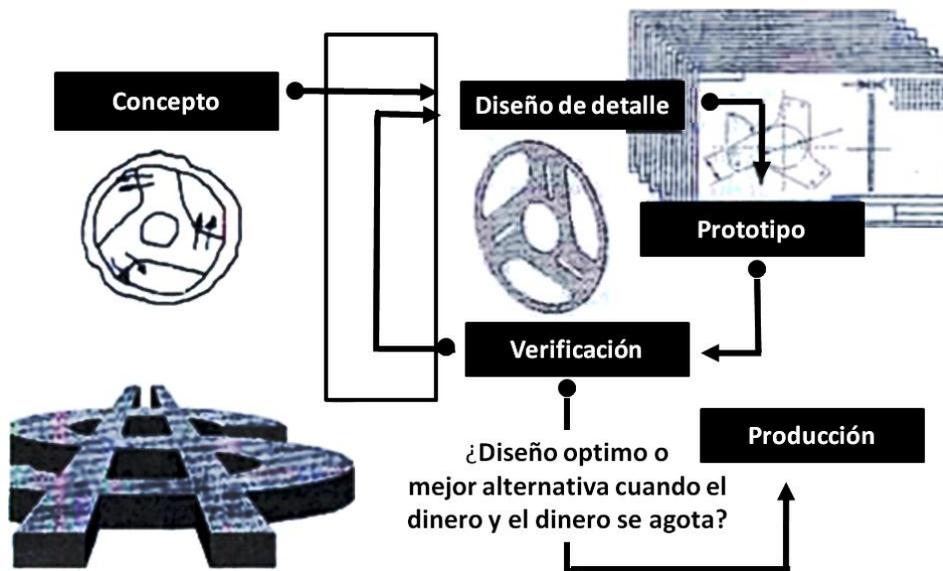


Figura 3.6 Proceso tradicional de desarrollo de productos [84].

A partir del desarrollo de la computadora, herramientas como el CAD, CAM y CAE fueron empleadas en la ingeniería a tal grado que hoy es la más concurrente en diseño. La implementación de estas herramientas potencializa y ayuda en las actividades de: comunicación, visualización y simulación (Figura 3.7).

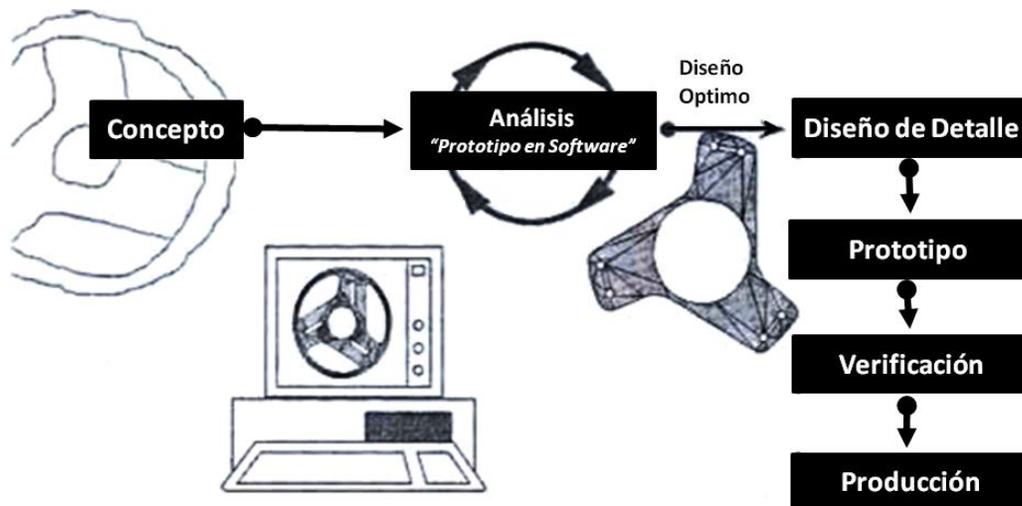


Figura 3.7 Desarrollo de producto empleando ingeniería predictiva [84].

La implementación de este tipo de herramientas trae consigo ventajas al evaluar y simular el desempeño del diseño, estas ventajas posteriormente recaen en el costo del ciclo de vida del producto [84].



### 3.2.3 3ra etapa. Diseño de Detalle

El objetivo de esta etapa final en la metodología del diseño consiste en preparar y supervisar los reportes, planos y especificaciones definitivas del producto con los cuales se fabricará y ensamblará. Es decir, en esta etapa se deben describir todas las características para la fabricación del producto y todo aquello que sea necesario definir para que cumpla con las funciones previstas. Algunas de estas características son:

- Forma
- Dimensiones
- Tolerancias
- Acabados
- Tratamientos
- Materiales

Durante esta etapa, el diseñador puede y debe hacer modificaciones de poca importancia desde el punto de vista conceptual pero que contribuyan principalmente a mejorar el diseño desde la perspectiva de la **manufactura y el ensamble**.

El resultado de la etapa de diseño de detalle es propiamente el resultado de toda la metodología de diseño. La información que se genera en esta etapa sirve al área de manufactura para realizar la preparación de la fabricación, la fabricación misma del producto y sus componentes, así como para llevar a cabo el ensamble.

Los documentos que se generan como resultado de esta etapa del proceso de diseño pueden cambiar dependiendo del proyecto del que se trate, la complejidad del mismo, pero en términos generales el diseño de detalle debe arrojar documentos como:

- Dibujos de detalle, ensamble y subensamble
- Memoria de calculo
- Análisis de fabricación



- Especificaciones de embalaje, transporte y manipulación
- Diseño de herramientas especiales
- Diseño de dispositivos de sujeción [88,89]

### **3.3 Ingeniería Inversa**

En manufactura una pieza y/o producto es primero diseñado y después manufacturado. Pero en ocasiones es necesario diseñar a partir de un prototipo que ha pasado por una serie de pruebas que evalúan su desempeño, o se trata de un rediseño donde no se cuenta con planos o documentación de la misma. En estos casos es donde la ingeniería inversa interviene. Por lo tanto, a partir de estas aplicaciones, podemos definir a la ingeniería inversa como el proceso de generar modelos electrónicos (CAD) a partir de una pieza ya antes fabricada y a si poder trabajar con ella (es un proceso inverso al normal, de ahí su nombre).

Después de haber obtenido el modelo en CAD se puede seguir la tradicional secuencia de manufactura. La diferencia entre la secuencia tradicional de manufactura y una secuencia empleando ingeniería inversa se puede ver en la Figura 3.8 [90,91].

En gran medida esto se debe a que los programas asistidos por computadora tales como el CAD, CAM y CAE han demostrado ser de gran ayuda y han abierto un gran campo de posibilidades hasta ahora impensables. Por otra parte, el gran auge que están adquiriendo en estos días ha ayudado a que los programas como CAD, CAM y CAE se encuentren ya en una fase de madurez [80].

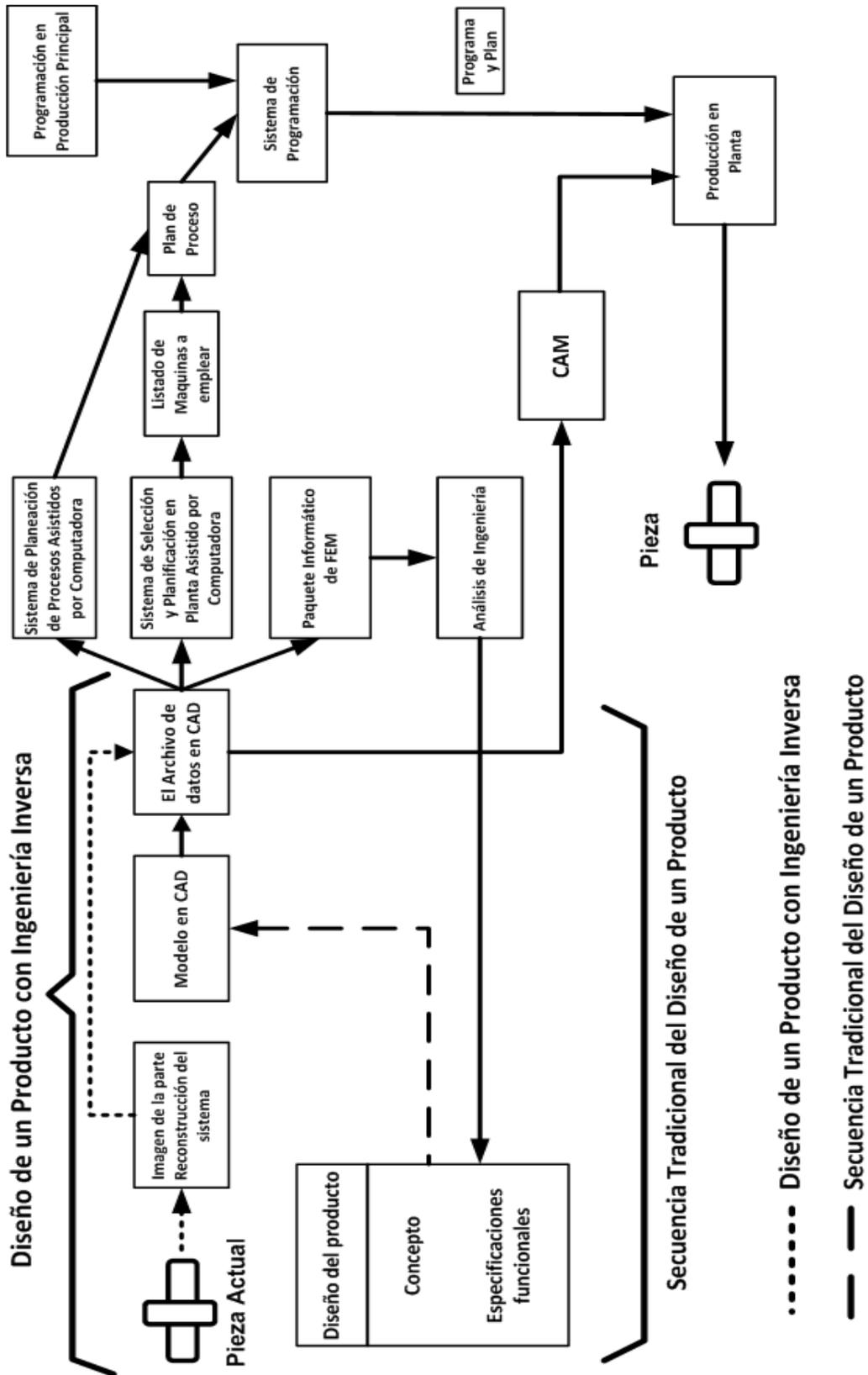
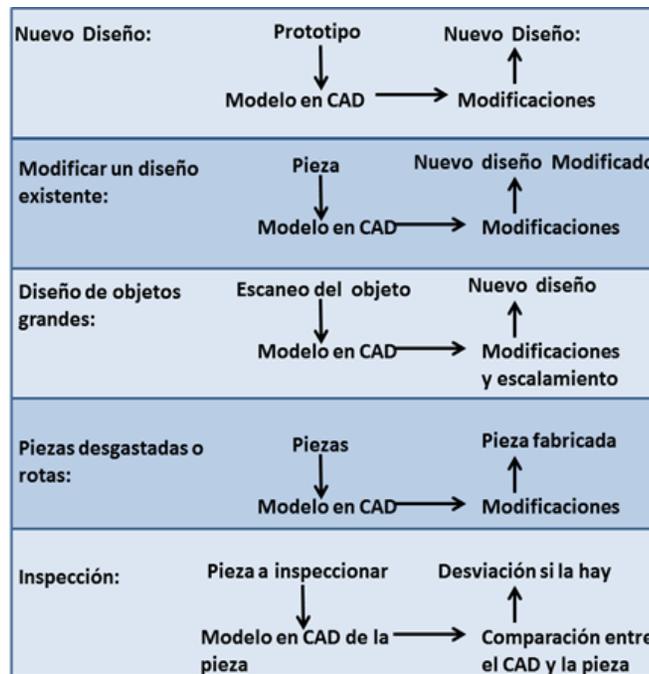


Figura 3.8 Secuencia Tradicional Vs. Ingeniería Inversa en el desarrollo de un producto en manufactura [90]

### 3.3.1 Aplicaciones de Ingeniería Inversa en Manufactura

Las aplicaciones de Ingeniería Inversa son diversas y van desde obtener el modelo en CAD de una pieza fabricada especialmente, un prototipo o la modificación de una pieza ya existente, en la que no se cuenta con planos de la misma. En la Figura 3.9 se ilustran las aplicaciones principales de la ingeniería inversa.



**Figura 3.9** Aplicaciones de Ingeniería Inversa en Manufactura [92]

- **Nuevo diseño:** En el proceso de diseño para un nuevo producto no siempre inicia de un modelo en CAD, en ocasiones un prototipo es fabricado antes para evaluar su desempeño.
- **Modificaciones a un diseño existente** En algunos casos debe ser modificado el diseño de un producto existente, este proceso de modificación y mejora del diseño se realiza mejor a partir de modelos en CAD.
- **Diseño de objetos grandes** La medición precisa de piezas grandes en ocasiones no es posible realizarlas con instrumentos tradicionales. Con ayuda de técnicas de escaneo empleadas en Ingeniería Inversa se puede obtener el modelo en CAD, y modificarlo como sea necesario.

- **Piezas desgastadas o rotas** Cuando una pieza única es rota o desgastada y no se cuenta con los dibujos, la ingeniería inversa contribuye en la obtención del modelo en CAD y así poder manufacturar un clon de la pieza.
- **Inspección Instrumental** Cuando una pieza es comparada con un modelo existente de CAD [90,92].

### 3.3.2 Metodología de la Ingeniería Inversa en Manufactura

El proceso general de la ingeniería inversa se divide en tres etapas principalmente, las cuales son:

1. Barrido (scanning)
2. Procesamiento de información
3. Desarrollo de la geometría del modelo [90-95].

#### 3.3.2.1 Barrido (scanning)

Esta etapa tiene que ver con la selección de la correcta técnica de escaneo, esto con el fin de elaborar la preparación de la misma y posteriormente obtener la información que describe todas las características de la geometría. De manera general existen dos tipos de escaneo los cuales se muestran en la Figura 3.10 [92].

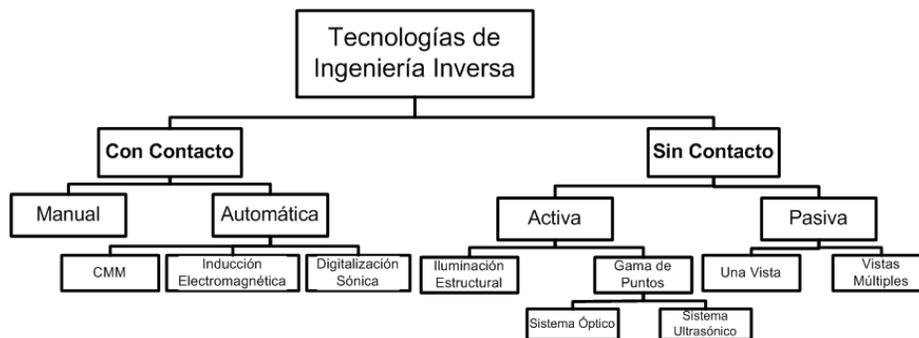
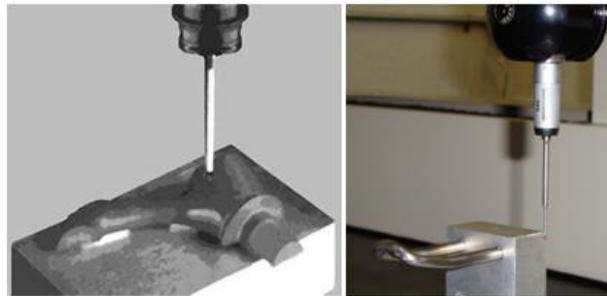


Figura 3.10 Clasificación de las técnicas de la Ingeniería Inversa [92]

**Barrido con contacto** El enfoque más directo y sencillo para generar un modelo geométrico de ingeniería inversa de una parte mecánica, consiste en

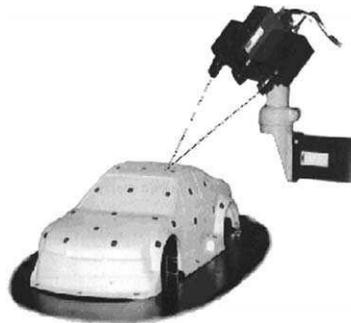


efectuar las mediciones con ayuda de dispositivos tradicionales como calibradores, micrómetros, calibres, etc. y con esto generar datos para generar un modelo en CAD. Sin embargo, también en la actualidad se cuenta con tecnología que nos ayuda a efectuar el escaneo de manera automática como la maquina medidora de coordenadas CMM (Coordinate Measuring Machine) (Figura 3.11) por sus siglas en ingles u otras tecnologías como la inducción electromagnética y la digitalización sónica [93,94]



**Figura 3.11** Escaneo de Contacto a una pieza del marco de distracción de estudio [93]

**Barrido sin contacto** (Figura 3.12.) El escaneo de la superficie de un objeto sin contacto ha sido evaluado y trabajado durante varios años por investigadores tales como Bidanda B., Motavalli S., Vinesh R., Kirran J., entre otros. Sin embargo, nuevas tecnologías que permiten el escaneo sin contacto de superficie de piezas provienen de conocimientos de diversas aérea como la óptica, sistemas de visión y procesamiento de imágenes, láser, etc. El escaneo sin contacto es especialmente aplicable desde que encontraron que es difícil estandarizar la sensibilidad de estos dispositivos, por lo que las técnicas de escaneo sin contacto tienen también una amplia aplicación.



**Figura 3.12** Escaneo óptico a una objeto [93]



### **3.3.2.2 Procesamiento de información**

En ésta fase se recopila toda la información obtenida por la fase anterior, además es recomendable el uso de diferentes técnicas de escaneo para poder obtener la mayor información que defina las características de la pieza escaneada. Una buena planificación de un múltiple escaneo de la pieza reduce el esfuerzo para la obtención de datos y evita errores al medir la pieza.

### **3.3.2.3 Desarrollo de la geometría del modelo**

De la misma manera que el desarrollo rápido de prototipos y técnicas similares ayudan a reducir de manera drástica el tiempo tomado para generar piezas físicas a partir de modelos en CAD. Las tecnologías actuales de la Ingeniería inversa han ayudado a reducir el tiempo para generar los modelos de CAD a partir de piezas o componentes antes elaboradas. La generación del modelo de CAD a partir de la información recabada y procesada es probablemente la tarea más compleja debido a que se debe de interpretar la información y generar con esto la forma de la misma pieza.

Esta fase depende en gran medida del propósito real por el cual se aplica la ingeniería inversa. Por ejemplo, si se escanea un molde de inyección roto con el propósito de fabricar un nuevo, el ingeniero que aplica ingeniería inversa debe de estar interesado en generar la geometría, así como también el código de control numérico que pueda ser empleado en máquinas de control numérico (CNC) para su rápida fabricación. Este proceso también es empleado para inspeccionar partes previamente manufacturadas. De igual manera la ingeniería inversa también es empleada en el área médica para escanear uniones de prótesis y así diseñar nuevas uniones artificiales diseñadas específicamente para el paciente [93-95].

## **3.4 Manufactura**

La manufactura en un sentido amplio, es el proceso de convertir la materia prima en productos. En forma tecnológica la manufactura es un conjunto de



actividades secuenciales interrelacionadas que abarca desde el diseño del producto, selección de materia prima y la secuencia de procesos físicos y químicos que alteran la geometría, las propiedades, o el aspecto de la materia prima para elaborar partes o productos terminados figura 3.13 [88].

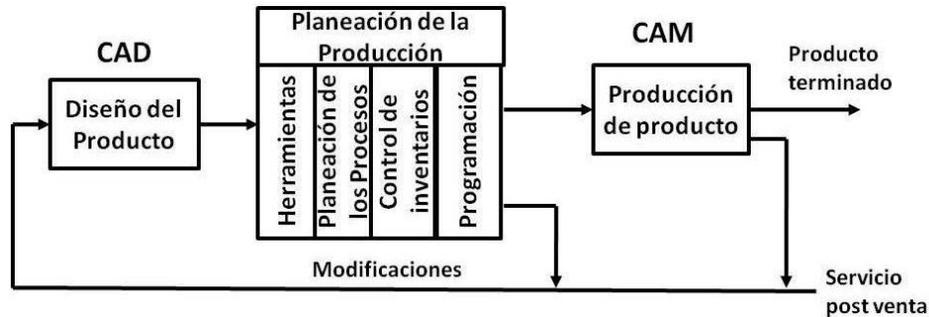


Figura 3.13 Secuencia tradicional de Manufactura [90]

### 3.5 Procesos de Manufactura

Los procesos de manufactura son seleccionados con ciertos atributos de los productos a fabricar, como el tamaño, la forma (complejidad) superficie de acabado, tolerancia dimensional costo y el número de piezas a fabricar. Esto se debe a que ciertos procesos no pueden fabricar piezas complejas, o piezas muy grandes o pequeñas, o el acabado superficial que se requiere solo se obtiene con algún maquinado especial o herramienta (Figura 3.14.). Es por ello que los atributos de la pieza agregan valor a los componentes fabricados. Los atributos más comunes en la realización de un producto son:

- **Condiciones superficiales:** este atributo está muy relacionado con la rugosidad y la tolerancia, ya que el acabado de la pieza controla la apariencia y afecta también el ensamble de las piezas, además de proveer protección, como por ejemplo contra la corrosión.
- **Exactitud Dimensional:** la intercambiabilidad de componentes es un estándar requerido en bastantes productos. Este atributo también incrementa exponencialmente los costos cuando las tolerancias requeridas son muy reducidas y también se requiere una mejor superficie de acabado.

- **Complejidad:** Los productos varían en su forma y en la complejidad, mientras más simple sean las características de su forma, estas se pueden manufacturar empleado diferentes procesos de fabricación.
- **Tamaño:** Los productos no solo varían en su forma si no también en su tamaño, lo que limita a los tipos de procesos de manufactura disponibles para fabricarlos.
- **Índice de producción:** todos los procesos tienen un número de productos que deben de hacerse para justificar económicamente el uso de los procesos. Esto se toma en cuenta cuando se escoge el proceso de manufactura.
- **Costo:** este atributo es afectado por los anteriores atributos y este se incrementa entre más atributos se involucren en la manufactura de un producto [79].

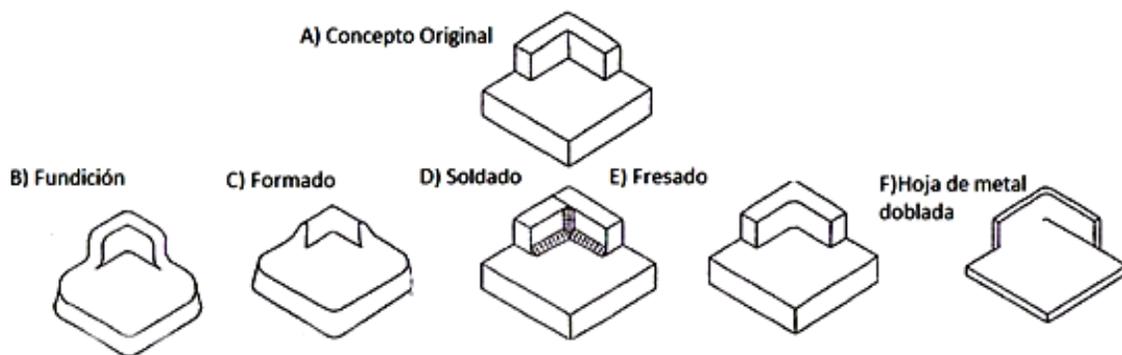


Figura 3.14 El efecto de los Procesos de Manufactura en la geometría de la pieza. [79]

Uno o más de estos atributos pueden ser tomados en cuenta para determinar el proceso de manufactura más apropiado para fabricar las piezas. Los procesos de manufactura se dividen en dos tipos básicos (Figura 3.15): **1) Operaciones de proceso:** estas operaciones transforman un material de trabajo de una etapa a otra más avanzada. **2) Operaciones de ensamble:** estas operaciones unen dos o más componentes para crear una nueva entidad [94].

En base a lo anterior podemos decir que la manufactura del implante está en la categoría de operaciones de proceso, donde se efectúa proceso de deformación (doblado) y remoción de material, es por ello que se explicara de forma general este tipo de proceso.

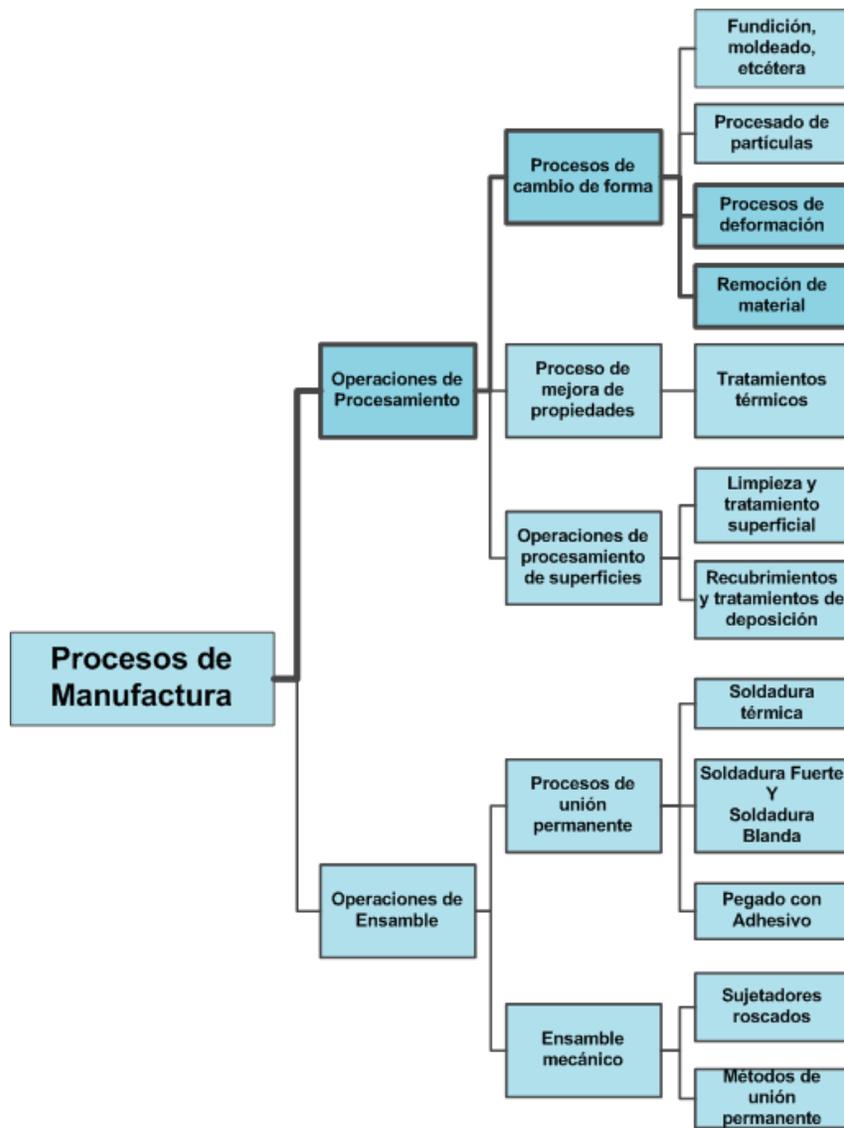
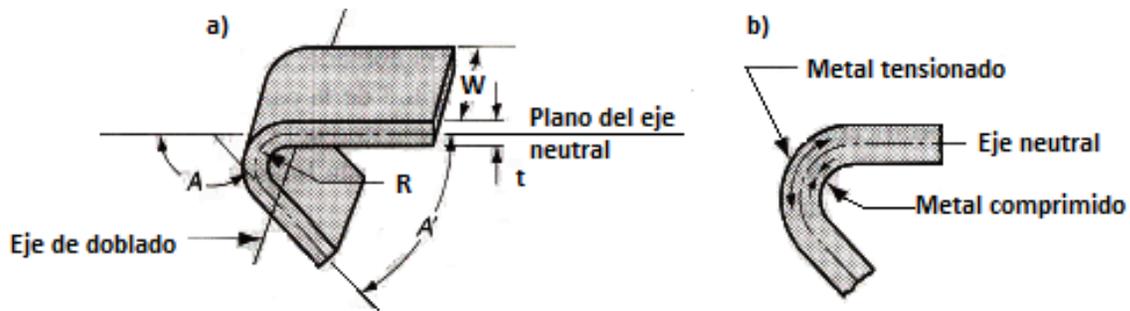


Figura 3.15 Clasificación de los procesos de manufactura. [96]

### 3.5.1 Doblado de láminas y perfiles

El doblado de los materiales se define como la deformación del metal alrededor de un eje recto (Figura 3.16a). La operación de doblado se encuentra dentro de la clasificación de *formado de material*, las cuales usan la deformación plástica para cambiar la forma de las piezas metálicas, esto es visible en el material dentro del eje neutro el cual se comprime, mientras que el material por la parte exterior del eje neutro se estira (Figura 3.16b)



**Figura 3.16** a) Doblado de lámina metálica; b) en el doblado ocurre elongación a la tensión y a la compresión [96]

Normalmente el doblado se realiza a temperatura ambiente o trabajo en frío (por debajo del punto de recristalización). Excepto cuando el material es grueso, frágil o la pieza a trabajar demanda deformaciones significativas. Este tipo de trabajos se puede hacer en caliente o en tibio, debido a que las propiedades de deformación plástica se mejoran con el aumento de la temperatura. Los rangos de las temperaturas de trabajo se muestran en la Tabla 3-1.

**Tabla 3-1** Rangos de temperatura, donde  $T_m$  es la temperatura de fusión

Procesos	$T_m$
Trabajo en frío	<0.3
Trabajo en tibio	$\geq 0.3$
	<0.5
Trabajo en caliente	>0.5

El trabajo en cada una de estas temperaturas trae consigo diferentes ventajas y desventajas por lo que en la Tabla 3-2 se muestran las ventajas más significativas de cada uno de estos rangos de trabajo.



Tabla 3-2 Ventajas de los diferentes rangos de temperatura de trabajo

Proceso	Trabajo en Frio	Trabajo en Tibio	Trabajo en Caliente
Ventajas	Mejor precisión y tolerancias más estrechas	Fuerza más baja y menor requerimiento de potencia	La forma de la parte de trabajo se puede alterar significativamente
	Mejor acabado superficiales	Son posibles trabajos más intrincados	Se requiere menor potencia para deformar el material
	El endurecimiento por deformación aumenta la resistencia y dureza de la parte	Se elimina o reduce la necesidad de un recocido	
	Ahorro en el proceso por no calentar la pieza		

### 3.5.1.1 Análisis de ingeniería del doblado

El comportamiento elastoplástico de los materiales metálicos al ser doblados se refleja en el diagrama Esfuerzo-Deformación, determinado por las pruebas de tensión (Figura 3.17). En la gráfica de esfuerzo-deformación de la figura 3.17 se exhibe la propiedad elástica de los materiales (Ley de Hooke), del punto denominado como hasta la **O** el punto **A**. Además si consideramos que la carga se incrementa lentamente hasta el punto **B** y luego se descarga, la gráfica seguirá la línea **BC** paralela a **OA**; la distancia **OC** representa la deformación permanente provocada por la carga, y las distancia **CD** represente la recuperación elástica (spring-back) que ocurre cuando se retira la carga. El área sombreada **AOBD** representa la cantidad de trabajo necesario para causar la deformación **OC** [97].

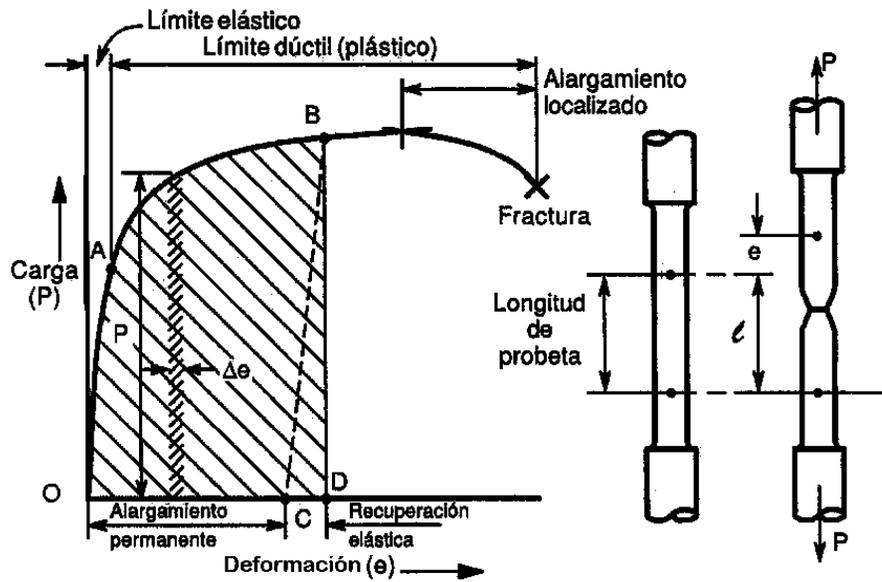


Figura 3.17 Prueba de tensión de un material dúctil. [97]

La alteración de forma que ocurre cuando las barras que son dobladas en la prueba de tensión, es principalmente determinada por las especificaciones paramétricas del módulo de elasticidad y el límite de fluencia. Debido al comportamiento elastoplástico de los materiales metálicos, las barras tienen una recuperación elástica (Figura 3.18.). (spring-back) de algunos ángulos o grados después de retirar la carga de flexión

Los fenómenos como la recuperación elástica del material en un radio, la deformación oval en la sección transversal, así como cambios en la longitud son inevitables al deformar el material a causa de una flexión.

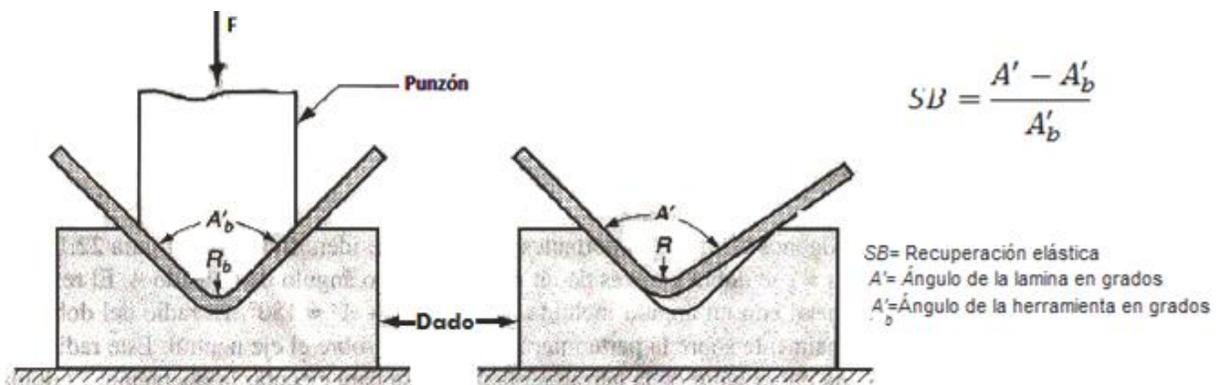


Figura 3.18 Efecto de la recuperación elástica [98]

### 3.5.1.2 Métodos para doblar barras o laminas

Diferentes métodos pueden ser empleados para doblar barras o laminas, esto dependen del material a emplear y los requerimientos de la precisión final, entre los métodos más empleados se encuentra:

- Doblado por rotación (Rotary draw bending).
- Rolado con 3 rodillos (3-roll bending).
- Dobladora con dado deslizante (compression bending) [98] (Figura 3.19).

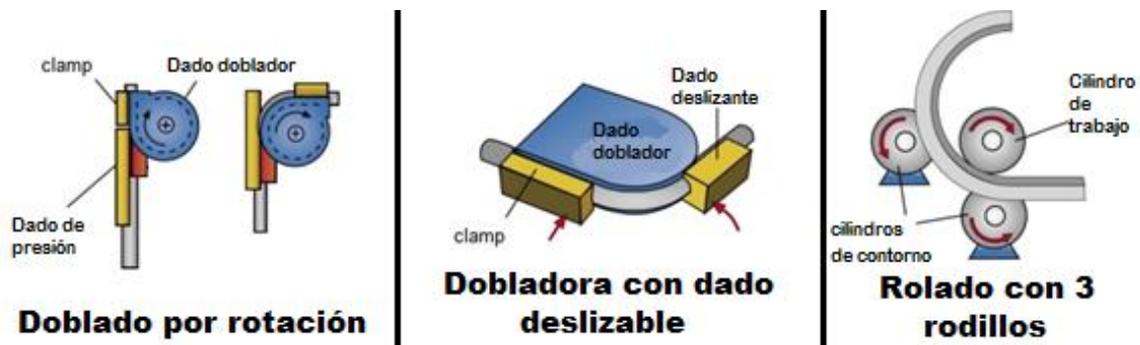


Figura 3.19 Métodos para doblar tubos [98].

### 3.5.2 Remoción de Material

Estas son operaciones convencionales que quitan el exceso de material de las piezas de trabajo para que la forma resultante adquiera la geometría deseada. Los procesos más importantes en esta categoría son operaciones de **maquinado** como **torneado, fresado y taladrado** (Figura 3.20). Estas operaciones de corte son las más recurrentes para metales sólidos. Se ejecutan utilizando herramientas de corte que son más duras y fuertes que el metal de trabajo. Además existen procesos de remoción de material que emplean tecnologías como el rayo láser, ases de electrones, erosión química, descargas eléctricas y energía electroquímica etc.

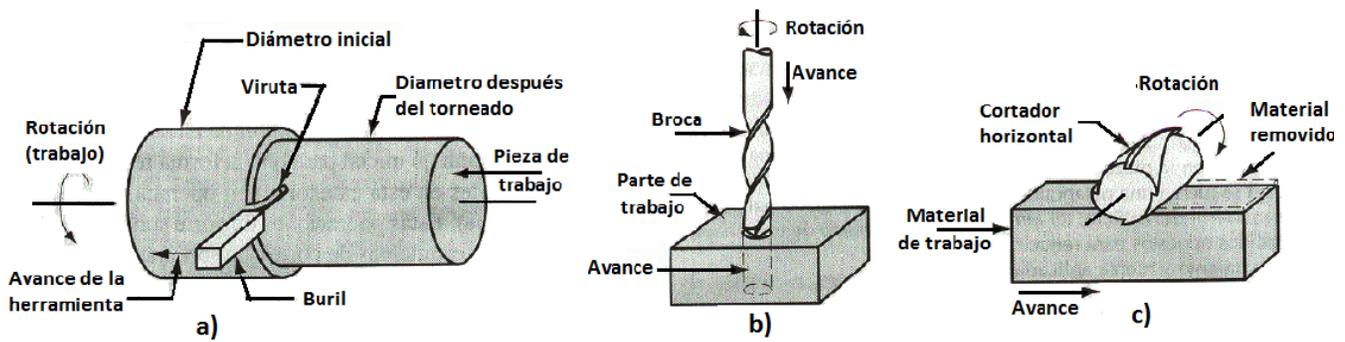


Figura 3.20 Operaciones comunes de maquinado; a) torneado b) taladro c) fresado [82]

La remoción de material cubre un amplio rango de aspectos que deben de entenderse para la correcta selección del proceso de remoción (Figura 3.21.).

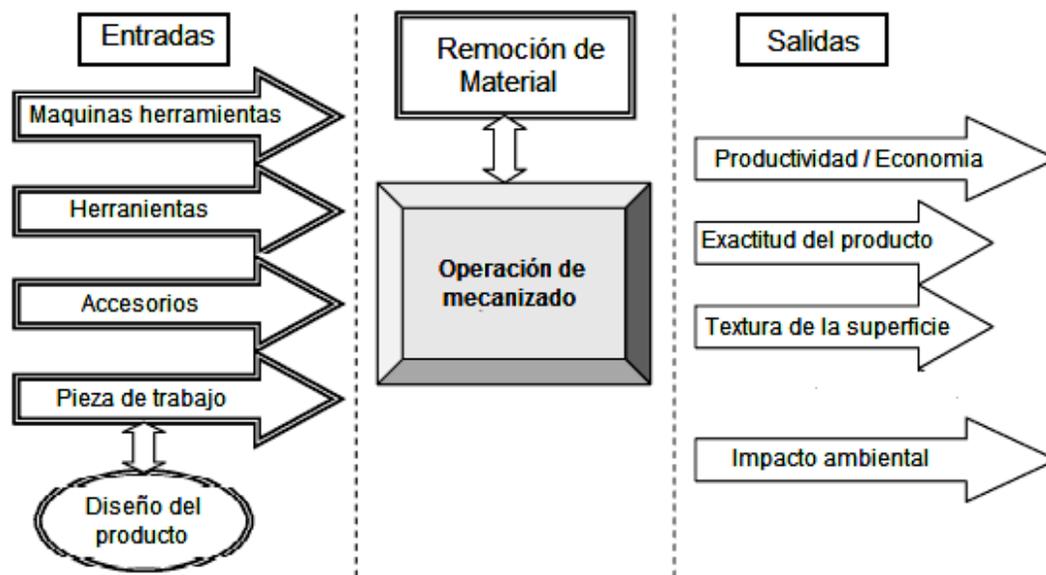
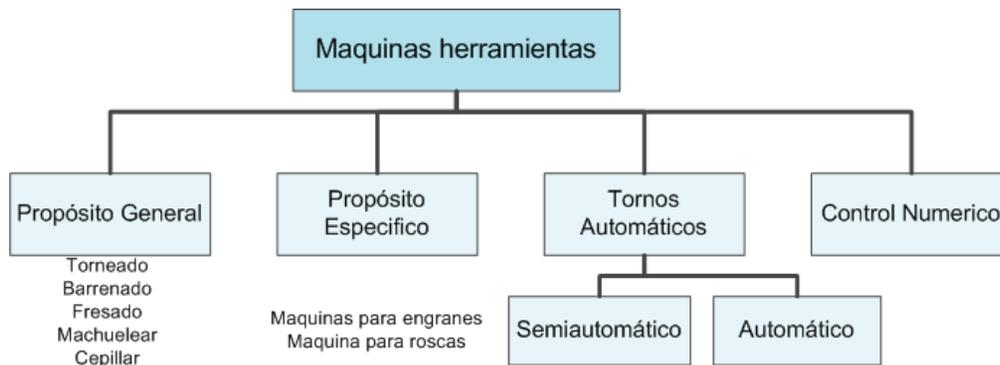


Figura 3.21 Aspectos generales de la remoción de material

### 3.5.2.1 Máquinas Herramientas

Cada máquina herramienta es capaz de realizar diversas operaciones de mecanizado para producir las partes necesarias con la exactitud requerida y acabado superficial especificado. Las máquinas herramientas se pueden clasificar como se muestra en la Figura 3.22 [99,100].



**Figura 3.22** Clasificación de las máquinas herramientas

El control de la herramienta, las condiciones de corte del trabajo y de la máquina herramienta permite fabricar partes con gran precisión y repetitividad a tolerancia de 0.025mm o mejores. Las máquinas herramientas tradicionalmente para realizar las tres operaciones comunes de maquinado se identifican en la Tabla 3-3

**Tabla 3-3** Máquinas herramientas usadas para las tres operaciones más comunes

Operación de Maquinado	Máquina Herramienta	Definiciones de velocidad, avance y profundidad
<b>Torneado</b>	Torno	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La pieza gira a determina velocidad.</li> <li>• La herramienta avanza paralela al aje de trabajo.</li> <li>• La profundidad de corte es la penetración de la herramienta en la superficie de trabajo.</li> </ul>
<b>Barrenos</b>	Prensa Taladradora	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La pieza esta inmóvil y la herramienta gira a determinada velocidad.</li> <li>• La herramienta gira y avanza paralelamente a su eje. El diámetro de la broca determina el diámetro del agujero.</li> <li>• La profundidad de corte es la profundidad del agujero.</li> </ul>
<b>Fresado</b>	Maquina fresadora	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La pieza esta inmóvil y la herramienta gira a determinada velocidad.</li> <li>• El trabajo avanza en dirección perpendicular al eje de la herramienta.</li> <li>• La profundidad de corte es la penetración de la herramienta debajo de la superficie original.</li> </ul>



## 3.6 Materiales empleados en el área médica (biomateriales)

En la actualidad la reconstrucción de partes dañadas del cuerpo con ayuda de biomateriales ya es una realidad, ejemplo de esto son las prótesis de diferente índole como de cadera, hombro, columna, etc. En principio, el éxito de esto fue complicado, debido a que se empleaban materiales industriales seleccionados con criterios de aceptabilidad biológica.

Los biomateriales deben de cumplir con la condición inicial de *biocompatibilidad*, así como de permanecer un periodo de tiempo dentro del organismo (*duración*) y aportar la *estabilidad mecánicas* requeridas en su aplicación, con el objeto de evaluar, tratar, aumentar o remplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo.

La *biocompatibilidad* de los biomateriales es una característica imprescindible ya que no deben ocasionar daños o reacciones tóxicas al organismo durante el tiempo que esté alojado en el cuerpo cumpliendo su función. Naturalmente, el tiempo variara según la función a la que esté destinado.

En la actualidad los biomateriales son empleados para distintas aplicaciones en el cuerpo debido a sus propiedades mecánicas; es por eso que los biomateriales empleados en aplicaciones médicas con mayor recurrencia son: las *aleaciones metálicas, polímeros y cerámicos*.

### 3.6.1 Aleación de titanio empleada

Las *Aleaciones de Titanio* presentan una gran biocompatibilidad, debido a que especialmente resisten frente a todo tipo de corrosión, además de presentar menor riesgo de infección que el acero inoxidable y aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno [101].



El Ti-6Al-4V es la aleación de Titanio de uso más común en la fabricación de dispositivos protésicos. Su formulación varía ligeramente según el estándar o el fabricante escogido.

La resistencia de la aleación Ti-6Al-4V aumenta al incrementar el contenido de Oxígeno, Nitrógeno, Aluminio o Vanadio. Por otra parte, al disminuir los elementos antes mencionados, mayor es la tenacidad a la fractura, la ductilidad, la resistencia a la corrosión inducida por tensión y la velocidad de propagación de grietas [102,103].

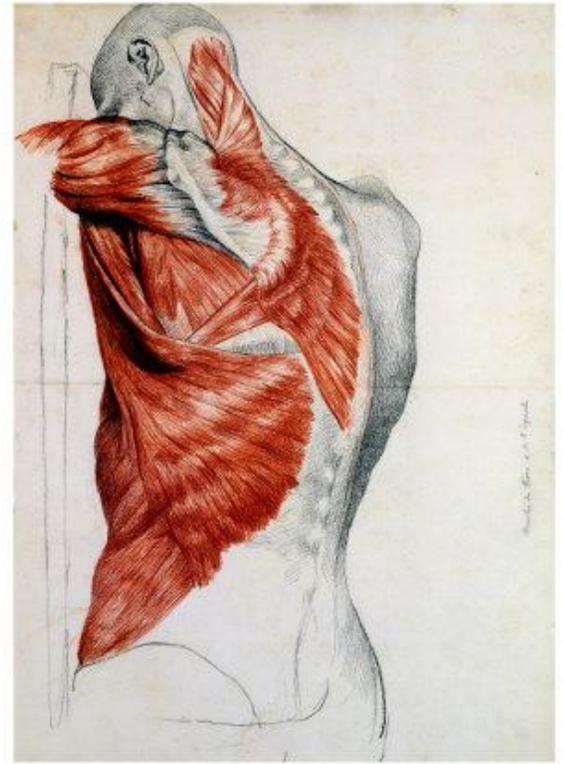
El Ti-6Al-4V (Tabla 3-4) se usa frecuentemente con una microestructura recocida, la cual presenta una buena combinación de resistencia, tenacidad, ductilidad y resistencia a la fatiga. El límite elástico mínimo varía desde 760 a 895 MPa, dependiendo del proceso, tratamiento térmico y composición química (principalmente oxígeno) del material.

Tabla 3-4 Propiedades mecánicas Ti6Al4V

PROPIEDADES MECÁNICAS Ti6Al4V	
Módulo de Elasticidad	113.8 GPa
Dureza Brinell	334 Kgf/mm
Dureza Vickers	363 Kgf/mm
Máximo esfuerzo a la tensión (UTS)	950 MPa
Modulo de Poisson	0.342
Límite de resistencia a la fatiga	240 MPa
Esfuerzo cortante	550 MPa
PROPIEDADES FÍSICAS, QUÍMICAS Y ELÉCTRICAS	
Densidad	fase a (20° C): 4,51 g·cm <sup>3</sup> fase b (885° C): 4,35 g·cm <sup>3</sup>
Peso atómico	47.88 (g/mol <sup>-1</sup> )
Punto de ebullición	3.260 °C
Punto de fusión	1.670°±5°C
Masa atómica	α (HCP) para T < 882° C β (BCC) para T > 882° C
Resistividad eléctrica	0.0026Ω·m
PROPIEDADES DE LOS ELEMENTOS QUE LO COMPONEN	
Aluminio, Al	5.50 – 6.75 %
Carbono, C	<= 0.0800 %
Hidrogeno, H	<= 0.0150 %
Fierro, Fe	<= 0.400 %
Nitrógeno, N	<= 0.0300 %
Oxígeno, O	<= 0.200 %
Titanio, Ti	87.725 - 91.0 %
Vanadio, V	3.50 - 4.50 %

# CAPÍTULO IV

## Ingeniería Inversa y Manufactura del Implante



En el presente capítulo se aplica ingeniería inversa en la inspección y en el rediseño del implante. Así mismo, se plantea una metodología para la manufactura del mismo.



## 4.1 Discusión sobre los implantes

Como se mencionó previamente en el capítulo tres los implantes como el de Harrington, Luque, Galveston, Luque-Galveston y Morales, están dirigidos a resolver la inestabilidad de la columna. Estos implantes cuentan con características similares, sin embargo también presentan diferencia entre ellos como se ha reportado en este trabajo sin embargo podemos resumirlos en:

- Harrington es cronológicamente el primero en resolver problemas por inestabilidad de columna en la región lumbar y toracolumbar. Este implante resuelve la inestabilidad de columna con resultados favorables en un año donde los 3 primeros meses es necesario reposo y los 6 meses posteriores soporte exterior. Los problemas vinculados a este implante es la altura de los trinquetes a los que se puede ajustar los ganchos que transfieren el peso a la parte inferior del cuerpo, así mismo también se ha reportado menormente fractura de barras Harrington.
- Luque con instrumentación sublamina resuelve la inestabilidad en la región lumbar y toracolumbar. Este implante provee una fijación rígida y permite una temprana movilización sin necesidad de soportes externos. La instrumentación Luque es un procedimiento complicado, lo que se traduce en mayor tiempo en el quirófano y esfuerzo al instrumentar. Las complicaciones que se tienen es debido al paso de alambres sublaminares en múltiples niveles, con el riesgo de lesiones neurológicas, así como aflojamiento y/o ruptura de los alambres
- Galveston este implante proporciona estabilidad en el área torácica, lumbar y pélvica. La ventaja que se adjunta es la fijación en las zonas antes mencionadas, sin embargo no es posible instrumentar a pacientes con problemas de osteoporosis debido a que se emplean tornillos pediculares.

Por otra parte, el diagnóstico juega un papel importante para determinar la etiología de la inestabilidad de la columna. Partiendo de un diagnóstico donde se determine instrumentación, el cirujano es quien determina el tipo de implante a emplear, sin embargo esta decisión en ocasiones es igualmente acordada por el

material disponible en el hospital, así como la experiencia que cada médico ortopedista tenga en la instrumentación de los implantes.

## 4.2 Aplicación de la Ingeniería Inversa en el Marco de Distracción

Aplicaciones como la creación de un diseño nuevo a partir de uno existente, obtener dibujos a detalle de un prototipo o de una pieza dañada o desgastada, así como la inspección de un lote, son algunas de las aplicaciones de la ingeniería inversa vistas en el capítulo previo. Tomando en cuenta las aplicaciones de la ingeniería inversa y los objetivos planteados, en el presente trabajo se aplica la inspección y la modificación de un diseño existente. En la Figura 4-1 se ilustran las aplicaciones de ingeniería inversa que emplearan en el presente trabajo.

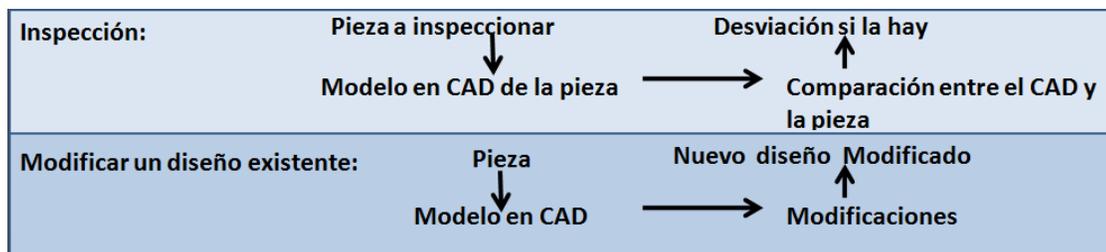
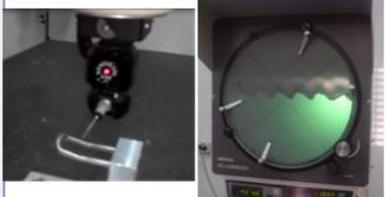
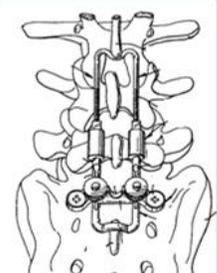


Figura 4-1 Aplicaciones de Ingeniería inversa en el implante.

El estudio inicia con una inspección del implante, lo que permitirá identificar los defectos o problemas que tenga de forma, asimismo, evidenciar la necesidad de estandarizar el proceso de fabricación. Por otra parte, se trabaja en la modificación del diseño con atributos antropométricos de pacientes internados con problemas de inestabilidad de columna en hospital Victorio de la Fuente Narváez del IMSS durante un año.

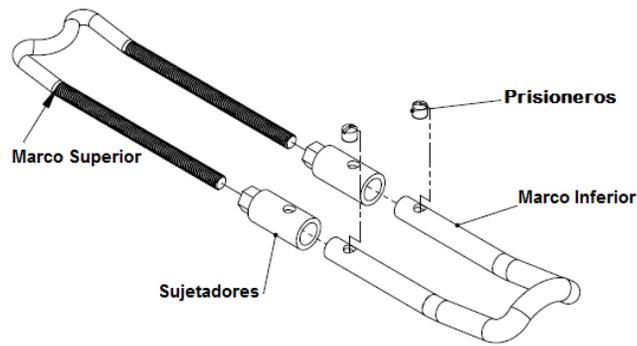
La metodología de la Ingeniería Inversa asistirá en la obtención del modelo en CAD, mismo que auxiliara en la parte de inspección y modificación del diseño de estudio. La metodología de ingeniería inversa como ya se mencionó en el capítulo III se ilustra en la Figura 4-2.

Metodología	
Barrido del Implante	<ul style="list-style-type: none"> <li>Identificar los equipos apropiados para obtener las mediciones del implante</li> <li>Diseño y fabricación de dispositivos de sujeción para el escaneo</li> <li>Barrido de prótesis</li> </ul> 
Procesamiento de información	<ul style="list-style-type: none"> <li>Obtención de las dimensiones del implante</li> <li>Ángulos y radios de la prótesis</li> <li>Determinación de tipo de rosca</li> </ul> 
Desarrollo de la geometría del modelo	
Aplicación	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>Inspección</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>Modificación del modelo actual</p>  </div> </div>

**Figura 4-2** Metodología de la ingeniería inversa aplicada en el desarrollo del implante de estudio

### 4.2.1 Barrido del implante y Procesamiento de la información

El propósito de esta etapa es obtener las características dimensionales de la prótesis, así como analizar la información para crear los modelos en CAD, por lo que es necesario efectuar un barrido o escaneo de las piezas que la conforman. Es importante notar que cada pieza tiene características diferentes, mismas que deben de considerarse para seleccionar el o los instrumentos de medición apropiado para esa tarea, es por ello que se inicia con la identificación de los componentes que conforman el implante, expuestos en la Figura 4-3.

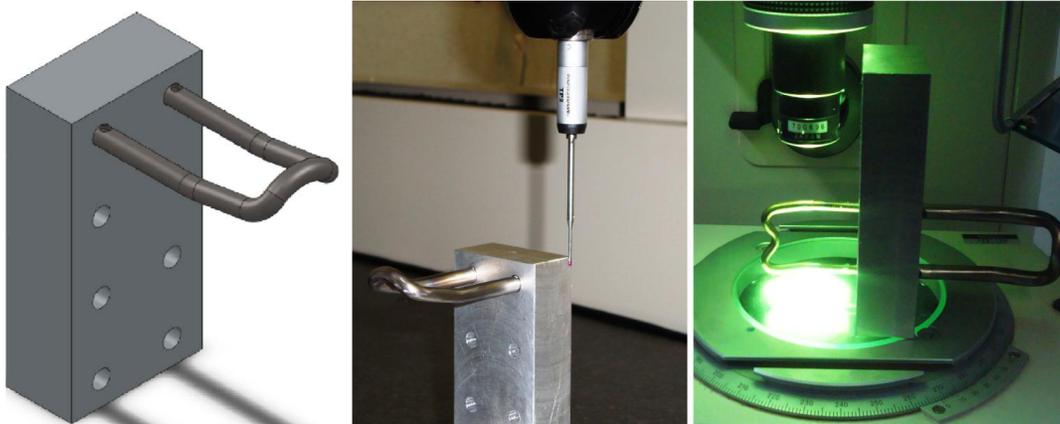


**Figura 4-3** Nombre de los elementos que componen el implante de columna

En la Figura 4-4 se ilustra una matriz de las características a medir de cada uno de los componentes del implante versus los instrumentos de medición disponibles en el laboratorio. Ésta matriz es empleada para seleccionar el instrumento de medición para cada componente del implante. Una vez realizada la selección, se procede a la calibración de los instrumentos de medición y en casos particulares como la medición del marco inferior y superior donde se emplea el proyector de perfiles y el CMM es necesario fabricar un sistema de sujeción que facilite la obtención de las mediciones (Figura 4-5). En el Anexo I están los dibujos a detalle, la programación en control numérico y la ruta de la herramienta empleados para la fabricación del sistema de sujeción.

Instrumentos de medición		BPC			BSC
		Vernier	micrómetro	CMM	Calibrador de roscas proyector de perfiles
Característica a Medir					
Marco Superior	A Rosca				✓
	B Ángulos de doblez			✓	✓
	C Radios por doblez			✓	✓
	D Diámetro	✓	✓		
	E Longitudes	✓			✓
Marco inferior	F Angulo de doblez			✓	✓
	G Radios por doblez			✓	✓
	H Longitudes				✓
	I Profundidades	✓			
	J Diámetros	✓	✓		
	K Barrenos	✓	✓		
Sujetador	L Profundidades	✓			
	M Longitudes	✓	✓		✓
	N Diámetros	✓			✓
Prisionero	O Diámetros	✓	✓		✓
	P Longitudes	✓	✓		✓
	Q Rosca				✓

**Figura 4-4** Análisis Matricial. Donde BPC es barrido por contacto y BSC es barrido sin contacto.



**Figura 4-5** Sistema de sujeción para medir el marco inferior del implante

Considerando el difícil acceso al implante debido al precio elevado del mismo y los recursos del proyecto, solo es posible extraer el mínimo de muestras para su examinación. De esta forma se toma en cuenta la norma militar estándar MIL STD 105D para el muestreo simple reducido [105,106]. Con ayuda de la tablas militar estándar se obtiene que para un lote de 30 piezas el tamaño de muestra son 2 piezas. Partiendo de esta aproximación, se procede a obtener las dimensiones del implante con la asistencia de un formato como el de la Tabla 4-1 y la Tabla 4-2.

Los formatos empleados para recopilar la información del componente, así como las especificaciones del instrumento de medición a utilizar. Por otra parte, el formato está dividido en 3 columnas, en donde la primera contiene un esquema explicativo y la nomenclatura correspondiente a cada medición. La segunda columna es la destinada a las mediciones y en la tercera columna se encuentran las observaciones encontradas al momento de medir el componente.

Finalmente se obtuvieron 6 formatos por cada implante los cuales se presentan en el Anexo II.



**Tabla 4-1 Obtención y procesamiento de los datos de los sujetadores del primer implante**

Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	1	de	6
Componente:	Sujetadores			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina				
Barrido por contacto (BPC):	X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:					
Instrumento de medición:	Vernier			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo				
Resolución:	0.02		Unidades:	mm	Fecha de revisión:				
Intervalo:	0-150		No. De Pieza	1	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				Sujetador Izquierda		Sujetador Derecha		<p>La medida de J esta determinado de la siguiente forma:</p> $J=I+E/2$ <p>Los valores de A, F y G fueron tomadas con micrómetro de resolución de 0.001 mm y con un intervalo de 0-25mm.</p> <p>El valor de F coincidía con el vernier en la escala en pulgadas en el valor de 0.375</p> <p>En los barrenos E y H se encontró rosca por todo lo largo del barreno</p> <div style="text-align: center;"> </div>	
				A <sub>1</sub> =	23.62	A <sub>1</sub> =	23.98		
				A <sub>2</sub> =	23.64	A <sub>2</sub> =	23.96		
				A <sub>3</sub> =	23.64	A <sub>3</sub> =	23.98		
				$\bar{A}$ =	23.633	$\bar{A}$ =	23.9733		
				B <sub>1</sub> =	6.1	B <sub>1</sub> =	7.5		
				B <sub>2</sub> =	6.12	B <sub>2</sub> =	7.52		
				B <sub>3</sub> =	6.1	B <sub>3</sub> =	7.5		
				$\bar{B}$ =	6.1067	$\bar{B}$ =	7.50667		
				C <sub>1</sub> =	6.7	C <sub>1</sub> =	6.72		
				C <sub>2</sub> =	6.72	C <sub>2</sub> =	6.72		
				C <sub>3</sub> =	6.72	C <sub>3</sub> =	6.74		
				$\bar{C}$ =	6.7133	$\bar{C}$ =	6.72667		
				D <sub>1</sub> =	14.9	D <sub>1</sub> =	14.94		
				D <sub>2</sub> =	14.92	D <sub>2</sub> =	14.94		
				D <sub>3</sub> =	14.9	D <sub>3</sub> =	14.96		
				$\bar{D}$ =	14.907	$\bar{D}$ =	14.9467		
				E <sub>1</sub> =	3.44	E <sub>1</sub> =	3.44		
				E <sub>2</sub> =	3.46	E <sub>2</sub> =	3.44		
				E <sub>3</sub> =	3.44	E <sub>3</sub> =	3.44		
				$\bar{E}$ =	3.4467	$\bar{E}$ =	3.44		
				F <sub>1</sub> =	9.525	F <sub>1</sub> =	9.525		
				F <sub>2</sub> =	9.524	F <sub>2</sub> =	9.525		
				F <sub>3</sub> =	9.525	F <sub>3</sub> =	9.525		
				$\bar{F}$ =	9.5247	$\bar{F}$ =	9.525		
				G <sub>1</sub> =	6.44	G <sub>1</sub> =	6.46		
				G <sub>2</sub> =	6.46	G <sub>2</sub> =	6.44		
				G <sub>3</sub> =	6.44	G <sub>3</sub> =	6.46		
$\bar{G}$ =	6.4467	$\bar{G}$ =	6.45333						
H <sub>1</sub> =	3.46	H <sub>1</sub> =	3.46						
H <sub>2</sub> =	3.44	H <sub>2</sub> =	3.46						
H <sub>3</sub> =	3.44	H <sub>3</sub> =	3.46						
$\bar{H}$ =	3.4467	$\bar{H}$ =	3.46						
I <sub>1</sub> =	6.58	I <sub>1</sub> =	6.62						
I <sub>2</sub> =	6.58	I <sub>2</sub> =	6.6						
I <sub>3</sub> =	6.58	I <sub>3</sub> =	6.6						
$\bar{I}$ =	6.58	$\bar{I}$ =	6.60667						
J=	8.3033	J=	8.32667						



Tabla 4-2 Obtención y procesamiento de los datos del Marco inferior del segundo implante

Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	2	de	6
Componente:		Marco Inferior		Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina			
Barrido por contacto (BPC):	X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:					
Instrumento de medición:		Vernier		Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo			
Resolución:	0.02	Unidades:	mm	Fecha de revisión:					
Intervalo:	0-150	No. De Pieza	2	Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo			Mediciones				Observaciones		
			A <sub>1</sub> =	52.86	A' <sub>1</sub> =	52.28	<p>Para determinar la dimensión de F y F' se obtuvo sumando la mitad de B y B' respectivamente, como se muestra en la siguiente formula</p> $F=E+(B/2)$ <p>Otra dimensión que se obtuvo con una operación fue H que se consiguió de la siguiente manera:</p> $H=G-C$ <p>La dimensiones C, C', G fueron tomadas en la escala de pulgadas del mismo vernier ya que no concedían con ninguna medida en la escala de milímetros. La resolución en el vernier es de 0.001 plg</p> <p>Por otra parte se encontró que H en la parte abierta de la pieza es más grande que la que está en la parte cerrada del marco, como se muestra en la figura 1</p> <p>Figura 1 Fotografía del Marco Inferior</p> <p>En la parte cerrada donde indica la flecha, el marco tiene una distancia <math>\bar{G}</math> de 1.32plg</p>		
			A <sub>2</sub> =	52.86	A' <sub>2</sub> =	52.26			
A <sub>3</sub> =	52.86	A' <sub>3</sub> =	52.28						
$\bar{A}$ =	52.86	$\bar{A}'$ =	52.2733						
B <sub>1</sub> =	4.24	B' <sub>1</sub> =	4.24						
B <sub>2</sub> =	4.24	B' <sub>2</sub> =	4.24						
B <sub>3</sub> =	4.24	B' <sub>3</sub> =	4.24						
B=	4.24	B'=	4.24						
			C <sub>1</sub> =	0.25	C' <sub>1</sub> =	0.25			
			C <sub>2</sub> =	0.25	C' <sub>2</sub> =	0.25			
			C <sub>3</sub> =	0.25	C' <sub>3</sub> =	0.25			
			C=	0.25 plg	C'=	0.25 plg			
			D <sub>1</sub> =	4.4	D' <sub>1</sub> =	4.4			
			D <sub>2</sub> =	4.38	D' <sub>2</sub> =	4.4			
			D <sub>3</sub> =	4.4	D' <sub>3</sub> =	4.4			
			D=	4.3933	D'=	4.4			
			E <sub>1</sub> =	5.1	E' <sub>1</sub> =	5.08			
			E <sub>2</sub> =	5.1	E' <sub>2</sub> =	5.08			
			E <sub>3</sub> =	5.1	E' <sub>3</sub> =	5.08			
			$\bar{E}$ =	5.1	$\bar{E}'$ =	5.08			
			F <sub>1</sub> =	7.22	F' <sub>1</sub> =	7.2			
			F <sub>2</sub> =	7.22	F' <sub>2</sub> =	7.2			
			F <sub>3</sub> =	7.22	F' <sub>3</sub> =	7.2			
			F=	7.22	F'=	7.2			
			G <sub>1</sub> =	1.36					
			G <sub>2</sub> =	1.36					
			G <sub>3</sub> =	1.36					
			G=	1.36 plg					
			H <sub>1</sub> =	1.11					
			H <sub>2</sub> =	1.11					
			H <sub>3</sub> =	1.11					
			H=	1.11 plg					

### 4.2.2 Obtención del Modelo

Una vez recopilada la información de la etapa anterior, es posible construir los modelos en electrónico de cada implante como los de la Figura 4-6, Figura 4-7, Figura 4-8A y Figura 4-8B



Figura 4-6 Modelos en CAD del Marco Inferior del primer implante

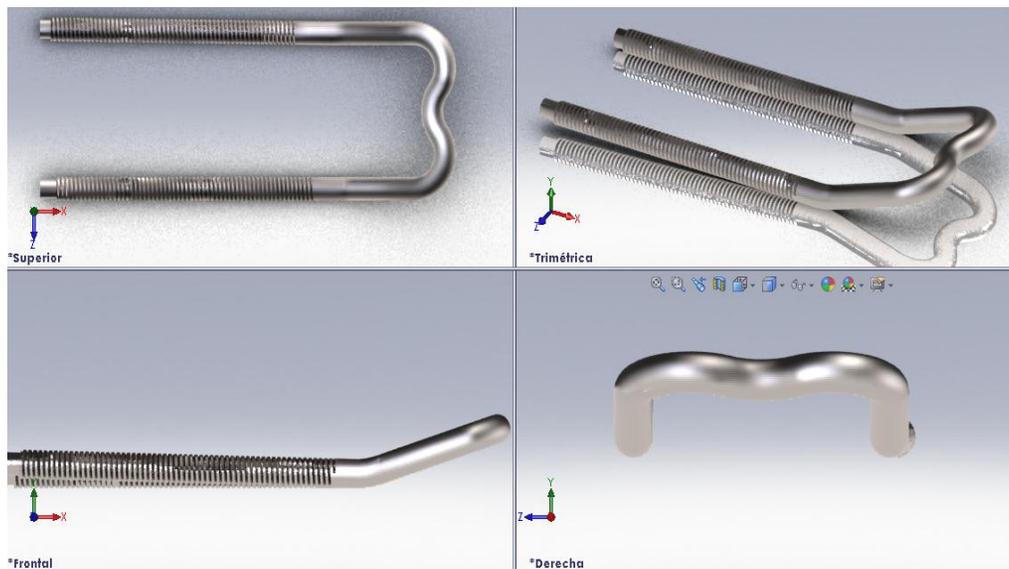


Figura 4-7 Modelo en CAD del Marco Superior del primer implante

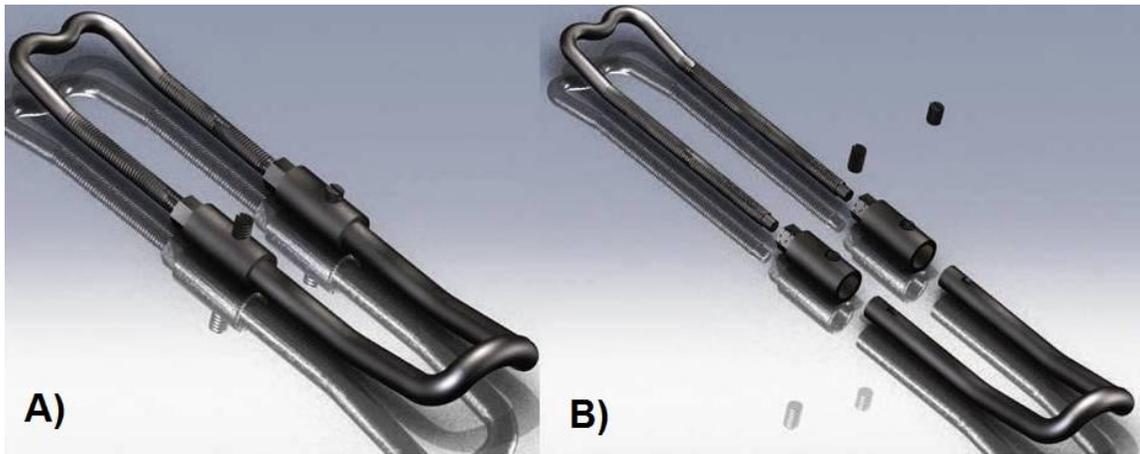


Figura 4-8 A) Ensamble del primer implante B) Desensamble del implante

Con la generación de los modelos en electrónico, es posible documentar los detalles de los componentes (Figura 4-9), esto con el fin de que en etapas posteriores sirvan como referencia. En el Anexo III se encuentran los dibujos a detalle de los componentes de cada implante.

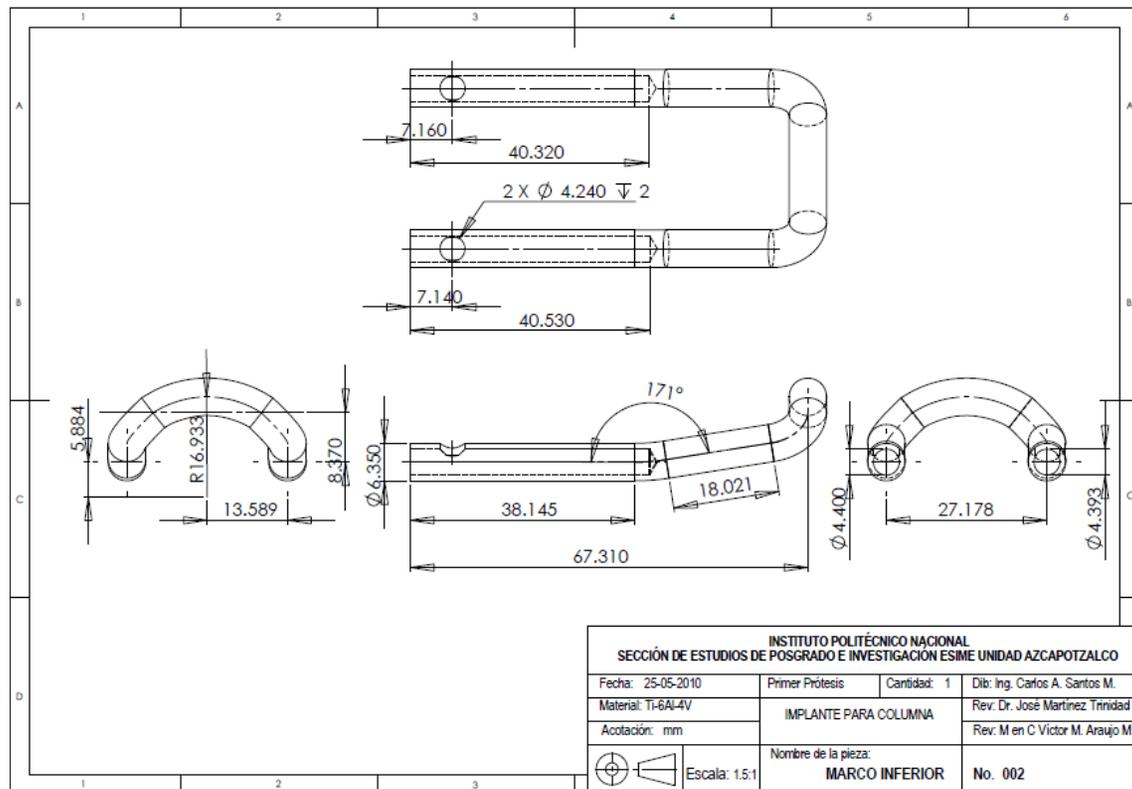


Figura 4-9 Dibujo a detalle del Marco Inferior del primer implante



### 4.2.3 Inspección

En la etapa de inspección los dos implantes son comparados con su contraparte, con el fin de encontrar similitudes y defectos que estos posean. La inspección de las piezas es efectuada en formatos como los de la Tabla 4-3, donde se comparan dimensionalmente tomando en cuenta el promedio de las medidas tomadas en la etapa de obtención de datos.

Los formatos para inspección son similares a los empleados para recaudar datos pero difieren en la segunda columna donde contiene el promedio de las mediciones efectuadas a cada componente, mismas que dan una aproximación de la variación entre componentes y en la tercera columna se hace un análisis y comparación entre los implantes.

En la Tabla 4-3 es analizado los sujetadores de los dos implantes, donde en la sección de mediciones está dividida en dos columnas. En la primer columna están los sujetadores del lado izquierdo para los dos componentes y en la segunda columnas están los sujetadores del lado derecho. De forma general en los sujetadores existe diferencia dimensional, pero es de mayor proporción las correspondientes al valor de A y de B, donde existen diferencia de hasta 2.393mm entre el valor mínimo y máximo de B. Esta diferencia es significativa considerando que esta pieza posee las mismas características para los dos implantes.

En la Tabla 4-4 y Tabla 4-5 se encuentran los formatos de inspección de los Marcos Inferiores para los dos implantes. En este estudio es posible notar una diferencia mínima en el largo de las piezas, profundidad en los barrenos, así como diferencia en sección rectilínea del marco superior (figura 2.2 en la Tabla 4-4). El detalle de la abertura más angula encontrado en el extremo opuesto al dobléz en U de la segunda pieza examinada es de importancia, considerando que es una parte recta del diseño (figura 3.1 de la Tabla 4-5).

El estudio de los marcos superiores de los implantes se encuentran en la Tabla 4-6 y Tabla 4-7. En estos componentes existen diferencias de importancia, como la



presentada en la figura 4.1 de la Tabla 4-6 donde se encuentra diferencia en la altura de las secciones con rosca, así como el largo del marco. Otro problema visible es la diferencia entre los ángulos como se muestra en la figura 4.2 de la Tabla 4-6.

Finalmente en la Tabla 4-8 se ilustra el estudio que se realizó a los prisioneros, donde es posible notar problemas con la altura de los mimos, así como problemas en el acabado de la rosca (figura 6.2 de la Tabla 4-8).

**Tabla 4-3 Formato donde se inspeccionan los sujetadores.**

Inspección de los Implantes		Fecha de realización:		Pag. No.	1	de	6	
Componente:		Sujetadores		Fecha de revisión:				
Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina		Revisado: M en C Víctor Araujo Monsalvo				
				Fecha de revisión:				
				Revisado: Dr. José Martínez Trinidad				
Esquema Explicativo		Mediciones				Observaciones		
		Sujetador Izquierda		Sujetador Derecha		<p>En este componente encontramos diferencia considerables <math>B_1, B_2, \bar{A}_1</math> y <math>\bar{A}_2</math> de los sujetadores de los dos componentes(Figura 1.1)</p> <p><b>Figura 1.1</b> Sujetadores</p> <p>La diferencia en dimensiones se puede atribuir al desgaste de herramienta o a la falta de estandarización en la profundidad de corte.</p> <p><b>Figura 1.2</b> Comparación entre componentes</p>		
		PZ1	$\bar{A}_1=$	23.6333	$\bar{A}_1=$			23.9733
		PZ2	$\bar{A}_2=$	23.5033	$\bar{A}_2=$			23.6333
		PZ1	$\bar{B}_1=$	6.10667	$\bar{B}_1=$			7.50667
		PZ2	$\bar{B}_2=$	5.11333	$\bar{B}_2=$			5.29333
		PZ1	$\bar{C}_1=$	6.71333	$\bar{C}_1=$			6.72667
		PZ2	$\bar{C}_2=$	6.71333	$\bar{C}_2=$			6.72
		PZ1	$\bar{D}_1=$	14.9067	$\bar{D}_1=$			14.9467
		PZ2	$\bar{D}_2=$	14.9133	$\bar{D}_2=$			14.9267
		PZ1	$\bar{E}_1=$	3.44667	$\bar{E}_1=$			3.44
		PZ2	$\bar{E}_2=$	3.40667	$\bar{E}_2=$	3.41333		
		PZ1	$\bar{F}_1=$	9.52467	$\bar{F}_1=$	9.525		
		PZ2	$\bar{F}_2=$	9.52467	$\bar{F}_2=$	9.52467		
		PZ1	$\bar{G}_1=$	6.44667	$\bar{G}_1=$	6.45333		
		PZ2	$\bar{G}_2=$	6.44667	$\bar{G}_2=$	6.43333		
		PZ1	$\bar{H}_1=$	3.44667	$\bar{H}_1=$	3.46		
		PZ2	$\bar{H}_2=$	3.42	$\bar{H}_2=$	3.46667		
		PZ1	$\bar{I}_1=$	6.58	$\bar{I}_1=$	6.60667		
		PZ2	$\bar{I}_2=$	6.51333	$\bar{I}_2=$	6.58667		
		PZ1	$\bar{J}=$	8.30333	$\bar{J}=$	8.32667		
PZ2	$\bar{J}=$	8.21667	$\bar{J}=$	8.29333				



**Tabla 4-4 Formato donde se inspeccionan los Marcos inferiores**

Inspección de los Implantes		Fecha de realización:		Pag. No.	2	de	6
		Fecha de revisión:					
<b>Componente:</b>	<b>Marco Inferior</b>	Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo			
<b>Responsable:</b>	Carlos Alberto Santos Medina	Fecha de revisión:					
		Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo	Mediciones		Observaciones				
	Pieza 1	Pieza 2	<p>En términos generales se puede visualizar entre las prótesis una diferencia en tamaño, ya que la pieza 2 es ligeramente más larga, como lo indica el valor de K. De igual manera en la parte recta del tramo en I e I' y en los barrenos A y A' es posible ver un valor mayor en la misma prótesis. Otra problema es la inconstante longitud en el barreno F y F' (Figura 2.1)</p> <p>Diferencia en Dimensión K * Diferencia en I Diferencia en F y F'</p> <p><b>Figura 2.1</b> Modelo en CAD de la prótesis 1 (izquierda) y la prótesis 2 (derecha)</p> <p>La distancia de los barrenos A son mayores que la distancia I, lo que hace considerar que los barrenos fueron efectuados antes de la operación de doblez (Figura 2.2)</p> <p><b>Figura 2.2</b> Corte en la vista lateral de la prótesis</p>				
	$\bar{A}$ = 40.32	$\bar{A}$ = 52.86					
	$\bar{A}'$ = 40.533	$\bar{A}'$ = 52.273					
	$\bar{B}$ = 4.24	$\bar{B}$ = 4.24					
	$\bar{B}'$ = 4.24	$\bar{B}'$ = 4.24					
	$\bar{C}$ = 0.25	$\bar{C}$ = 0.25					
	$\bar{C}'$ = 0.25 plg	$\bar{C}'$ = 0.25 plg					
	$\bar{D}$ = 4.3933	$\bar{D}$ = 4.3933					
	$\bar{D}'$ = 4.4	$\bar{D}'$ = 4.4					
	$\bar{E}$ = 5.02	$\bar{E}$ = 5.1					
	$\bar{E}'$ = 5.04	$\bar{E}'$ = 5.08					
	$\bar{F}$ = 7.14	$\bar{F}$ = 7.22					
	$\bar{F}'$ = 7.16	$\bar{F}'$ = 7.2					
	$\bar{G}$ = 1.32 plg	$\bar{G}$ = 1.36 plg					
	$\bar{H}$ = 1.07 plg	$\bar{H}$ = 1.11 plg					
	$\bar{I}$ = 38.145	$\bar{I}$ = 41.198					
	$\bar{I}'$ = 38.145	$\bar{I}'$ = 41.198					
	$\bar{J}$ = 18.021	$\bar{J}'$ = 17.999					
$\bar{J}'$ = 18.021	$\bar{J}'$ = 17.999						
$\bar{K}$ = 70.485	$\bar{K}$ = 71.003						
$\bar{L}$ = 30.825	$\bar{L}$ = 35.667						
$\bar{M}$ = 171.46	$\bar{M}$ = 171.46						
$\bar{N}$ = 20.116	$\bar{N}$ = 20.177						
$\bar{O}$ = 8.371	$\bar{O}$ = 8.284						
$\bar{P}$ = 17.33	$\bar{P}$ = 16.99						



Tabla 4-5 Segunda parte de la inspección de los Marcos Inferiores

Inspección de los Implantes		Fecha de realización:	Pag. No.	3	de	6
Componente: Marco Inferior		Fecha de revisión:	M en C Víctor Araujo Monsalvo			
Responsable: Carlos Alberto Santos Medina		Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad			
<p><b>Esquema Explicativo</b></p>	<b>Mediciones</b>		<b>Observaciones</b>			
	Pieza 1	Pieza 2	Por otra parte se encontró que en la prótesis 2, la medida de H en la parte abierta de la pieza es más grande que la que esta en la parte cerrada del marco , como se muestra en la Figura 3.1			
	$\bar{A}= 40.32$	$\bar{A}= 52.86$	<p>Figura 3.1 Fotografía del Marco Inferior</p>			
	$\bar{A}'= 40.533$	$\bar{A}'= 52.273$				
	$\bar{B}= 4.24$	$\bar{B}= 4.24$	Siguiendo con la inspección podemos notar en la parte posterior de las prótesis otra diferencia en la altura que alcanza el Marco Inferior (figura 3.2)			
	$\bar{B}'= 4.24$	$\bar{B}'= 4.24$	<p>Figura 3.2 Vista posterior de la prótesis (Pieza 1 derecha y prótesis 2 izquierda)</p>			
	$\bar{C}= 0.25$	$\bar{C}= 0.25$				
	$\bar{C}'= 0.25$ plg	$\bar{C}'= 0.25$ plg	<p>Figura 3.3 Vista Isométrica de las prótesis en CAD (Pieza 1 izquierda, pieza 2 derecha)</p>			
	$\bar{D}= 4.3933$	$\bar{D}= 4.3933$				
	$\bar{D}'= 4.4$	$\bar{D}'= 4.4$				
	$\bar{E}= 5.02$	$\bar{E}= 5.1$				
	$\bar{E}'= 5.04$	$\bar{E}'= 5.08$				
	$\bar{F}= 7.14$	$\bar{F}= 7.22$				
	$\bar{F}'= 7.16$	$\bar{F}'= 7.2$				
	$\bar{G}= 1.32$ plg	$\bar{G}= 1.36$ plg				
	$\bar{H}= 1.07$ plg	$\bar{H}= 1.11$ plg				
	$\bar{T}= 38.145$	$\bar{T}= 41.198$				
	$\bar{T}'= 38.145$	$\bar{T}'= 41.198$				
	$\bar{J}= 18.021$	$\bar{J}'= 17.999$				
	$\bar{J}'= 18.021$	$\bar{J}'= 17.999$				
$\bar{K}= 70.485$	$\bar{K}= 71.003$					
$\bar{L}= 30.825$	$\bar{L}= 35.667$					
$\bar{M}= 171.46$	$\bar{M}= 171.46$					
$\bar{N}= 20.116$	$\bar{N}= 20.177$					
$\bar{O}= 8.371$	$\bar{O}= 8.284$					
$\bar{P}= 17.33$	$\bar{P}= 16.99$					



**Tabla 4-6 Formato donde se inspeccionan los Marcos Superiores**

Inspección de los Implantes		Fecha de realización:		Pag. No.	4	de	6
		Fecha de revisión:					
Componente:	Marco Superior	Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo				
Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina	Fecha de revisión:					
		Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad				
Esquema Explicativo	Mediciones		Observaciones				
	Pieza 1	Pieza 2	<p>A diferencia de los dos componentes anteriores, el Marco Superior presenta mucho más problemas, enunciados de la siguiente manera:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Diferencias en las medidas de: <math>\bar{A}</math>, <math>\bar{A}'</math>, <math>\bar{B}</math>, <math>\bar{B}'</math>, <math>\bar{O}</math>, <math>\bar{O}'</math> y las que corresponden a la longitud de la cuerda (Figura 4.1)</li> </ol> <p style="text-align: center;"><b>Diferencia B</b></p> <p style="text-align: center;"><b>Diferencia N</b></p> <p style="text-align: center;"><b>Diferencia O</b></p> <p><b>Figura 4.11</b> Comparación de la primer prótesis (izquierda) y la segunda (derecha)</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Diferencia en el ángulo D (Figura 4.2)</li> </ol> <p style="text-align: center;"><b>Diferencia en el ángulo D</b></p> <p style="text-align: center;"><b>Ángulo D ligeramente mas cerrado</b></p> <p><b>Figura 4.2</b> Comparación del ángulo</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>En la Vista C hay muy poca diferencia entre los valores de I, J y K</li> </ol>				
	$\bar{A}$ = 61.981	$\bar{A}$ = 54.64					
	$\bar{A}'$ = 61.981	$\bar{A}'$ = 54.64					
	$\bar{B}$ = 84.497	$\bar{B}$ = 74.8867					
	$\bar{C}$ = 13.01	$\bar{C}$ = 12.8833					
	D= 170.05	D= 162.103					
	$D'$ = 168.65	$D'$ = 161.483					
	E= 3.97067	E= 3.97033					
	$E'$ = 3.97033	$E'$ = 3.97					
	$F$ = 3.27033	$F$ = 3.27033					
	$F'$ = 3.27067	$F'$ = 3.27067					
	$\bar{G}$ = 8-32 UNC	$\bar{G}$ = 8-32 UNC					
	$\bar{G}'$ = 8-32 UNC	$\bar{G}'$ = 8-32 UNC					
	$\bar{H}$ = 7.91733	$\bar{H}$ = 7.91733					
	I= 4.006	I= 4.00167					
J= 4.006	J= 4.002						
K= 4.097	K= 4.00167						
L= 27.1777	L= 27.6767						
$\bar{M}$ = 31.148	$\bar{M}$ = 31.647						
$\bar{N}$ = 63.8803	$\bar{N}$ = 48.143						
$\bar{N}'$ = 66.25	$\bar{N}'$ = 51.6043						
$\bar{O}$ = 2.052	$\bar{O}$ = 2.135						
$\bar{O}'$ = 3.04533	$\bar{O}'$ = 3.174						



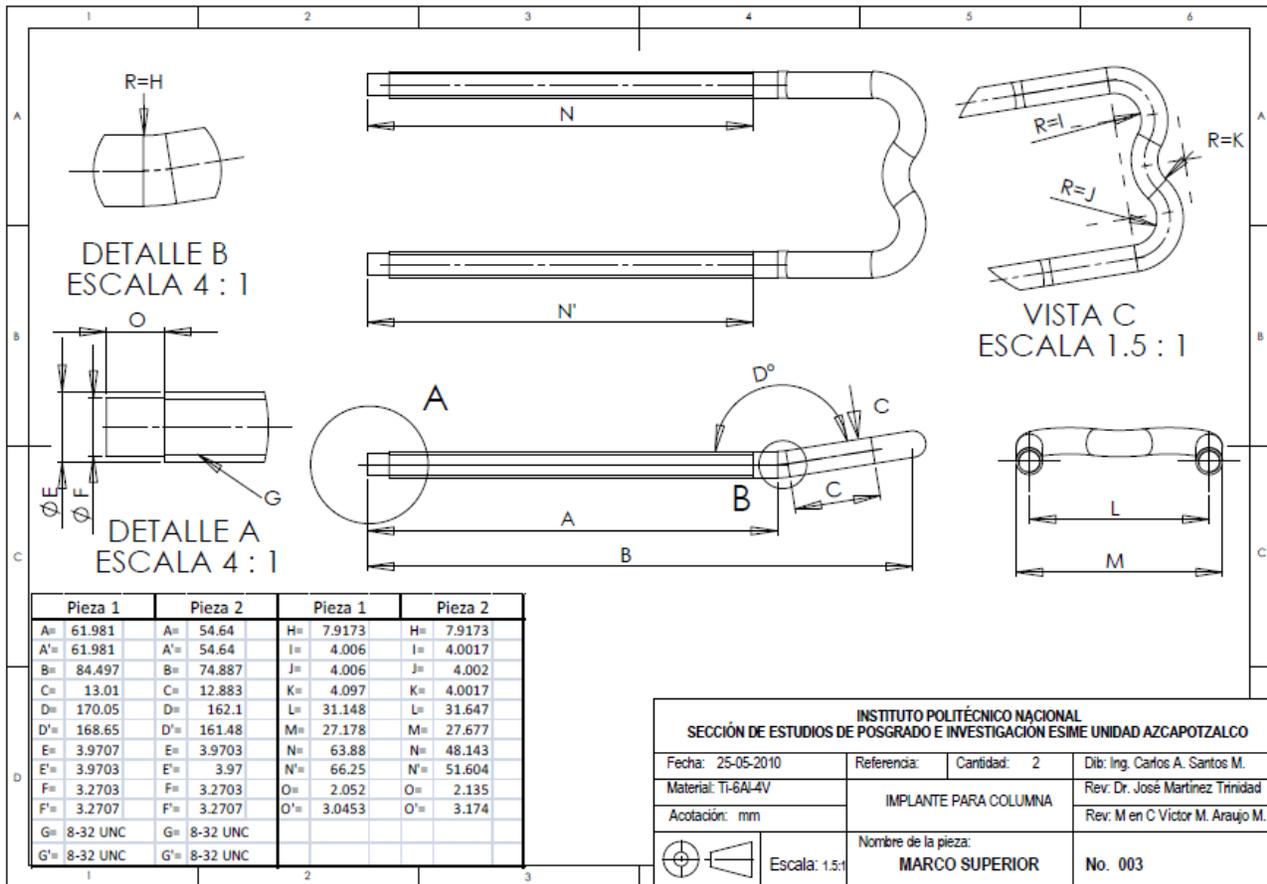
**Tabla 4-7 Segunda parte de la inspección de los Marcos Superiores**

Inspección de los Implantes		Fecha de realización:		Pag. No.	5	de	6
		Fecha de revisión:					
<b>Componente:</b>	<b>Marco Superior</b>	Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo			
<b>Responsable:</b>	Carlos Alberto Santos Medina	Fecha de revisión:					
		Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo	Mediciones		Observaciones				
<p style="font-size: small;"> <b>DETALLE A</b>      <b>DETALLE B</b>  <b>VISTA C</b> </p>	Pieza 1	Pieza 2	<p>4.- Defectos en la cuerda (figura 5.1)</p> <p><b>Figura 5.1</b> Defectos en los dientes de la rosca</p> <p>5.- En la segunda prótesis se encuentra diferencias en el valor de M, debido a que en la parte cerrada (a la altura del radio H) hay un valor menor, como se ilustra en la Figura 5.2</p> <p><b>* Falta de continuidad en el valor de M</b></p> <p><b>Figura 5.2</b> Defectos en el dobléz</p> <p><b>Figura 5.3</b> Comparación entre las dos prótesis (prótesis 1 derecha, prótesis 2 izquierda)</p>				
	$\bar{A}$ = 61.981	$\bar{A}$ = 54.64					
	$\bar{A}'$ = 61.981	$\bar{A}'$ = 54.64					
	$\bar{B}$ = 84.497	$\bar{B}$ = 74.887					
	$\bar{C}$ = 13.01	$\bar{C}$ = 12.883					
	$\bar{D}$ = 170.05	$\bar{D}$ = 162.1					
	$\bar{D}'$ = 168.65	$\bar{D}'$ = 161.48					
	$\bar{E}$ = 3.9707	$\bar{E}$ = 3.9703					
	$\bar{E}'$ = 3.9703	$\bar{E}'$ = 3.97					
	$\bar{F}$ = 3.2703	$\bar{F}$ = 3.2703					
	$\bar{F}'$ = 3.2707	$\bar{F}'$ = 3.2707					
	$\bar{G}$ = 8-32 UNC	$\bar{G}$ = 8-32 UNC					
	$\bar{G}'$ = 8-32 UNC	$\bar{G}'$ = 8-32 UNC					
	$\bar{H}$ = 7.9173	$\bar{H}$ = 7.9173					
	$\bar{I}$ = 4.006	$\bar{I}$ = 4.0017					
	$\bar{J}$ = 4.006	$\bar{J}$ = 4.002					
	$\bar{K}$ = 4.097	$\bar{K}$ = 4.0017					
	$\bar{L}$ = 27.178	$\bar{L}$ = 27.677					
	$\bar{M}$ = 31.148	$\bar{M}$ = 31.647					
	$\bar{N}$ = 63.88	$\bar{N}$ = 48.143					
$\bar{N}'$ = 66.25	$\bar{N}'$ = 51.604						
$\bar{O}$ = 2.052	$\bar{O}$ = 2.135						
$\bar{O}'$ = 3.0453	$\bar{O}'$ = 3.174						

Tabla 4-8 Formato donde se inspeccionan los Prisioneros

Inspección de los Implantes		Fecha de realización:		Pag. No.	6	de	6
		Fecha de revisión:					
Componente:	Prisioneros	Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo				
Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina	Fecha de revisión:					
		Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad				
Esquema Explicativo	Mediciones	Observaciones					
	Prisionero Izquierda	Prisionero Derecha					
	PZ1	$\bar{A}_1 = 4.683$	$\bar{A}_1 = 6.058$				
	PZ2	$\bar{A}_2 = 8.643$	$\bar{A}_2 = 8.68733$				
	PZ1	$\bar{B}_1 = 3.982$	$\bar{B}_1 = 3.98267$				
	PZ2	$\bar{B}_2 = 3.89333$	$\bar{B}_2 = 3.88$				
	PZ1	$\bar{C}_1 = 8-32\text{ UNC}$	$\bar{C}_1 = 8-32\text{ UNC}$				
	PZ2	$\bar{C}_2 = 8-32\text{ UNC}$	$\bar{C}_2 = 8-32\text{ UNC}$				
	PZ1	$\bar{D}_1 = 1.284$	$\bar{D}_1 = 1.286$				
	PZ2	$\bar{D}_2 = 1.28$	$\bar{D}_2 = 1.3$				
	PZ1	$\bar{E}_1 = 0.78$	$\bar{E}_1 = 0.78$				
PZ2	$\bar{E}_2 = 0.78$	$\bar{E}_2 = 0.78$					
		<p>1.- Problemas en el valor de A (Figura 6.1)</p> <p style="text-align: center;">Figura 6.1 Prisioneros de las prótesis</p> <p>2.- Problemas en la manufactura de la cuerda (Figura 6.2)</p> <p style="text-align: center;">Figura 6.2 Prisionero en el Proyector de Perfiles</p> <p style="text-align: center;">Figura 6.3 Comparación de los 4 prisioneros</p>					

Como resultado del proceso de inspección de los implantes se generan los dibujos a detalle, en donde se encuentra de forma resumida tablas donde se ilustran las diferencias dimensionales y de forma (Figura 4-10). El resto de los dibujos a detalle de los componentes del implante, producto del proceso están en el anexo IV



**Figura 4-10** Dibujo a detalle con tabla paramétrica de las prótesis

### 4.2.4 Modificaciones al Implante

El objetivo en esta etapa es generar un rediseño del marco distractor, en donde se eliminen los problemas que se encontraron en la etapa de inspección, así como considerar la propuesta de un set que cubran las lesiones a nivel lumbar, dando pauta a un diseño paramétrico que tenga la capacidad de cubrir la anatomía en dicha área.

Para las modificaciones atribuidas al implante, se revisó en la literatura con el propósito de determinar un periodo considerable para desarrollar un estudio de pacientes con problemas de inestabilidad de columna dentro de las posibilidades del proyecto. Se encontró que 1991 Reyes-Sánchez A. y colaboradores en el Hospital de Nacional de Ortopedia de la ciudad de México realizó un estudio



retrospectivo de Marzo a Septiembre del mismo año donde se instrumentaron con barras Luque un total de nueve pacientes [108]. También Mota-Bolfeta R. y colaboradores en el 2000 realizó un estudio en el Hospital de Ortopedia y Traumatología “Victorio de la Fuente Narváez” de la ciudad de México de diez pacientes para la corrección tridimensional de deformidades escolióticas torácicas con la tracción transversal en un periodo de dos años [109]. Por otra parte Cardoso-Monterrubio A. y Carmona- Cervantes J. realizaron un estudio de 1995 a 1997 en el Hospital Shriners Unidad México, donde intrumentaron a siete pacientes con escoliosis [110].

Tomando en cuenta la literatura se realizó un estudio de un año, donde se atendieron de enero 2010 a diciembre 2010 un total de siete pacientes, cuatro mujeres, tres hombres con un promedio de 42 años en las mujeres y 51 años en hombres con el diagnóstico de inestabilidad en la columna vertebral. Dentro de los casos de estudio, el más significativo fue el paciente que tenía 2 hernias de disco, una situada entre la primer vertebra sacra (S1) y la quinta vertebra lumbar (L5) y la otra entre la cuarta vertebra lumbar (L4) y la tercera vertebra lumbar (L3) (Figura 4-11). Por otra parte existían otros casos de hernia entre S1-L5 debido a que ahí es una zona de bastante movilidad y por lo tanto una de mayor incidencia con problemas de hernia. En la Tabla 4-9 se indican las áreas lesionadas, así como las áreas instrumentadas.

Tabla 4-9 Pacientes atendidos en el periodo de estudio

	Estatura	Peso	Años	Área con Lesión	Área Instrumentada
Mujeres	1.68	66	23	S1-L1	S2-T12
	1.63	62	46	S1-L5	S2-L3
	1.6	74	51	L4-L2	S2-L1
	1.63	65	38	S1-L3	S2-L2
Hombres	1.7	82	35	S1-L4	S2-L2
	1.75	84	66	S1-L4	S2-L3
	1.73	79	52	S1-L5	S2-L3



Figura 4-11 Paciente con hernia de disco entre (A) S1- L5 y (B) L4-L3

Para la instrumentación en pacientes, el cirujano ortopedista en la actualidad dispone con 3 tamaños de marco de distracción (Figura 4-12) con capacidad de ajustarse de 2 a 3 cm aproximadamente como lo muestra la Tabla 4-10. Estos tamaños y ajustes fueron determinados por el Dr. Morales en base a la experiencia en la instrumentación de la columna lumbar inestable. También establece que el tamaño de los discos intervertebrales sanos en la zona lumbar incrementan aproximadamente un milímetro conforme descienden, por lo que el disco entre S1 y L5 es el de mayor tamaño. Esta observación ayuda a identificar los discos dañados, así como a determinar el área a instrumentar, tomando como restricción el montaje de 1 o 2 vertebrae por encima del área dañada al sacro 2.

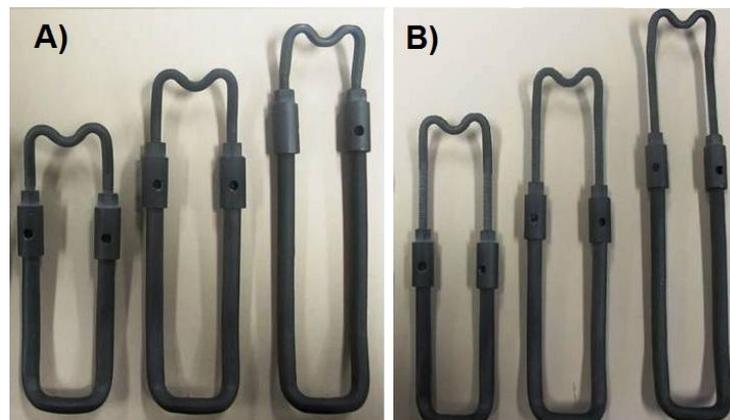


Figura 4-12 A) Set de 3 prótesis cerrados B) Set de 3 prótesis abiertos



Tabla 4-10 Amplitudes del set del implante

Tamaño	1	2	3
Abierto	121.68	139.1	166.58
Cerrado	98.14	118.14	134.22
Amplitudes	23.54	20.96	32.36

Por otra parte, actualmente el cirujano ha tenido complicaciones al momento de instrumentar el área dañada debido a que las longitudes de los implantes no son los idóneos. La longitud de la rosca del marco superior no es la misma para el ajuste de los sujetadores, así como problemas en el ensamble de los prisioneros debido al tamaño y al no coincidir los barrenos. La mayoría de los problemas fueron identificados y exhibidos en la parte de inspección. Es por ello que se considerará a corregir:

- Aquellos implantes que carezcan de continuidad en las medidas, tales como barrenos a diferentes posiciones y/o profundidades,
- La existencia de diferencias en las medidas ocasionadas por desbastes en la pieza.
- Las diferencias en los arcos producidos por una acción de doblez.

En base a todo lo anterior se puede resumir en la Tabla 4-11 las solicitudes y restricciones que se necesitan para hacer las modificaciones en el diseño.

Tabla 4-11 Resumen de las solicitudes y restricciones para el diseño

Solicitudes
1. Flexibilidad para adaptarse a las diferentes lesiones en el área lumbar (mínima a cubrir S2-L3, máxima S2-T12)
2. Capacidad de ajustarse como mínimo 1 cm
3. Facilitar el ensamble de los prisioneros en la cirugía
4. Mejorar la calidad en la manufactura del dispositivo protésico
Restricciones
5. Respetar el material (Titanio 6Al4V)
6. Mantener la forma original del implante

Para erradicar el problema asociado a las longitudes del implante, así como determinar las longitudes que debe de cubrir el nuevo diseño, se realizaron mediciones tomografías a la columna lumbar con ayuda del software Mimics a 11 pacientes sin problema de inestabilidad de la columna (Figura 4-13). Sólo fue posible la recaudación de 11 pacientes debido a que las imágenes tomografías son de un costo considerable y no hay numerosas imágenes de personas sanas en el banco de imagen en el INR.

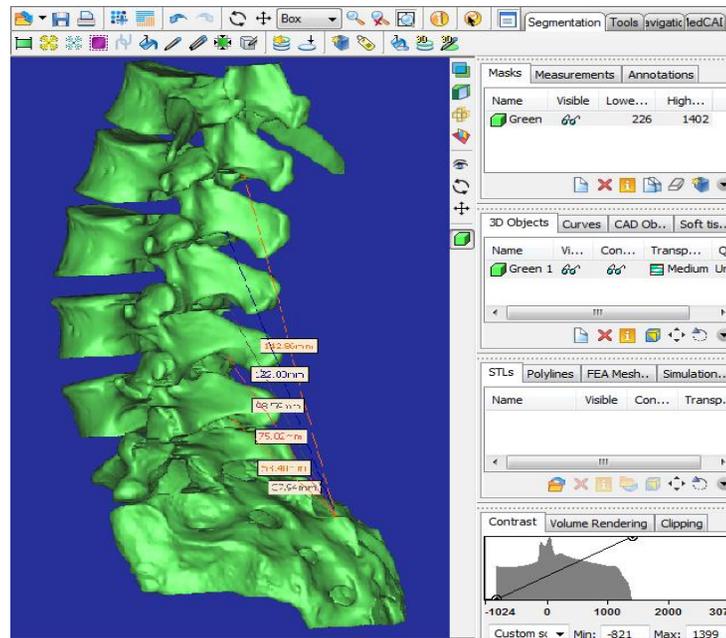


Figura 4-13 Ejemplo de cómo se obtienen las medidas de la columna

El estudio de los 11 pacientes se ilustra en la Tabla 4-12 donde el estudio fue constituido por 6 mujeres y 5 hombres, con un promedio de 42 años en las mujeres y 38 años en hombres con el propósito de medir entre S2-L3, S2-L2, S2-L1 y S2-T12 para determinar el rango que debe cubrir el marco de distracción.

En la Tabla 4-12 se observa que para cubrir la especificación de diseño asociada a la flexibilidad de adaptarse a las diferentes áreas dañadas, el implante debe de cubrir una longitud de 112.03mm que es la diferencia entre los rangos de S2-L3 a S2-T12 con una longitud mínima necesaria para el diseño de 73.04mm y una máxima de 185.07mm. En la Tabla 4-13 se hace una comparación entre los valores máximos y mínimos del set actual y los valores máximos y mínimos del estudio realizado a los 11 pacientes.



**Tabla 4-12 Datos de personas sin problemas en columna a nivel lumbar (mm)**

	Estatura (m)	Peso	Años	S2-L3	S2-L2	S2-L1	S2-T12
<b>Mujeres</b>	1.55	68.00	51.00	73.04	95.42	118.68	138.96
	1.58	58.00	27.00	75.84	97.78	121.14	141.96
	1.59	61.00	38.00	76.96	98.59	121.86	142.86
	1.60	62.00	26.00	76.45	99.68	122.86	143.58
	1.64	68.00	36.00	76.56	98.51	122.98	145.97
	1.66	69.00	42.00	77.59	99.35	122.16	146.24
<b>Promedio</b>	<b>1.60</b>	<b>64.33</b>	<b>36.67</b>	<b>76.07</b>	<b>98.22</b>	<b>121.61</b>	<b>143.26</b>
<b>Hombres</b>	1.67	83.00	37.00	77.86	100.68	123.15	147.16
	1.70	82.00	35.00	81.43	102.98	127.98	152.26
	1.73	97.00	41.00	85.68	108.87	134.06	158.65
	1.75	84.00	28.00	87.56	111.18	139.09	162.37
	1.81	79.00	50.00	94.19	119.93	150.36	185.07
	<b>Promedio</b>	<b>1.73</b>	<b>85.00</b>	<b>38.20</b>	<b>85.34</b>	<b>108.73</b>	<b>134.93</b>

**Tabla 4-13 Especificaciones de diseño Vs. Las dimensiones actuales**

	Min	Max.
<b>Set actual</b>	98.14	166.58mm
<b>Estudio</b>	73.04mm	185.07mm
<b>Diferencias</b>	25.1mm	18.49mm

Por otra parte, el médico cirujano solicitó en la parte de ensamble tornillos con cabeza tipo Allen para mayor facilidad de agarre y colocación de los mismos, ya que los prisioneros con los que cuenta el implante actualmente, son muy pequeños haciendo difícil su colocación en la cirugía. De este modo es posible establecer las especificaciones de diseño (Tabla 4-14)

**Tabla 4-14 Especificaciones de diseño.**

Flexibilidad	Ajuste	Ensamble
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Longitud mínima a 73mm</li> <li>• Longitud máxima a cubrir 185 mm</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Distancia mínima de cuerda de 1 cm</li> <li>• Distancia máxima de cuerda 112 mm</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Prisioneros tipo Allen</li> </ul>

Una vez terminadas las especificaciones de diseño se procede a definir la función principal que debe de cubrir el marco de distracción, así como los diferentes casos que pueden presentarse Figura 4-14.

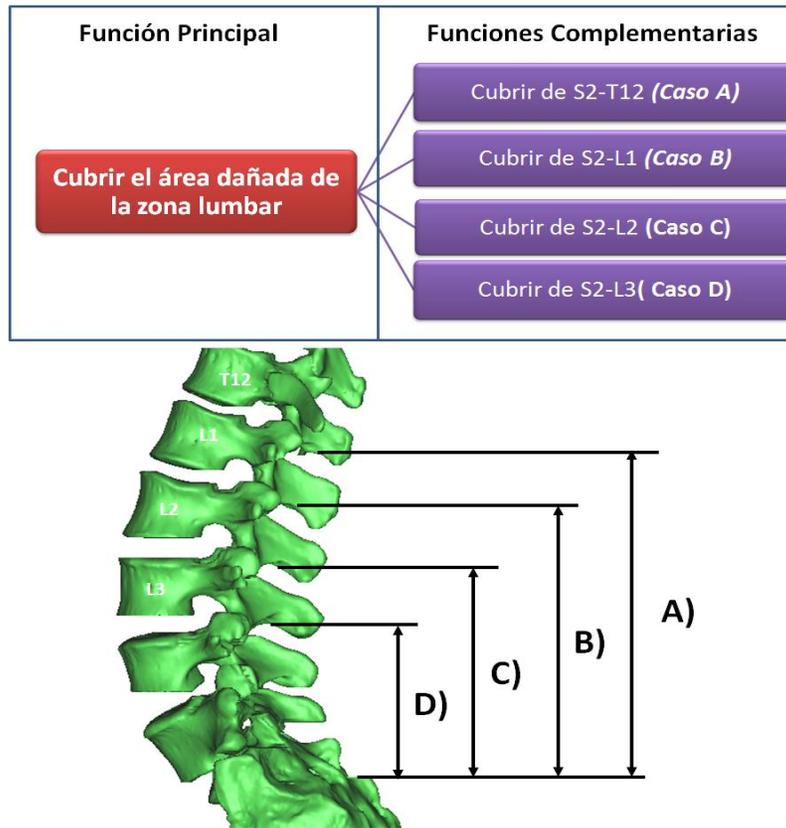
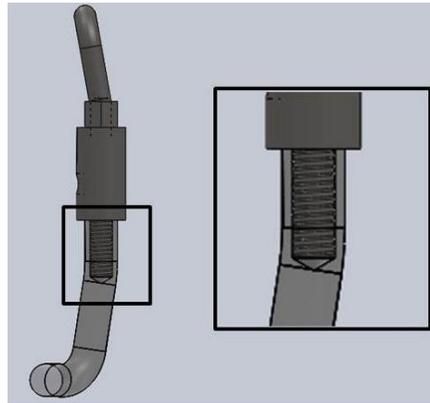


Figura 4-14 Función principal de diseño y complementarias

Por otra parte, respetando la restricción de mantener la forma original del implante (Tabla 4-11), se considera solo un rediseño paramétrico en las longitudes. Sin embargo, los rangos que se deben cubrir en los diferentes casos varía dependiendo del área a instrumentar y la estatura de los pacientes (Tabla 4-12), es por ello que con ayuda de los modelos en CAD se ajustaron las longitudes de los marcos a las dimensiones solicitadas. Los ajustes del implante fueron delimitados por los barrenos del marco inferior; por un lado, si el barreno era más profundo se corría el riesgo de pasar el implante en la parte inferior (Figura 4-15) y por otro lado, es más costoso hacer barrenos a mayor profundidad, debido a que se corre el riesgo de que se rompa la broca y se quede dentro del barreno.

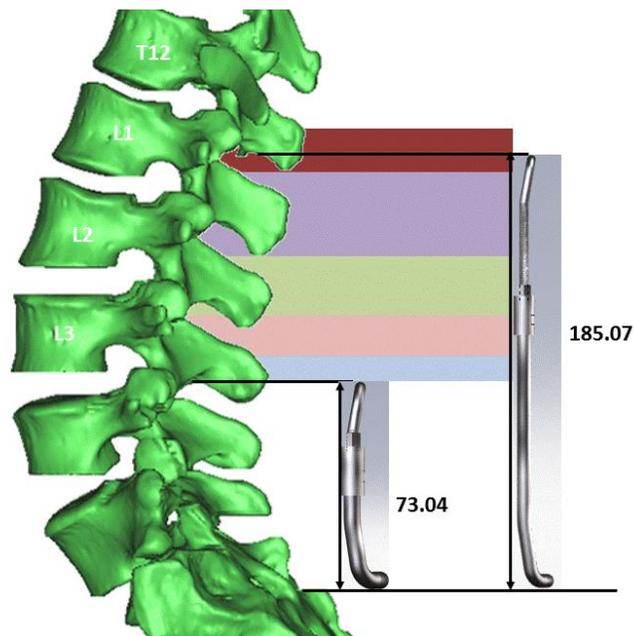


**Figura 4-15** Perfil del implante, donde se amplifica el barreno del marco inferior

Como resultado de los ajustes en los modelos en CAD se obtuvo los rangos (Tabla 4-15, Figura 4-16) para la propuesta de un nuevo set de 5 implantes (Figura 4-17).

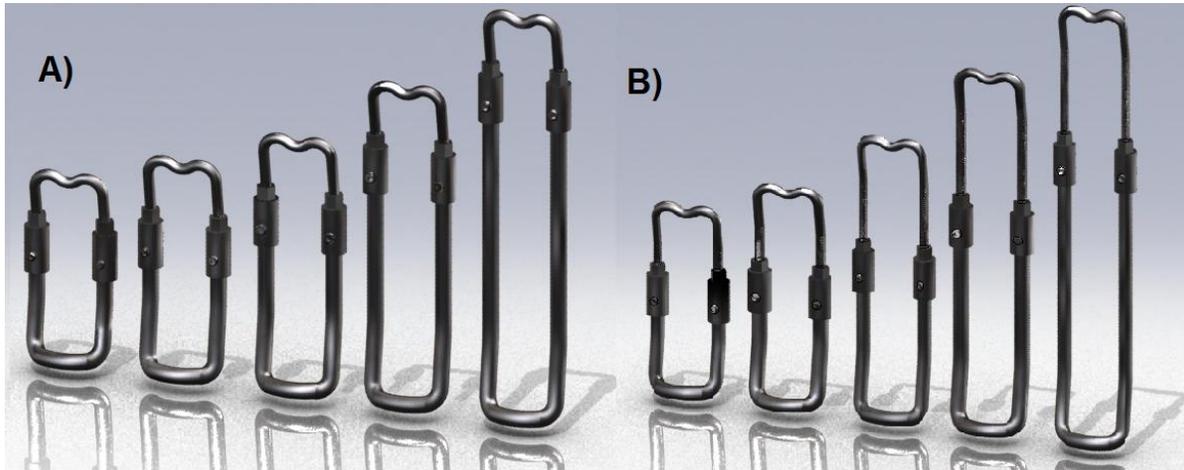
**Tabla 4-15** Rangos para la propuesta del nuevo set

	E	D	C	B	A
Rangos	72.81-83.81	84.09-98.09	98.81-125.81	124.77-161.77	158.76-195.76
Amplitudes	11	14	27	37	37

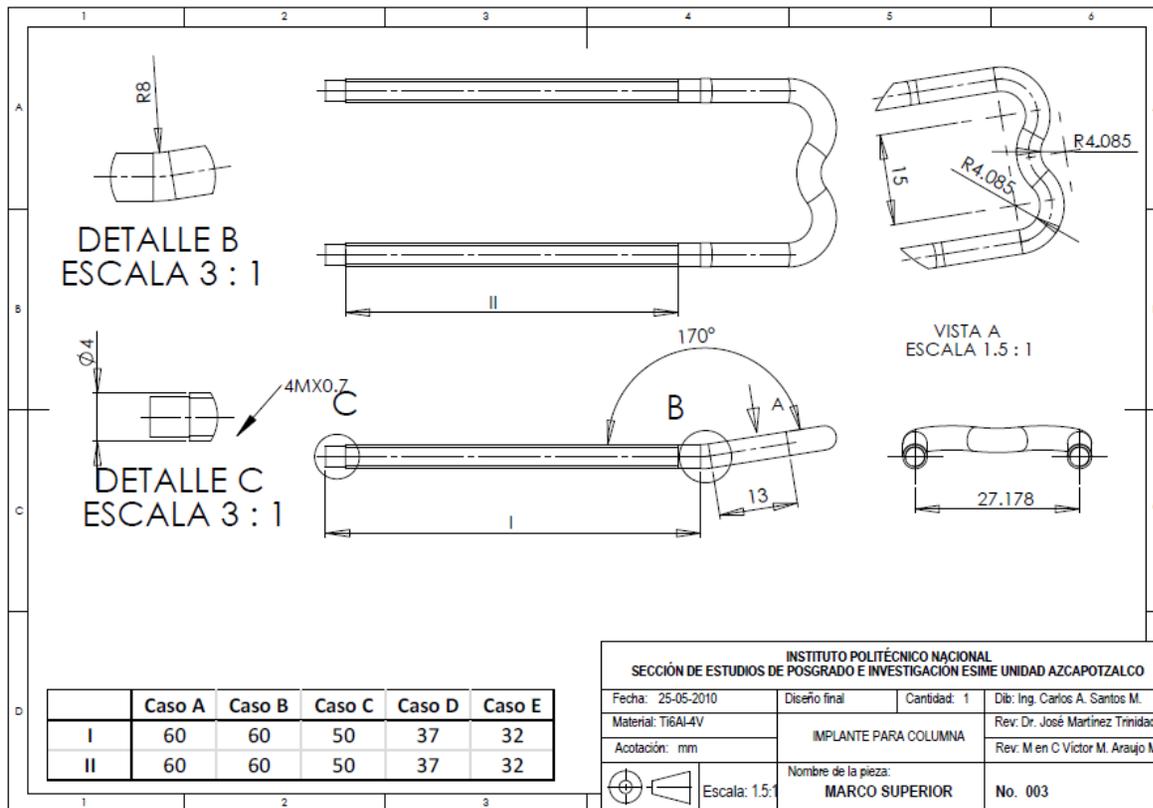


**Figura 4-16** Rangos para la propuesta del nuevo set

Finalmente, como resultado del proceso diseño del set se obtiene los dibujos a detalle que contiene las tablas de diseño de los distintos tamaños del set. Un ejemplo de los dibujos a detalla del set está en Figura 4-18 y el resto de ellos se encuentran en el Anexo V



**Figura 4-17** Rediseño de implantes A) cerrados B) abiertos



**Figura 4-18** Dibujo a detalle del implante protésico



### 4.3 Manufactura del implante

En esta parte se explica cómo se seleccionan los procesos de manufactura y así mismo se propone una metodología para la fabricación del Implante.

#### 4.3.1 Selección de los procesos de manufactura

Considerando el análisis que se obtuvo después de inspeccionar los implantes protésicos en ingeniería inversa, y tomando en cuenta las formas de los componentes, los diferentes procesos de manufactura dispuestos en la figura 3.15, así como las operaciones comunes de maquinado de la figura 3.20, es posible deducir que la pieza tiene procesos de cambio de forma como se muestra en la Tabla 4-16

**Tabla 4-16 Análisis matricial de los procesos de manufactura de la prótesis**

Componente					
		Sujetadores	M. Superior	M. Inferior	
Remoción de Material	Fresado	●		●	●
	Taladro	●		●	
	Torneado		●		
Proceso de deformación			●	●	



### 4.3.2 Remoción de material

Para asegurar una calidad constante en el producto final, así como para reducir los problemas exhibidos de manufactura en la etapa de ingeniería inversa se propone emplear máquinas de Control Numérico Computarizado (CNC). La consideración de emplear el CNC es atribuida a que puede erradicar los problemas encontrados previamente. Las ventajas y desventajas están en la Tabla 4-17

Tabla 4-17 Ventajas y desventajas del CNC

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none"><li>• Incremento en la productividad.</li><li>• Mayor seguridad con las máquinas-herramienta.</li><li>• Menores posibilidades de error humano.</li><li>• Máxima exactitud e intercambiabilidad de las piezas.</li><li>• Flexibilidad que acelera los cambios en el diseño.</li><li>• Reducir los costos de mano de obra en función de la producción.</li><li>• Efectuar los trabajos que serían imposibles o imprácticos sin CNC.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Costo elevado de inversión inicial.</li><li>• Incremento en mantenimiento mecánico, eléctrico y electrónico.</li><li>• Mayor costo por hora de operación.</li><li>• Reentrenamiento del personal</li></ul>

### 4.3.3 Características de los equipos

Las máquinas CNC puede definirse como un dispositivo capaz de controlar el movimiento de uno o varios componentes de la máquina-herramienta de forma automática a partir de una serie de *datos numéricos programados*, que hacen funcionar los controles y motores eléctricos para realizar tareas como: movimiento de los carros, velocidad de posicionamiento y mecanizado, cambio de herramientas y piezas, así como establecer las condiciones de funcionamiento (refrigeración, lubricación, etc.).

Las características de los equipos del CNC disponibles en el taller para la fabricación de los dispositivos protésicos son los expuestos en la Tabla 4-18

Tabla 4-18 Características de las máquinas

CENTRO DE MAQUINADO DE CONTROL NUMÉRICO COMPUTARIZADO	
	<p><b>Marca:</b> MORI SEIKI <b>Modelo:</b> MV-40 <b>No de ejes:</b> x, y, z x-travel: 800 mm y-travel: 400 mm z-trave: 500 mm <b>Velocidad del husillo:</b> De 6000 y 8000 rpm <b>Tool crib:</b> 20 herramientas <b>Precisión:</b> 1µm <b>Controlador:</b> FANUC MF-M4 <b>Software:</b> CAM/WORKS</p>
TORNO DE CONTROL NUMÉRICO COMPUTARIZADO	
	<p><b>Marca:</b> HARRISON <b>Modelo:</b> ALPHA 330 PLUS <b>No. De ejes:</b> x, y <b>Distancia entre centros:</b> 1000 mm <b>Velocidad del husillo:</b> De 3500 y 2000 rpm <b>Torreta con:</b> Cambio manual de herramienta <b>Precisión:</b> 1µm <b>Controlador:</b> FANUC <b>Software:</b> Alpha Link de CAD/CAM</p>

La programación de las máquinas CNC puede efectuarse de forma manual a pie de máquina, o puede efectuarse con algún software de manufactura asistida por computadora (CAM) que tiene la función de interface entre los modelos en CAD y



las máquinas de CNC. El programa que se obtiene en el CAM contiene la información necesaria para maquinar la pieza dentro de la máquina CNC.

Por otra parte si se realiza el programa manualmente, es necesario conocer el lenguaje de programación de la máquina. En Tabla 4-19 están de forma general el lenguaje de programación empleado y en el Anexo VI están dispuestos los lenguajes de programación para el torno y para el centro de maquinado.

Tabla 4-19 Lenguaje programación de CNC

Dirección	Significado
<b>O</b>	Número de programa.
<b>N</b>	Número de secuencia o inicio de una operación.
<b>G</b>	Función preparatoria (lineal, circular, etc.).
<b>X, Y, Z</b>	Desplazamiento en los ejes.
<b>R</b>	Radio de un círculo o de un arco.
<b>I, J, K</b>	Coordenadas del centro de un arco.
<b>F</b>	Función de avance de la herramienta.
<b>S</b>	Velocidad del husillo (rpm).
<b>T</b>	Función de la herramienta.
<b>M</b>	Funciones misceláneas.
<b>P</b>	Pausa.
<b>D</b>	Compensación del diámetro de la herramienta.
<b>H</b>	Compensación de longitud de la herramienta.
<b>L</b>	Número de veces de repetición de un subprograma o ciclo.
<b>P, Q, R</b>	Parámetros de un ciclo.

Aunque en el programa del CAM se obtiene los datos para maquinar es importante saber cómo se obtienen valores como profundidad de corte, velocidad del Husillo (RPM) y el avance.

**Profundidad de corte:** La profundidad de corte está en función del tipo de herramienta, el material y la tolerancia; sin embargo el titanio no es un material convencional para maquinar, por lo tanto tomaran los valores recomendados por la



norma ASM ( Tabla 4-20) y este valor es el que determinara la cantidad de material a desbastar por cada recorrido de la herramienta.

**Tabla 4-20** Profundidad de corte y tolerancia deseada [104].

Profundidad de Corte		Tolerancia	
mm	in.	mm	in.
0-1.25	0-0.050	0.05	0.002
1.25-2.55	0.050-0.100	0.075	0.003
2.55-6.35	0.100-0.250	0.10	0.004

**Velocidad del husillo (S):** Esta función se utiliza para establecer la velocidad a la que girará el husillo principal, se programa con el código S seguido de un valor numérico que indica el número de RPM, que se ejecutarán con el comando M03.

Ejemplo: S1200M03;

Para calcular la velocidad del husillo principal, se utiliza la fórmula:

$$N = \frac{1000 \cdot V}{\pi D}$$

En donde:

N=S= Velocidad del husillo

V= Velocidad de corte

$\pi$ = Constante de 3.14

D= Diámetro de la herramienta

**Función de Avance:** Esta función establece la velocidad a la que se desplaza la herramienta al estar cortando la pieza de trabajo, dicha velocidad debe establecerse en los movimientos de corte comandados con G01, G02, G03, y los ciclos fijos.

El avance es modal, y por lo tanto se mantiene vigente, hasta que aparece un valor diferente en otro bloque.



Para calcular el avance de la herramienta de corte se emplea la fórmula:

$$F = f \cdot Z \cdot N$$

En donde:

F= Avance (mm/min)

f= avance por filo

Z= Número de filos de la herramienta de corte

N= Velocidad del husillo

En el caso del roscado con machuelo se aplica la fórmula

$$F = P$$

En donde:

F= Avance (mm/min)

P= Paso de la rosca (mm)

Nota: Las velocidades de corte y el avance por filo para torneado y para fresado se encuentra en el Anexo VII

#### **4.3.4 Metodología de fabricación propuesta**

Considerando la Tabla 4-16 donde se exhibe el análisis matricial de los procesos de manufactura que son necesarios para obtener la forma de los implantes y considerando las características de las máquinas CNC, es posible especificar que los sujetadores y el marco inferior, necesitan operaciones posibles de efectuar en el centro de maquinado. En contra parte, el marco superior y los prisioneros tienen características posibles de efectuar en el torno.

De forma breve, el procedimiento que se sigue para la elaboración de las piezas por medio del CNC es el siguiente:

1. Modelos en CAD



2. Determinar el tipo de herramientas
3. Establecimiento del sistema de coordenadas
4. Montaje de la pieza de trabajo
5. Programación de control numérico
6. Simulación del maquinado en vacío
7. Fabricación de piezas en serie

Hasta este punto se cuenta con los modelos en CAD producto del proceso de ingeniería inversa. Continuando con el procedimiento para la elaboración de piezas del CNC se describe en la Tabla 4-21 las **herramientas** montadas. Por otra parte, la herramientas de los dos CNC pueden ser cambiadas del porta herramientas, dependiendo de las operaciones que se van a realizar en el maquinado; para el torno CNC las herramientas dispuestas en la tabla son las que serán empleadas y no es necesaria darlas de alta como las del centro de maquinado.

Tabla 4-21 Herramientas dispuestas en el porta herramientas

Centro de Maquinado							
No.	Nombre	Diámetro	Filos	No.	Nombre	Diámetro	Filos
1	Fresa de careado	60	4	11	Cortador		
2	Broca de centros	25		12	Fresa recta	6	
3	Broca	6.8		13	Avellanador	12	
4	Broca	30		14	Broca	11.5	
5	Fresa recta	20	4	15	Fresa de alta velocidad		4
6	Fresa recta	20	2	16	Fresa recta	8	2
7	Broca	6		17	Fresa recta	5.5	2
8	Cortador	31.7		18	Machuelo	8	
9	Fresa recta	10	2	19	Broca	4.2	
10	Fresa recta	16	2	20	Palpador de centros		
Torno							
No.	Función	No.	Función				
1	Desbaste	8	Tronzado				
3	Acabado	12	Roscado				

**Crear el sistema de coordenadas** es dar un punto de referencia que se establece sobre la pieza de trabajo en los ejes X, Y, Z con respecto al origen de la máquina, sirve como punto de origen para la programación del mecanizado.



El centro de maquinado y el torno tienen la capacidad de registrar hasta seis sistemas de coordenadas de trabajo; los cuales se establecen mediante los comandos G54 a G59, en la Figura 4-19 se puede apreciar las posiciones de los sistemas de coordenadas en el plano XY.

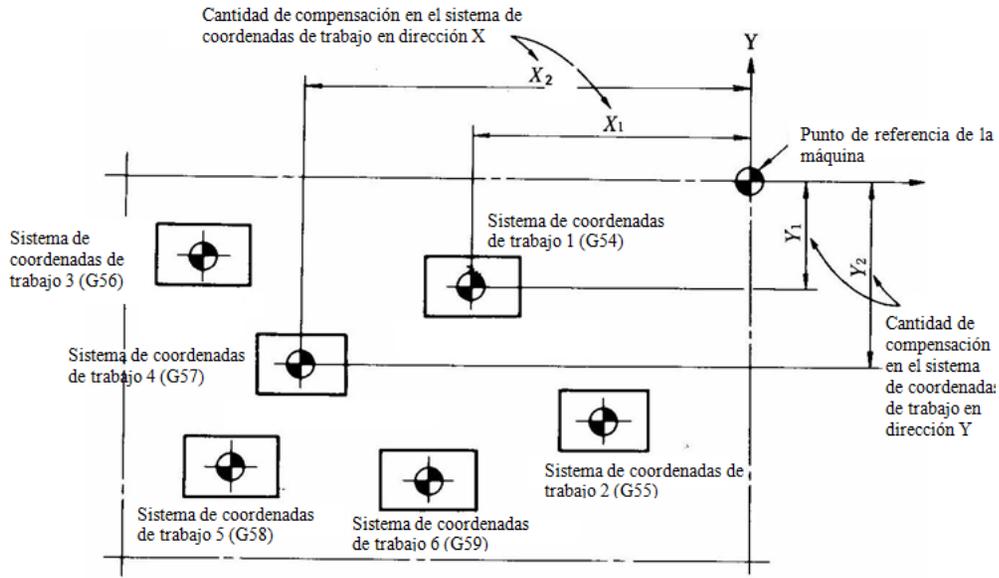


Figura 4-19 Sistema de coordenadas del centro de maquinado en el plano XY

Para que un sistema de coordenadas de trabajo quede totalmente definido, es necesario establecer la compensación sobre el eje Z para cada una de las herramientas como se muestra en la Figura 4-20.

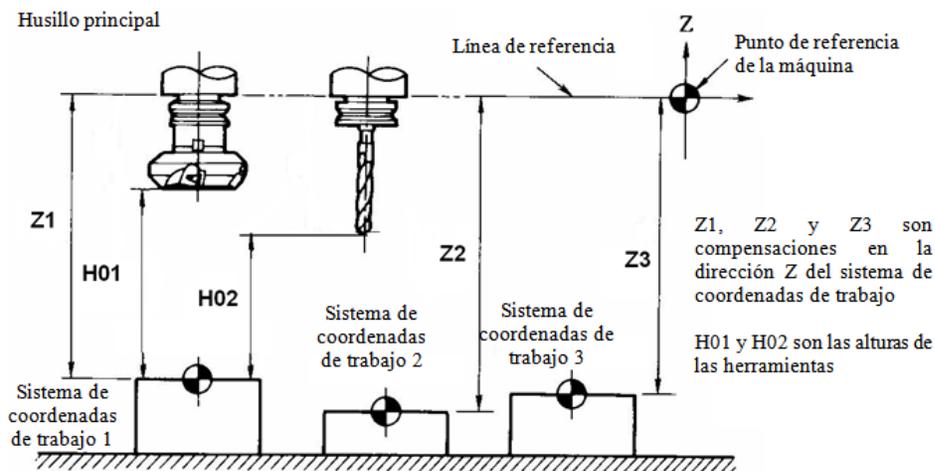


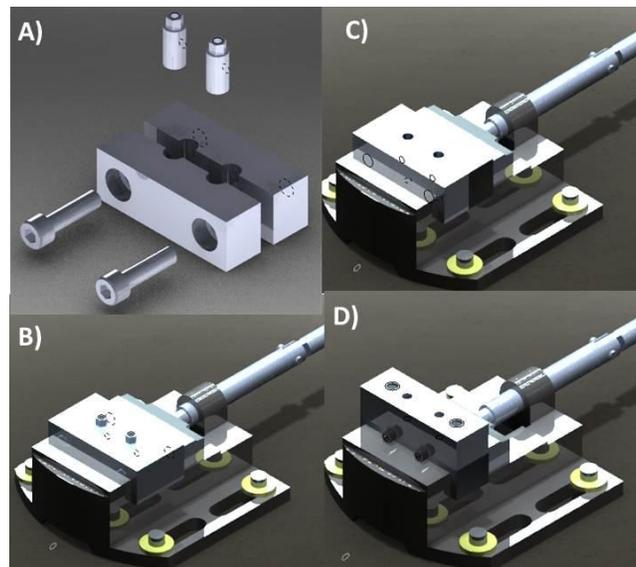
Figura 4-20 Compensación sobre el eje Z en el sistema de coordenadas de trabajo

Para el **montaje de la pieza de trabajo** es necesario tomar en cuenta lo siguiente:

- La forma y tamaño de la pieza de trabajo
- Áreas de maquinado y de sujeción
- Colocación de la pieza

Al tomar en cuenta estos aspectos se podrá saber si la sujeción se hace con una prensa, con sujetadores triangulares o algún otro dispositivo de sujeción adicional.

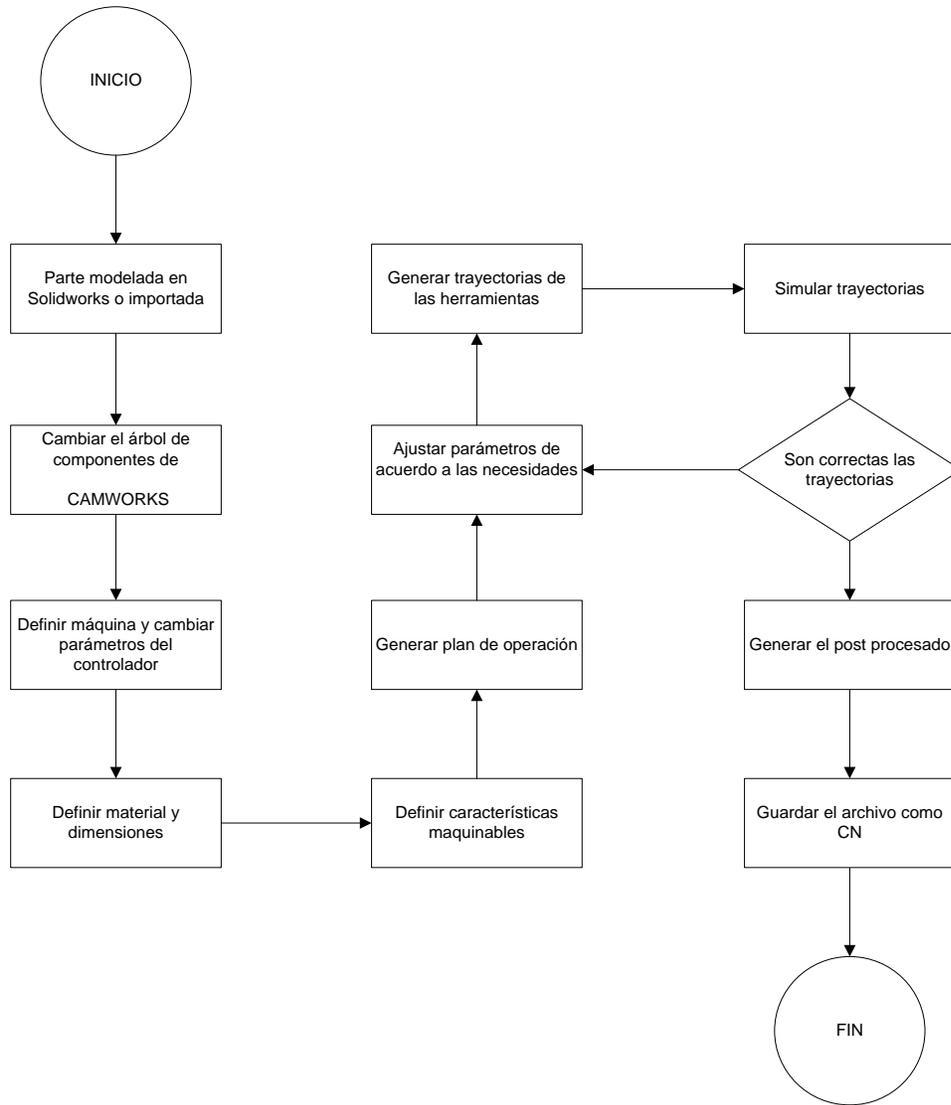
Considerando que en el torno de CNC se cuenta con una cabeza giratoria o chuck que permite la sujeción para mecanizado de las cuerdas en el torno, no es necesario fabricar dispositivos adicionales. Por otra parte, para el centro de maquinado donde se dispone de una prensa, se diseñó una sistema de sujeción adicional que facilitara establecer el sistema de coordenadas para el mecanizado de los sujetadores, así como facilitar el acceso de las herramientas al área de trabajo (Figura 4-21). En el Anexo VIII se encuentra los dibujos a detalle del sistema de sujeción, así como el programa en CAM.



**Figura 4-21** Sistema de sujeción de los sujetadores del implante protésico A) Despiezado. B) Montada para el mecanizado del hexágono C) Montada para los barrenos posteriores, D) Montada para los barrenos laterales.



Después de tener las consideraciones de la forma, el tipo de herramientas y montaje que va a tener la pieza es posible efectuar la programación. Para la programación se empleó el software de CAMWorks del SolidWorks siguiendo el diagrama de la Figura 4-22:



**Figura 4-22** Metodología a seguir para el maquinado de una pieza en el Centro de Maquinado.

Como resultado del CAM se obtiene los programas para la rosca del marco superior, los barrenos del marco inferior y del sujetador el mecanizado de la parte superior (desbaste para el hexágono y barrenos) (Figura 4-23), para la parte inferior (barreno) y para la parte lateral (barreno). Para fines prácticos solo se



muestra el programa de la parte superior y el resto de los programas se encuentran en el Anexo IX

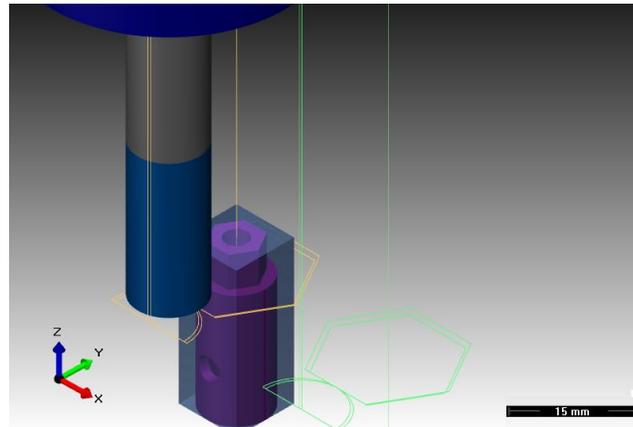


Figura 4-23 Simulación del mecanizado de la parte superior del sujetador

### Programa de la parte superior:

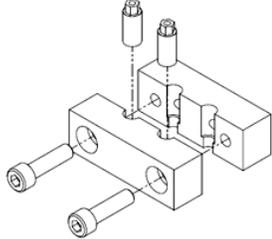
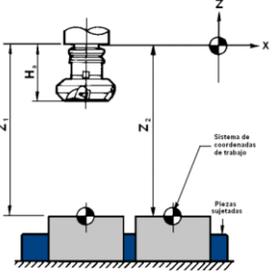
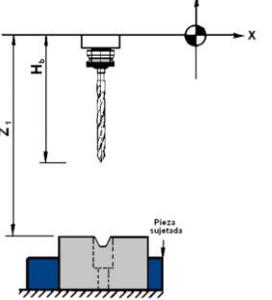
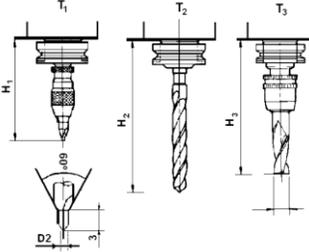
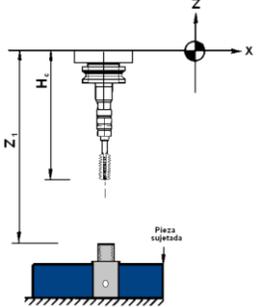
```
%
O011      G80 Z100. M9
N1        N3
T2 (5MM 60 DEG) T21 (3.4MM JOBBER (10 MM 2 FLUTE HSS
CENTERDRILL) DRILL) E.M.)
G17 G21 G40 G80 G17 G21 G40 G80
G91 G28 Z0 G91 G28 Z0
G49 G49
M5 M5
M9 M1
M1 M6
M6 G90 G43 X0 Y0 Z100. H9
G90 G54 G0 X0 Y0 M1
G43Z100.0 H2 M6
M1 X0 Y0 M8
S2000 Z20. X0 Y-14.675
M3 G83 G99 R20. Z-25.0206 Q6. Z20.
M8 F200. G1 Z-4.5 F62.5
X0 Y0 X6. F125.
Z100. G3 X0 Y-8.675 R6.
G81 G98 R20. Z-2.7596 F100. G1 X-5.0085 F500.
F100. X-10.017 Y0
G80 Z100. M9 X25. Y0 X-5.0085 Y8.675
X25. Y0 Z20. X5.0085
G81 G98 R20. Z-2.7596 G83 G99 R20. Z-25.0206 Q6. X10.017 Y0
F100. M8 X5.0085 Y-8.675
G80 Z100. M9 X0
X25. Y0 G3 X-6. Y-14.675 R6. F125.
G81 G98 R20. Z-2.7596 N5 G1 X0
F100. M8
```



G0 Z20.	G0 Z20.	T2 (5MM 60 DEG
Z100.	Z100. M9	CENTERDRILL)
X25.	N9	G17 G21 G40 G80
Z20.	T2 (5MM 60 DEG	G91 G28 Z0
G1 Z-4.5 F62.5	CENTERDRILL)	G49
X31. F125.	G17 G21 G40 G80	M5
G3 X25. Y-8.675 R6.	G91 G28 Z0	M1
G1 X19.9915 F500.	G49	M6
X14.983 Y0	M5	G90 G43 X0 Y0 Z100. H2
X19.9915 Y8.675	M1	M1
X30.0085	M6	M3
X35.017 Y0	G90 G43 X0 Y0 Z100. H2	M8
X30.0085 Y-8.675	M1	X0 Y0
X25.	M3	G81 G98 R13.7 Z-10.3981
G3 X19. Y-14.675 R6. F125.	M8	F100.
G1 X25.	X0 Y0	G80 Z100. M9
G0 Z20.	Z84.7625	X25. Y0
Z100.	G81 G98 R4.7625 Z-17.1296	G81 G98 R13.7 Z-10.3981
X0 Y-14.175	F100.	F100. M8
Z20.	G80 Z84.7625 M9	G80 Z100. M9
G1 Z-5. F62.5	X25. Y0	N15
X-6. F125.	G81 G98 R4.7625 Z-17.1296	T3 (6.2MM JOBBER DRILL)
G2 X0 Y-8.175 R6.	F100. M8	G17 G21 G40 G80
G1 X4.7198 F500.	G80 Z84.7625 M9	G91 G28 Z0
X9.4397 Y0	N11	G49
X4.7198 Y8.175	T21 (3.4MM JOBBER	M5
X-4.7198	DRILL)	M1
X-9.4397 Y0	G17 G21 G40 G80	M6
X-4.7198 Y-8.175	G91 G28 Z0	G90 G43 X0 Y0 Z100. H3
X0	G49	M1
G2 X6. Y-14.175 R6. F125.	M5	M3
G1 X0	M1	M8
G0 Z20.	M6	X0 Y0
Z100.	G90 G43 X0 Y0 Z100. H21	Z13.7
X25.	M1	G83 G99 R13.7 Z-23.161 Q6.
Z20.	M3	F200.
G1 Z-5. F62.5	M8	G80 Z100. M9
X19. F125.	X0 Y0	X25. Y0
G2 X25. Y-8.175 R6.	Z20.	Z13.7
G1 X29.7198 F500.	G83 G99 R20. Z-20.1501 Q6.	G83 G99 R13.7 Z-23.161 Q6.
X34.4397 Y0	F200.	F200. M8
X29.7198 Y8.175	G80 Z100. M9	G80 Z100. M9
X20.2802	X25. Y0	G91 G28 Z0
X15.5603 Y0	Z20.	G28 Y0
X20.2802 Y-8.175	G83 G99 R20. Z-20.1501 Q6.	M30
X25.	F200. M8	%
G2 X31. Y-14.175 R6. F125.	G80 Z100. M9	
G1 X25.	N13	

De forma resumida en la Tabla 4-23 y en la Tabla 4-24 se ilustra la metodología que se propone para la manufactura de los implantes.

Tabla 4-22 Metodología para la manufactura del sujetador

Esquema Explicativo	Operación	Observaciones
	<ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Centro de maquinado de CNC Mori Seiki.</li> <li>2.- Dispositivo de sujeción.</li> <li>3.- Montar dos barras a maquinar de <math>\Phi</math> 9.525 X23.7 en el sistema de sujeción.</li> <li>4.- Calibrador vernier.</li> <li>5.- Micrómetro.</li> </ol>	
	<ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Colocar el offset de cada una de las herramientas.</li> <li>2.- Correr en vacío el programa.</li> <li>3.- Desbaste a una altura de 24 mm.</li> <li>4.- Calibrador vernier.</li> </ol>	<p><u>FRESADO:</u></p> <p>F= 0.18 mm/min RPM= 800 Profundidad de corte= 0.5 mm Empleando cortadores de 2 filos y 4 filos.</p>
	<ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Realizar el barrenado con un <math>\Phi</math> de 7mm, empleando una broca de centros, una broca <math>\Phi</math> 3 mm y otra broca de <math>\Phi</math> 6.9 mm.</li> <li>2.- Calibrador vernier.</li> <li>3.- Micrómetro de interiores.</li> </ol>	<p><u>BARRENADO:</u> Herramientas empleadas:</p> 
	<ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Realizar la cuerda interna de <math>\Phi</math> 3.5 mm y profundidad de 6 mm.</li> <li>2.- Calibrador vernier.</li> <li>3.- Calibrador para rosca estándar.</li> </ol>	<p><u>MACHUELADO</u></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Se utilizó, machuelo de 8-32 UNC.</li> <li>2.- El paso de la cuerda es de 0.7937.</li> </ol>

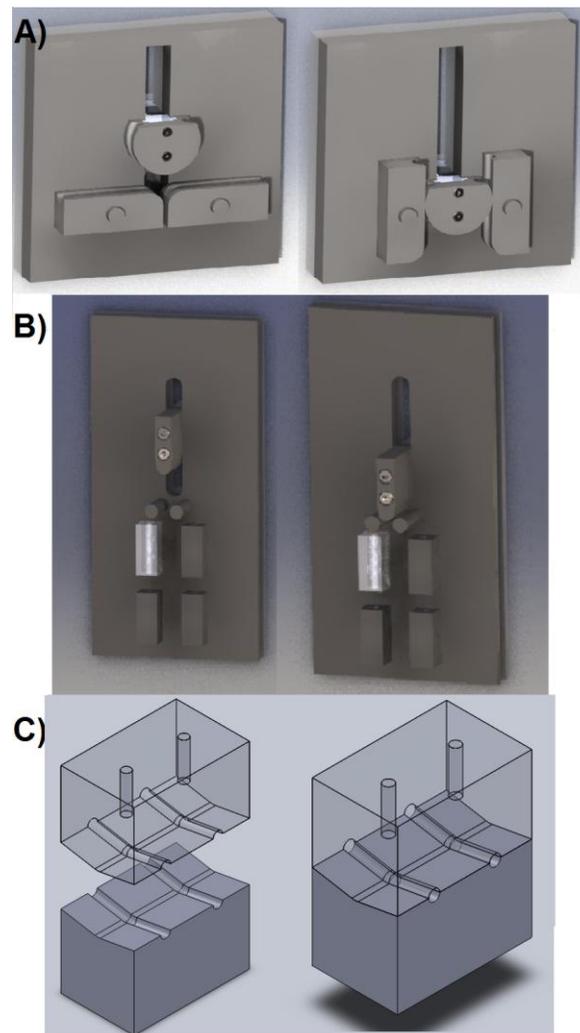


**Tabla 4-23 Metodología para la elaboración de la rosca del marco superior**

Esquema Explicativo	Operación	Observaciones																																							
	<ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Montar una barra de <math>\Phi</math> 4 X 150 mm, en el chuck de 3 mordazas, del Torno Harrison ALPHA 330 PLUS.</li> <li>2.- Realizar el desbaste para la parte roscada, dejarlo a <math>\Phi</math> 4 X 52 mm.</li> <li>3.- Calibrador vernier.</li> <li>3.- Realizar el ranurado a 2 mm de longitud y <math>\Phi</math> 3 mm.</li> <li>4.- Llevar acabo el maquinado.</li> </ol>	<p><u>TORNEADO</u></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Material Ti 6Al 4V grado médico.</li> <li>2.- RPM=800</li> <li>3.- F=0.18 mm/rev.</li> </ol>																																							
	<p>Programación del roscado del marco superior:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Conocer el área principal de trabajo, para dibujar (CAD) y simular el mecanizado (CAM).</li> <li>2.- Dibujar en ALPHA CAM, el marco superior.</li> <li>3.- Colocar los parámetros para la manufactura. Así como, referenciar cada una de las herramientas.</li> <li>4.- Correr el programa en vacío.</li> <li>5.- Activar el refrigerante.</li> <li>6.- Realizar el maquinado.</li> <li>7.- Calibrador vernier.</li> </ol>	<p><u>TORNEADO</u></p> <p>Herramientas de corte empleadas:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Herramienta de desbaste T1.</li> <li>2.- Herramienta de acabado T3.</li> <li>3.- Herramienta de roscado T8.</li> <li>4.- Herramienta de tronzado T12.</li> </ol>																																							
	<p>Ciclo de roscado:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1.- Girar husillo a 200 R.P.M.</li> <li>2.- Colocar los parámetros para la manufactura del implante.</li> <li>3.- Correr el programa en vacío.</li> <li>4.- Activar el refrigerante.</li> <li>5.- Realizar el maquinado.</li> <li>6.- Calibrador para rosca estándar.</li> </ol>	<p><u>ROSCADO</u></p> <p>Datos de preparación en pantalla:</p> <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>OP No 01</td> <td>THREAD</td> <td>T 02</td> </tr> <tr> <td>T08 AUTO</td> <td>ZSTART 4.500</td> <td>S 0000</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>F 0.40</td> </tr> <tr> <td>METRIC</td> <td>LENGTH 52.000</td> <td></td> </tr> <tr> <td>PITCH 0.7937</td> <td>ZSTOP -52.000</td> <td>METRIC</td> </tr> <tr> <td>DIAM 4.0</td> <td>ANGLE 0.0000</td> <td>F%100</td> </tr> <tr> <td>XSTOP 3.754</td> <td>No STARTS 1</td> <td>CSS OFF</td> </tr> <tr> <td>No. PASSES 12</td> <td>EXTERNAL</td> <td>MAX.RPM. 000</td> </tr> </table> <p>Bloque de trabajo en pantalla :</p> <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>OP No. 01</td> <td>THREAD</td> <td>D 4.000</td> <td>P0.7937</td> <td>X3.754</td> </tr> <tr> <td>T08</td> <td>AUTO</td> <td>EXT 1S</td> <td>ZS4.500</td> <td>DEG 0.000</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>Z-52.0</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>	OP No 01	THREAD	T 02	T08 AUTO	ZSTART 4.500	S 0000			F 0.40	METRIC	LENGTH 52.000		PITCH 0.7937	ZSTOP -52.000	METRIC	DIAM 4.0	ANGLE 0.0000	F%100	XSTOP 3.754	No STARTS 1	CSS OFF	No. PASSES 12	EXTERNAL	MAX.RPM. 000	OP No. 01	THREAD	D 4.000	P0.7937	X3.754	T08	AUTO	EXT 1S	ZS4.500	DEG 0.000			Z-52.0		
OP No 01	THREAD	T 02																																							
T08 AUTO	ZSTART 4.500	S 0000																																							
		F 0.40																																							
METRIC	LENGTH 52.000																																								
PITCH 0.7937	ZSTOP -52.000	METRIC																																							
DIAM 4.0	ANGLE 0.0000	F%100																																							
XSTOP 3.754	No STARTS 1	CSS OFF																																							
No. PASSES 12	EXTERNAL	MAX.RPM. 000																																							
OP No. 01	THREAD	D 4.000	P0.7937	X3.754																																					
T08	AUTO	EXT 1S	ZS4.500	DEG 0.000																																					
		Z-52.0																																							

Para los dobleces de los marcos se debe de considerar la complejidad de las curvas, el springback, así como evitar tratamientos térmicos debido a que se sobrepase el punto de recristalización del material cuando se trabaja en caliente. Tomando en cuenta esto los estándares ASM para el doblado de barras se sugiere trabajar tibio (tabla 3-1).

Considerando que los dobleces de los marcos serán en tibio, se sugieren unos dados que pueden darle la forma necesaria a los marcos. En el Anexo X se encuentran los dibujos de los mecanismos de doblez.

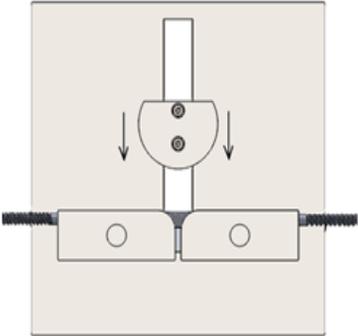
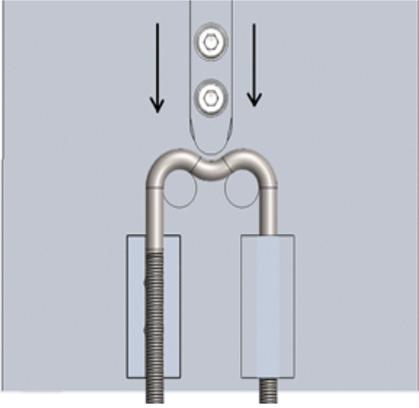
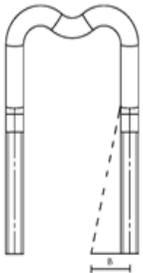
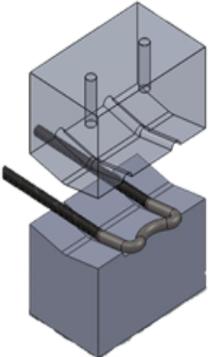


**Figura 4-24** A) Mecanismo para el doblado en U B) Mecanismo para los dobles en M C) Mecanismo para el ángulo de 170°



La metodología para efectuar los dobleces de los marcos está expuesta en la Tabla 4-24 medición

Tabla 4-24 Metodología para el doblado del marco superior

Esquema Explicativo	Operación	Observaciones
	<ol style="list-style-type: none"><li>1.- Troquel</li><li>2.- Corte de la barra a 155 mm.</li><li>3.- Maquinar la parte roscada, para su posterior doblado.</li><li>4.- Dimensionamiento</li></ol>	<ol style="list-style-type: none"><li>1.- Verificación de medidas con instrumentos de medición (Vernier, micrómetro)</li></ol>
	<ol style="list-style-type: none"><li>1.- Calentar para trabajar en tibio.</li><li>2.- Aplicar una fuerza, hasta obtener el ángulo requerido.</li><li>3.- Bajar el dado a la altura requerida.</li><li>4.- Calibrador vernier.</li></ol>	<p><u>DOBLEZ:</u></p> <p>Trabajo en tibio, por debajo de 0.3 de la temperatura de fusión.</p>  <ol style="list-style-type: none"><li>1.- Tener cuidado de hacer el sobre ángulo para el Spring-back.</li></ol>
	<ol style="list-style-type: none"><li>1.- Doblar, para formar un ángulo de 170°.</li><li>2.- Dimensionamiento</li></ol>	<ol style="list-style-type: none"><li>1.- Verificación de medidas con instrumentos de medición (Vernier, proyector de perfiles)</li></ol>



## **Conclusiones**

Con el objeto de aliviar los problemas de inestabilidad de la columna, en el hospital Victorio de la Fuente Narváez del IMSS se han instrumentado un total de 100 pacientes con un seguimiento favorable. Sin embargo, se han reportado casos donde la instrumentación en cirugía ha tenido complicaciones por la baja calidad de manufactura en el implante.

Para resolver los problemas de manufactura del implante se aplicó Ingeniería Inversa donde se destacan las aplicaciones de inspección y rediseño de un producto. En la etapa de inspección que se aplicó en los implante, se identificó de manera puntual discrepancia entre características como tamaño, tipo de cuerda, acabados, así como ángulos de dobles. Estas discrepancias entre los implantes confirma una carente calidad.

Una vez identificadas las áreas a mejorar de los implantes se empleó la aplicación de rediseño, donde se toma como requerimientos de diseño mejorar los problemas localizadas en la etapa inspección, así como mejorar el diseño actual, al plantear más requerimientos y restricciones propuestas por pacientes y por los médicos.

Para la etapa del barrido de la metodología de ingeniería inversa fue necesario fabricar un sistema de sujeción que permitiera la obtención de las mediciones necesarias para la elaboración de los modelos en CAD. Como resultado de la fabricación del sistemas de sujeción se denotaron las ventajas de las máquinas de CNC y la manufactura asistida por computadora CAM, reflejado en los buenos acabados de las piezas, así como el ajuste necesario para ensamblar el sistema de sujeción con el componente del implante.

Para la etapa de rediseño se establecieron nuevas especificaciones de diseño con el fin de mejorar el implante actual. Dentro de las mejoras del implante, estaba la de cubrir las diferentes áreas dañadas, por lo que para identificar las áreas a instrumentar fue necesarios efectuar un estudio de 1 año.



Como resultado del estudio de pacientes recaudados en el centro de salud en 1 año fue posible identificar la necesidad de modificar las amplitudes del implante. Las amplitudes que el implante debía tener como mínimo entre el marco superior y el marco inferior instrumentado de S2 a L3 era de 73.01mm y para alcanzar la máxima longitud reportado en los casos de estudio una amplitud entre S2 y T12 era de 185.07mm. Estos resultados exhibieron la necesidad de modificar las dimensiones del implante debido a que el rango mínimo y máximo que podía cubrir el implante era de 98.14 mm y 166.58mm, que comparado con el valor mínimo y máximo obtenido del estudio hace una diferencia de 25.1 mm y 18.49mm lo que hace un total de 43.59mm que no son cubiertos por el set actual.

Al localizar las diferentes áreas dañadas a instrumentar fue necesario diseñar un set de 5 piezas. Los tamaños de los 5 implantes que componen el set fueron determinados con ayuda de los modelos en CAD del marco inferior al ajustar la profundidad de los barrenos donde se aloja el largo de la parte roscada del marco superior. Para los ajustes de los barrenos se consideró que no atravesará la parte posterior del marco inferior y además se considera que para el mecanizado de un barreno de una profundidad mayor de 6 cm se corre riesgo de atorarse y romperse.

Al proponer el set de 5 implantes se le proporciona al médico y el paciente una variedad de tamaños que garantizan la erradicación de problemas al momento de instrumentar el implante. Por otra parte, al fabricar implantes con una calidad constante se avala una reincorporación en la medida de lo posible a pacientes con inestabilidad de columna.



## **Trabajos a futuro**

Las recomendaciones para trabajos futuros son:

- Establecimiento de un procedimiento donde se recabe una mayor información de la población con inestabilidad de columna.
- Establecer un seguimiento de los pacientes a los que se les colocó la prótesis para evaluar su desempeño e identificar posibles mejoras.
- Realizar pruebas de dureza para evaluar el cambio que ha sufrido el material después del doblado.
- Realizar pruebas biomecánicas con el nuevo diseño para compararlas con las del diseño anterior.
- Realizar una inspección de ingeniería inversa al nuevo set para evaluar la calidad de los implantes.



## Referencias

1. Rothman-simeone, "Columna Vertebral" Herkowitz Editorial McGraw-Hill
2. Liebenson, Craig "Manual de Rehabilitación de la Columna Vertebral", 2ª edición, año 2002
3. Finn G., "Histologia", Tercera Edición, Editorial Medica Panamericana, España 2001
4. Moore K.L., Dalley A., "Anatomía con orientación clínica". Quinta Edición, Editorial Medica Panamericana, México 2008
5. O'Rahilly R. "Anatomía de Gardner", Quinta Edición, Editorial McGraw-Hill, México 2001
6. Yokochi C., Rohen J. W., Weinreb E. L., "Atlas fotografico de la anatomía del cuerpo humano", Tercera Edición, Editorial Interamericana- McGraw-Hill, 1994
7. Nordin M., Frankel V.H. "Biomecánica básica del sistema musculo esquelético", Segunda Edición, Editorial McGraw-Hill
8. Jovanovic J. D., Jovanovic M. Lj. "Biomechanical model of vertebral base don bone remodeling" Medicine ana biology, Vol. 11 No. 1, 2004 pp. 35-39
9. Huikes R. "If bone is the answer, then what is the question?" Orthopedic Research Laboratory, 1999, pp.145-156
10. Helmut W. Mine "Muévalo o piérdalo, de qué manera el ejercicio ayuda a desarrollar y fortalecer los huesos, prevenir caídas y fracturas, y garantizar la rehabilitación", Publicado por el Comité de Asesores Científicos de la Fundación Internacional de Osteoporosis (IOF), 2005
11. Vera A., Tovar A., "Estudio computacional de las microgrietas, la ooptosis y el envejecimiento de el remodelamiento óseo" Revista Ingeniería Biomédica, Vol.2, No.4, 2008, pp. 73-83
12. Miralles R. C., Puig M., "Biomecánica clínica del aparato locomotor", Primera Edición, Editorial Masson, España 2000
13. Zhang J., Neibur G., Ovaert T., "Mechanical property determination of bone through nano- and micro-indentation testing and finate element simulation", Jurnal of biomechanics (2008), 267-275

14. Cerrud S., Narváes M., Muños V., Schouwenaars R. "Modelado del comportamiento mecánico del hueso (análisis del efecto del grado de hidratación)", Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo, Vol. 1 No. 6, México 2008, pp. 228-232
15. Miralles R. C. "Biomecánica de la columna" Rev. Soc. Esp., Vol. II, España 2001.
16. Alpizar-Aguirre A., Mireles-Cano J., Rosales-Olivares M., Miramontes-Martínez V., Reyes-Sánchez A. "Evaluación clínica y radiológica de la prótesis de núcleo discal Nubac. Informe preliminar" Cir. Ciruj., 2008, pp. 317-321
17. Lespessailles E., Chappard C., Bonnet N., Benhamou C.L., "Imaging techniques for evaluating bone microarchitecture", Joint Bone Spine 73, 2006, pp. 254-261
18. Beaupied H., Lespessailier E., Benhamou C.L., "Evaluation of macrostructural bone biomechanics" Joint Bone Spine 74, 2007, pp. 233-239
19. Ezquerro F., Simón A., Prado M., Pérez A., "Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation" Medical Engineering & Physics 26, 2004, pp. 11-22
20. Buckalter JA, Cooper RR, Maynard JA, "Elastic fibers in human intervertebral disc" J Bone Joint Surg Am, 1976, pp. 73-76
21. Kapandji AI. "Fisiología Articular Tronco y Raquis", Quinta Edición, Editorial Panamericana, España 2001
22. Osborne DJ., "Ergonomía en Acción" Segunda Edición, Editorial Trillas, México 2007
23. Oliva E., "Sistemas-hombre máquina-entorno laboral: ergonomía estratégica" Primera Edición, Editorial IPN, México 2007
24. Norton K., Olds T., "Antropométrica" Primera Edición, Editorial Biosystem Servicios Educativos, Argentina 1996
25. Croney J., "Antropometría para diseñadores" Primera Edición, Editorial Gustavo Gill, España 1978
26. Karwowski W. "International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors" Editorial Taylor & Francis, USA 2001
27. Torres A., "Importancia de la ergonomía en los centros de trabajo (caso práctico)" UNAM, México 2001



28. Cisneros-Dreinhofer F., Husrtado-Padilla A. "Incidencia de las lesiones vertebrales traumáticas en el Servicio de Cirugía de Columna de un hospital de concentración del sistema de seguro social" *Acta Ortopédica Mexicana* 17,2003, pp. 292-297
29. Boszczyk B., Boszczyk A., Putz R. "Comparative and Funtional Anatomy of the Mammalian Lumbar Spine" *The anatomical record* 264, 2001 pp. 157-168
30. Rosales L.M., Pérez A., Miramontes V., Alpízar A. "Experiencia en México con prótesis discales de núcleo. Reporte final a 4 años de seguimiento" *Medigraphic*, 2007
31. Álvarez B., Granados E., Reyes A. Campos P., "Valor pronóstico de las lesiones secundarias de esguince cervical diagnosticadas por resonancia magnética" *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 2002 pp. 20-25
32. Isla A., Chamorro L., Álvarez F., Aranda B., Sarmiento M.A., Pérez M., García J. " Diseño, implantación y resultados de la vía clínica para la cirugía de la hernia de disco lumbar" *Servicios de Neurocirugía y Servicios de Medicina Preventiva del Hospital la Paz, España*
33. Escarpanter J., Valdés O., Sánchez R., López Y., López C. "Hernia discal lumbar: correlación diagnóstica y evolución posoperatoria" *Rev. Cubana Ortopedia y Traumatología*, 1998 pp7-12
34. Little J.P., Adam C.J., Evans J.H., Pettet G.J. Pearcy M.J. "Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc" *Journal of Biomechanics* 40, 2007 pp. 2744-2751
35. Souchard P. Ollier M. "Escoliosis: su tratamiento en fisioterapia y ortopedia" *Primer Edición, Editorial Panamericana, España 2002*
36. Cafiero M., Cerrolaza M., Arroyo E., Damas A., "Diseño y simulación de prótesis para la corrección de escoliosis" *Mecánica Computacional Vol. XXV*, 2006, pp. 2585-2594
37. Chahin N. "Manual de postura y alteraciones de columna vertebral" *Facultad de Medicina, Carrera de Kinesiología*
38. McMaster MJ., Ohtsuka K., "The natural history of congenital scoliosis. A study of two hundred and fifty-one patients" *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1982 pp. 1128-1147
39. Kirkaldy-Willis W.H., Farfan H.F. "Instability of the Lumbar Spine" *Clinical Orthopedics & Related Research Vol. 165*, 1982 pp. 110-123



40. Panjabi M.M. "The Stabilizing System of the Spine Part I function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement" *Journal of Spinal Disorders & Techniques* Vol. 5, 1992 pp. 383-389
41. Farfan H.F., Gracovetsky S. "The Nature of Instability" *Spine* Vol. 9, 1984 pp. 714-719
42. Morgan F.P., King T. "Primary Instability of Lumbar Vertebral as a Common Cause of Low Back Pain" *The Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 39B, 1957 pp. 6-22
43. Tamara-Montes N.G., López Villagómez B., Anaya-Vallejo S. "Principios biomecánicos en el tratamiento de las fracturas tóraco-lumbares" *Ortopedia Trauma*, 2000 pp. 25-33
44. Ochagavía F.P. Amigo L., Momínguez J., San Juan A. Orús A.G., De Pedro J.A. "Experiencia y resultados preliminares en el uso de cilindros intersomáticos para la artrodesis lumbar" *Revista Española de Cirugía Osteoarticular* Vol. 36, 2001 pp.71-76
45. Sshelegel J.D., Smith J.A., Schieusener R.L."Lumbar Motion Segment Pathology Adjacent to Thorocolumbar, Lumbar, and Lumbarsacral Fusions" *Spine* Vol. 21, 1996 pp.970-981
46. Reyes-Sánchez A., Magadán J.C., Rosales L.M., Miramontes V., Alpizar A. "Complicaciones de fracturas toracolumbares que tuvieron tratamiento por vía anterior. Un meta-análisis" *Acta Médica Gripo Ángeles* Vol. 2, 2004 pp. 99-105
47. De la Torre D.M. "Tratamiento de la inestabilidad vertebral. Experiencia de nueva años, Hospital Juárez de México" *Trauma* Vol. 6, 2003 pp. 21-27  
Matta J.E., Arriea V. Gutiérrez I., "Inestabilidad atlantoaxial: Fijación transarticular con tornillos" *Rev. Col. Or. Tra.*, 2009 pp.138-144
48. Palapa L.R., Anaya S., Casas G. "Tratamiento por vía anterior de las lesiones inestables de la columna toracolumbar" *Acta Ortopédica Mexicana* Vol. 6, 2002 pp. 245-252
49. López J.M., Paredes A., Murcia A., Cezon A., López J.C. "Estudio de traumatismos dorsolumbares tratados quirúrgicamente" *Revista Española de Cirugía y Osteoarticular* Vol.16, 1981 pp. 347-356
50. Moon MS., Moon YW, Kim YS., Moon JL."Stabilization of fractured thoracic and lumbar spine with Cotrel-Dobousset instrument" *Journal of Orthopedic Surgery*, 2003 pp. 59-66



51. Dickson J.H., Harrington P.R., Erwin W.D. "Result of Reduction and Stabilization of the Severely Fractures Thoracic and Lumbar Spine" *The Journal of Bone & Joint Surgery* Vol.60, 1978 pp. 799-805
52. Flesch J.R., Leider L.L., Erickson D.L., Chou S.N., Bradford D.S. "Harrington Instrumentation and Spine Fusion For Unstable Fractures And Fracture-Dislocations of the Thoracic and Lumbar Spine" *The Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 59-A, 1977 pp. 143-153
53. Schultz A.B., Hirsch C. Sweden S., "Mechanical Analysis of Harrington Rod Correction of Idiopathic Scoliosis" *Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 55, 1973 pp.983-992
54. Mielke C.H., Lonstein J.E., Denis F., Vandenbrink K., Winter R. "Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis" *The Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 71, 1989 pp.1170-1177
55. Dickson J.H., Erwin W.D., Rossi D. "Harrington Instrumentation and Arthrodesis for Idiopathic Scoliosis, a twenty-one-year Follow-up" *The Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 72, 1990 pp. 678-683
56. Dekutoski M.B., Conlan E.S., Saliccioli G.G. "Spinal mobility and deformity after Harrington rod stabilization and limited arthrodesis of thoracolumbar fractures" *The Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 75, 1993 pp. 168-176
57. Ávila-Ramírez J., Figueroa-Gutiérrez J., Gazcón-Cerda G., Agilar-López R. "El rectángulo de Luque en el manejo de las fracturas toracolumbares" *Arch Neurociencia* Vol. 7, 2002 pp. 188-191
58. Allen B.L., Ferguson R.L. "The Galveston Technique for L Rod Instrumentation of the Scoliosis Spine" *Spine* Vol. 7, 1982 pp.276-284
59. Mendoza-Lemus O.F., De la Garza-Salazar J.F., Arellano-Pérez Veritti R.D., Espinoza-Galindo A.M. "La Escoliosis por parálisis cerebral infantil tratada quirúrgicamente con instrumentación segmentaria" *Medicina Universitaria*, 2000 pp. 82-87
60. Schillaci R.M., Mormandi R., Calas C.M., Sevlever G., Batagelj E. "Fijación lumbopélvica en un caso de tumor sacro de células gigantes" *Asociación Argentina de Neurocirugía*
61. Arraiga C, Noain Z., Villas C., Beguiritaín J.L., "Instrumentación sublaminaar en cirugía de las metástasis vertebrales" *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* Vol. 43, 1999



62. Mendoza O.F., De la Garza J.F., Arellano R.D., Espinoza A.M. "La escoliosis por parálisis cerebral infantil tratada quirúrgicamente con instrumentación segmentaria" *Medica Universitaria* Vol. 2, 200 pp. 62-67
63. McMaster M.J., "Luque Rod Instrumentation in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis" *The Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 73-B, 1991 pp. 982-989
64. Mielke C.H., Lonstein J.E., Denis F., Vandenbrink K., Winter R. "Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis" *The Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 71, 1989 pp. 1170-1177
65. Silveri A. "Deformidades Raquídeas en Miopatías" *Tendencias*, 2006 pp. 116-120
66. Isunza-Ramírez A., García-Pinto G. "La instrumentación sublamina de Luque en la escoliosis idiopática. Informe de casos complicados" *Revista Mexicana de Ortopedia y traumatismo*, 1995 pp. 18-20
67. Gersoff W.K., Renshaw T.S. "The treatment of scoliosis cerebral palsy by posterior spinal fusion with Luque-rod segmental instrumentation" *The Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 70, 1988 pp. 41-44
68. Broom M.J., Banta J.V., Renshaw T.S. "Spinal fusion augmented by Luque-rod segmental instrumentation for neuromuscular scoliosis" *The Journal of Bone & Joints Surgery* Vol. 71, 1989 pp. 32-44
69. McGee A.M., Bache C.E., Spilsbury J., Marks D.S., Stirling A.J., Thompson A.G. "A simplified Galveston technique for the stabilization of pathological fractures of the sacrum" *Euro Spine*, 2000 pp. 451-454
70. Schillaci R.M., Mormandi R., Calas C.M., Sevlever G., Batagelj E. "Fijación lumbopélvica en un caso de tumor sacro de células gigantes" *Asociación Argentina de Neurocirugía*
71. Arraiga C, Noain Z., Villas C., Beguiritáin J.L., "Instrumentación sublamina en cirugía de las metástasis vertebrales" *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* Vol. 43, 1999
72. Boachie-Adjei O.B., Dendrinos G.K., Ogilvie J.W., Bradford D.S. "Management of Adults Spinal Deformity with Combine Anterior-Posterior Arthrodesis and Luque-Galveston Instrumentation" *Journal of Spinal Disorders* Vol. 4, 1991 pp. 131-141



73. Emami A., Deviren V., Berven S., Smith J.A., Hu S.S., Bradford D.S. "Outcome and Complications of Long Fusions to the Sacrum in Adult Spine Deformity" *Spine* Vol.27, 2002 pp. 776-786
74. Kundra R.K., Prathap Kumar K.R., Subramanian K.N., Bruce C.E., Dorgan J. "Modified Luque-Galveston procedure for stabilization of neuromuscular scoliosis and pelvic obliquity: result from a specialist paediatric spinal unit" *Eur J Orthop Surg Traumatol* Vol. 19, 2009 pp 297-301
75. Huffman G.A. "Spinal Fixation Apparatus" United States Patent, 1986, Patent Number 4,573,454
76. Dove J.S. "Device for Spinal Fixation" United States Patent, 1987, Number Patent 4,686,970
77. Morales J.A. "Surgical Apparatus for use in the treatment of spinal deformities" United States Patent, 1998, Number Patent 5,810,815
78. Ulman D.G. "The Mechanical Design Process" Tercera edición, Editorial McGraw-Hill, USA 2003
79. Magrab E.B. "Integrated Product and Process Design and Development: The Product Realization Process" Editorial CRC Press, USA 1997
80. Alcaide-Marzal J., Diego-Más J., Artacho-Ramírez M.A., "Diseño de Productos: Métodos y Técnicas" Editorial Alfaomega, España 2004
81. Aguayo-González F., Soltero-Sánchez V.M., "Metodología del Diseño Industrial: Un enfoque desde la Ingeniería Concurrente" Editorial Alfaomega, España 2003
82. Youssef H.A., El-Hofy H, "Machining Technology: Machine Tools and Operations" Editorial CRC Press, USA 2008
83. González-Nuñez J., "El control numérico en las máquinas-herramientas" Editorial CECSA, México 1990.
84. Adams V., Askenzi A., "Building better products with finite element analysis", Editorial OnWord Press, USA 1999
85. Snith D.G., Bugess E.M., "The use of CAD/CAM technology in prosthetics and orthotics-Current clinical models and a view to the future" *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 38, 2001 pp 327-334
86. Chérif M., Thomas H., Furet B., Hascoët J-Y, "Generic modelling of milling forcé for CAD/CAM applications" *International Journal of Machine Tools & Manufacture* Vol. 44, 2004 pp 29-37

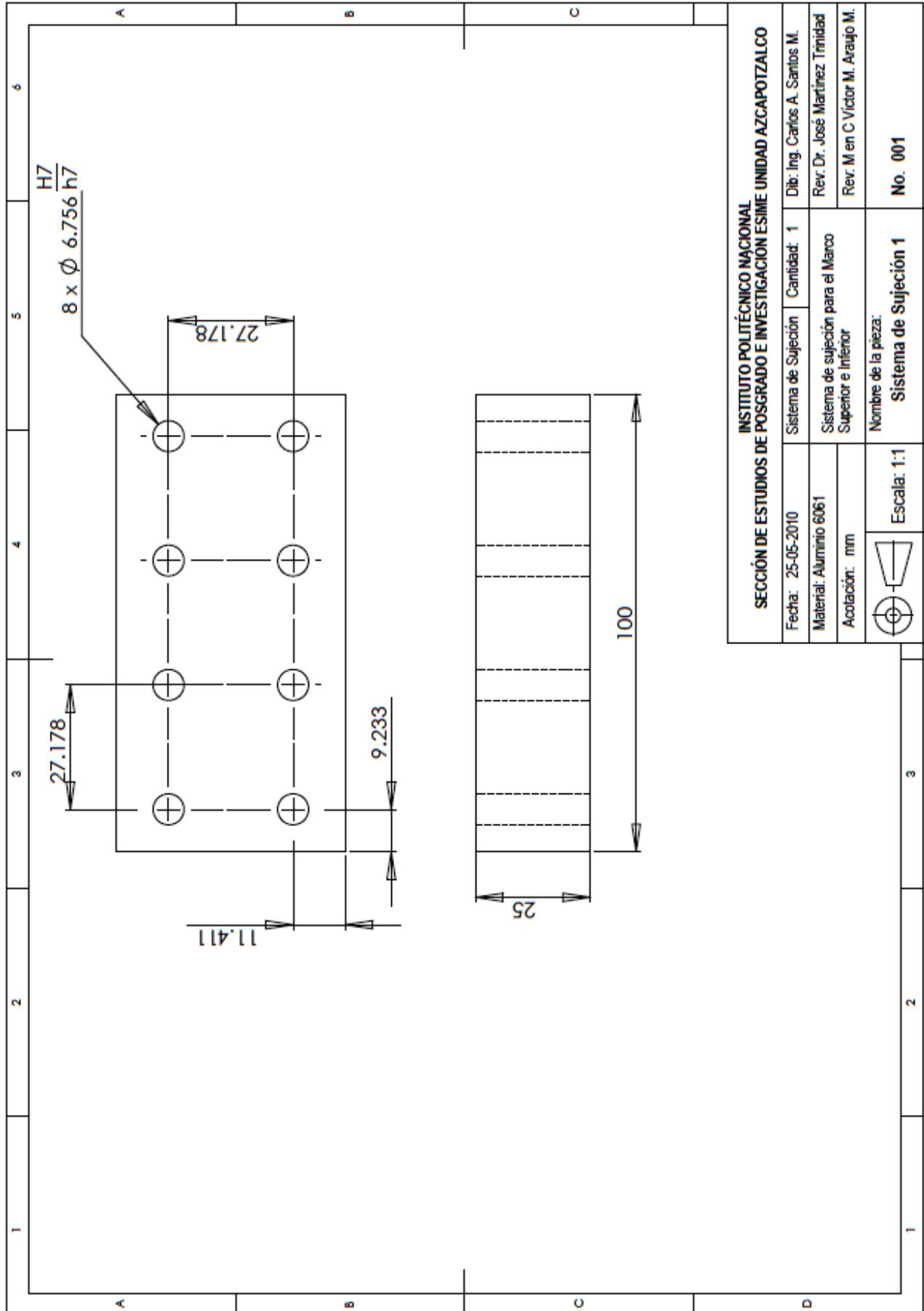


87. Wernera A., Lechniakb Z., Skalskib K., Kędzior K., "Design and manufacture of anatomical hip joint endoprostheses using CAD/CAM systems" *Journal of Materials Processing Technology* Vol. 107, 2000 pp. 181-186
88. Ramos-Watanave J. "Apuntes del curso de diseño mecánico" SEPI ESIME Zacatenco IPN, 2003.
89. Prado-Greoglio J. "Diseño y Fabricación de un Dispositivo Mecánico para la Realización de Experimentos con Avalanchas de Lápices, Tesis de Maestría" IPN, México 2007
90. Bidanda, B., Motavalli, S. Harding, K. "Reverse Engineering: an evaluation of prospective non-contact technologies and applications in manufacturing systems", *International Journal Computer Integrated Manufacturing* Vol. 4, 1991 pp. 145-156
91. Son S, Park H., Lee K.H., "Automated Laser Scanning system for reverse engineering and inspection" *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 2002 pp.889-897
92. Dorf R.C., Kusiak, A., "Handbook of Design, Manufacturing and Automation" Editorial John Wiley and Sons, USA 1994
93. Raja V., Fernandes, K.J., "Reverse Engineering: An Industrial Perspective" Springer, UK 2008
94. Thompson W.B., Owen J.C., de St. Germain H.J., Stark S.R., Henderson T.C. "Feature-Based Reverse Engineering of Mechanical Parts" *IEEE Transactions on Robotics and Automation* Vol.14, 1999 pp. 57-66
95. Khalifa I., Moussa M., Kamel M., "Range image segmentation using local approximation of scan lines with application to CAD model acquisition" *Machine Vision and Applications* Vol. 13, 2003 pp. 263-274
96. Mikell P. Groover. "Fundamentos de Manufactura Moderna, Materiales, Procesos y Sistemas". Editorial Prentice-Hall, 1997
97. Black S.C., Vic Chiles, Lissaman A.J., Martin S.J., "Principios de Ingeniería de Manufactura", Tercera edición, Editorial CECSA, 1999
98. ASM Handbook, Vol. 14B: Metalworking: Sheet Forming "Bending of bars and Bar sections"
99. Youssef H.A, EI-Hofy H, "Machining Technology, Machine Tools and Operations" CRC Press Taylor & Francis Group, 2008
100. Kalpakjian S. Schmid S.R. "Manufactura, ingeniería y tecnología" Cuarta Edición, Editorial Pearson Educación



101. Dee K.C., Puleo D.A., Bizios R. "An introduction to Tissue-Biomaterial Interactions" Editorial John Wiley & Sons, Inc., 2002
102. Singh U.K, Dwinvedi Manish "Manufacturing Processes, Second Edition" ,New Age International Publishers New Delhi, 2009.
103. Ohring Milton. "Engineering materials science. Department of materials Science and engineering". Hoboken, New Jersey, 1995
104. Donachie M.J., "Titanium: a Technical Guide Matthew" ASM Handbook, 2000 p79-78
105. Montgomery D.C. "Control estadístico de la calidad" Grupo editorial Iberoamérica, 1991
106. Montgomery D.C. " Diseño y análisis de experimentos" Grupo editorial Iberoamérica, 1991
107. Military Estándar MIL-STD-105D, 1989
108. Reyes-Sánchez A., Miramontes-Martínez V., Rosales-Olivares L.M., Farrera R. "Instrumentación con marco de Luque, con alambrado interapofisario y sublamina, más artrodesis posterolateral en el tratamiento de espondilolistesis L5-S1" Revista Mexicana de ortopedia y trauma 2002
109. Mota-Bolfeta R., Delbouis-Molina A.L., Escalona-Valencia R. "Corrección tridimensional de deformidades escolióticas torácicas con la tracción transversal a dos años de evolucion" Revista Mexicana de ortopedia y trauma, 2000
110. Cardoso-Monterrubio A., Carmona-Cervantes J. "Cirugía de la columna vertebral mediante toracoscopia reporte preliminar" Medographic

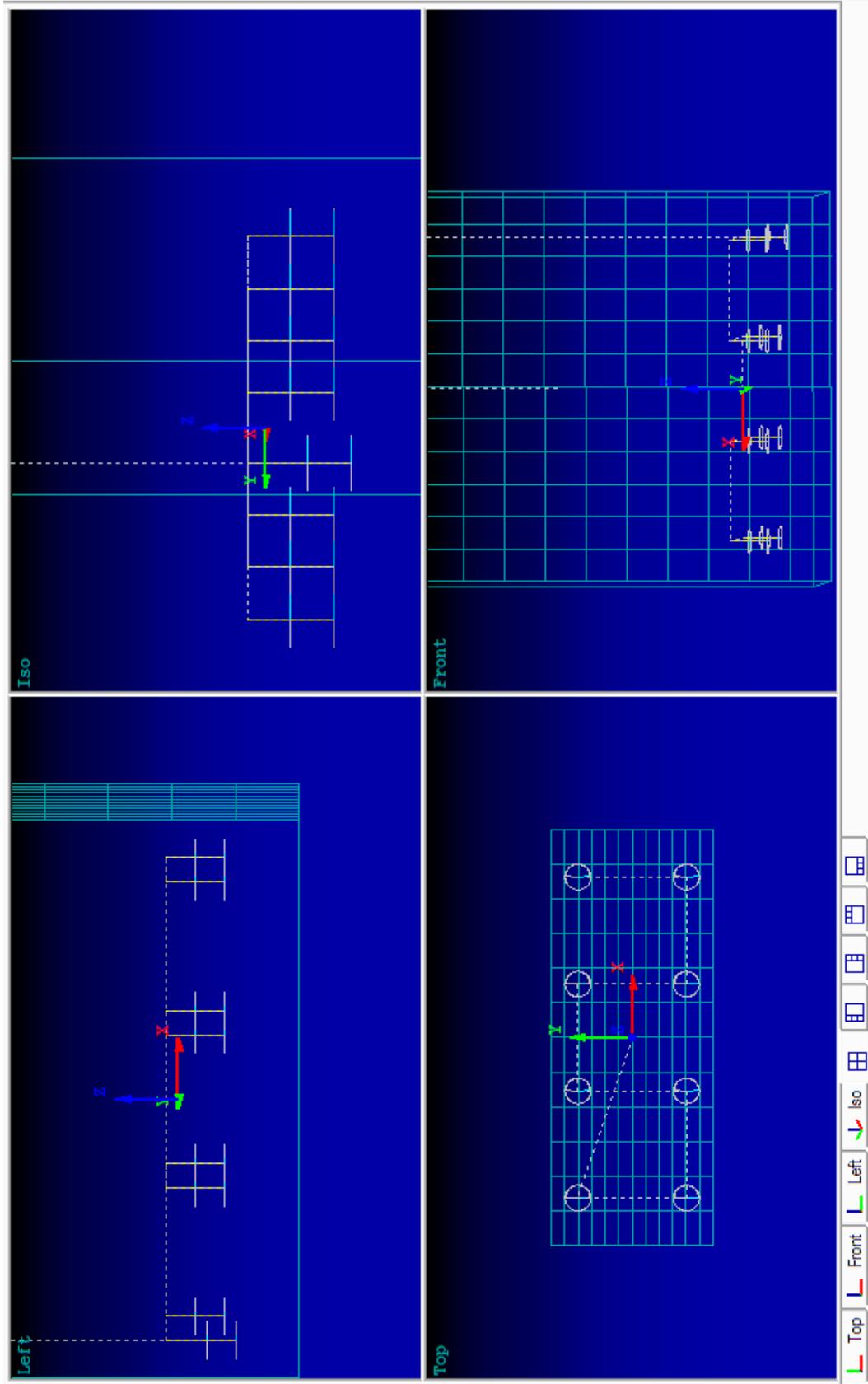
# ANEXOS



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>	
<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACION ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Sistema de Sujeción Cantidad: 1
Material: Aluminio 6061	Sistema de sujeción para el Marco Superior e Inferior
Acotación: mm	
 Escala: 1:1	Nombre de la pieza: <b>Sistema de Sujeción 1</b>
	<b>No. 001</b>



%	M98P8002L2
O1310(CAJA DE D6.45MM)	G90G00Z2.0
	X40.767Y13.589
N100(DESBASTE CAJA	M98P8002L2
CIRCULAR D6.45 P 10)	G90G00Z2.0
T17	M30
M98P800	O8000(SUBIR)
M98P8001S2500H17	G80G40
X-40.767 Y13.589	G91G28Z0
Z2.0	G49
G01Z0F1000	M01
M98P8002L2	M06
G90G00Z2.0	M99
/M01	O8001(BAJAR)
X-40.767Y-13.589	G90G54G00X0Y0
M98P8002L2	G43Z100.
G90G00Z2.0	M01
X-13.589Y-13.589	M03
M98P8002L2	M08
G90G00Z2.0	M99
X-13.589Y13.589	O8002(SECUENCIA CAJA)
M98P8002L2	G91G01Z-5.0F1000
G90G00Z2.0	G42G01X0.225Y3.0F200.0D17
X13.589Y13.589	G02X3.0Y-3.0R3.0
M98P8002L2	I-3.225
G90G00Z2.0	G02X-3.0Y-3.0R3.0
X13.589Y-13.589	G40G01X-0.225Y3.0
M98P8002L2	M99
G90G00Z2.0	%
X40.767Y-13.589	





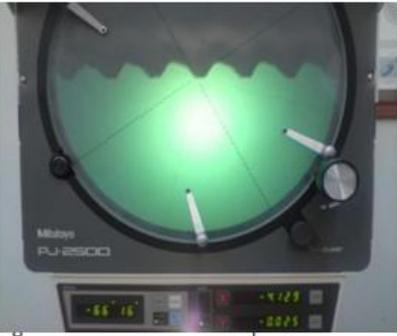
Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	1	de	6
Componente:	Sujetadores			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina				
Barrido por contacto (BPC):	X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:					
Instrumento de medición:	Vernier			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo				
Resolución:	0,02	Unidades:	mm	Fecha de revisión:					
Intervalo:	0-150	No. De Pieza	1	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad				
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				Sujetador Izquierda		Sujetador Derecha		<p>La medida de <b>J</b> esta determinado de la siguiente forma:</p> $J=I+E/2$	
				<p>A<sub>1</sub>= 23,62      A<sub>1</sub>= 23,98</p> <p>A<sub>2</sub>= 23,64      A<sub>2</sub>= 23,96</p> <p>A<sub>3</sub>= 23,64      A<sub>3</sub>= 23,98</p> <p>Ā= 23,633      Ā= 23,9733</p>		<p>B<sub>1</sub>= 6,1      B<sub>1</sub>= 7,5</p> <p>B<sub>2</sub>= 6,12      B<sub>2</sub>= 7,52</p> <p>B<sub>3</sub>= 6,1      B<sub>3</sub>= 7,5</p> <p>B̄= 6,1067      B̄= 7,50667</p>			
				<p>C<sub>1</sub>= 6,7      C<sub>1</sub>= 6,72</p> <p>C<sub>2</sub>= 6,72      C<sub>2</sub>= 6,72</p> <p>C<sub>3</sub>= 6,72      C<sub>3</sub>= 6,74</p> <p>C̄= 6,7133      C̄= 6,72667</p>		<p>D<sub>1</sub>= 14,9      D<sub>1</sub>= 14,94</p> <p>D<sub>2</sub>= 14,92      D<sub>2</sub>= 14,94</p> <p>D<sub>3</sub>= 14,9      D<sub>3</sub>= 14,96</p> <p>D̄= 14,907      D̄= 14,9467</p>		<p>Los valores de <b>A, F y G</b> fueron tomadas con micrómetro de resolución de 0.001 mm y con un intervalo de 0-25mm.</p> <p>En el valor de <b>F</b> con el vernier concedía con la escala de pulgadas en el valor de 0.375</p> <p>En los barrenos <b>E y H</b> se encontró rosca por todo lo largo del barreno</p>	
				<p>E<sub>1</sub>= 3,44      E<sub>1</sub>= 3,44</p> <p>E<sub>2</sub>= 3,46      E<sub>2</sub>= 3,44</p> <p>E<sub>3</sub>= 3,44      E<sub>3</sub>= 3,44</p> <p>Ē= 3,4467      Ē= 3,44</p>		<p>F<sub>1</sub>= 9,525      F<sub>1</sub>= 9,525</p> <p>F<sub>2</sub>= 9,524      F<sub>2</sub>= 9,525</p> <p>F<sub>3</sub>= 9,525      F<sub>3</sub>= 9,525</p> <p>F̄= 9,5247      F̄= 9,525</p>			
				<p>G<sub>1</sub>= 6,44      G<sub>1</sub>= 6,46</p> <p>G<sub>2</sub>= 6,46      G<sub>2</sub>= 6,44</p> <p>G<sub>3</sub>= 6,44      G<sub>3</sub>= 6,46</p> <p>Ḡ= 6,4467      Ḡ= 6,45333</p>		<p>H<sub>1</sub>= 3,46      H<sub>1</sub>= 3,46</p> <p>H<sub>2</sub>= 3,44      H<sub>2</sub>= 3,46</p> <p>H<sub>3</sub>= 3,44      H<sub>3</sub>= 3,46</p> <p>H̄= 3,4467      H̄= 3,46</p>			
				<p>I<sub>1</sub>= 6,58      I<sub>1</sub>= 6,62</p> <p>I<sub>2</sub>= 6,58      I<sub>2</sub>= 6,6</p> <p>I<sub>3</sub>= 6,58      I<sub>3</sub>= 6,6</p> <p>Ī= 6,58      Ī= 6,60667</p>		<p>J= 8,3033      J= 8,32667</p>			



Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	2	de	6
Componente:		Marco Inferior		Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina			
Barrido por contacto (BPC):		X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:				
Instrumento de medición:		Vernier			Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo		
Resolución:		0,02		Unidades:		mm			
Intervalo:		0-150		No. De Pieza		1			
				Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				A <sub>1</sub> =	40,32	A' <sub>1</sub> =	40,54	<p>Para determinar la dimensión de F y F' se obtuvo sumando la mitad de B y B' respectivamente, como se muestra en la siguiente formula</p> $F = E + (B/2)$ <p>Otra dimensión que se obtuvo con una operación fue H que se consiguió de la siguiente manera:</p> $H = G - C$ <p>La dimensiones C, C', G fueron tomadas en la escala de pulgadas del mismo vernier ya que no concedían con ninguna medida en la escala de milímetros. La resolución en el vernier es de 0.001 plg</p>	
				A <sub>2</sub> =	40,32	A' <sub>2</sub> =	40,54		
				A <sub>3</sub> =	40,32	A' <sub>3</sub> =	40,52		
				$\bar{A}$ =	40,32	$\bar{A}'$ =	40,5333		
				B <sub>1</sub> =	4,24	B' <sub>1</sub> =	4,24		
				B <sub>2</sub> =	4,24	B' <sub>2</sub> =	4,24		
				B <sub>3</sub> =	4,24	B' <sub>3</sub> =	4,24		
				$\bar{B}$ =	4,24	$\bar{B}'$ =	4,24		
				C <sub>1</sub> =	0,25	C' <sub>1</sub> =	0,25		
				C <sub>2</sub> =	0,25	C' <sub>2</sub> =	0,25		
				C <sub>3</sub> =	0,25	C' <sub>3</sub> =	0,25		
				$\bar{C}$ =	0,25 plg	$\bar{C}'$ =	0,25 plg		
				D <sub>1</sub> =	4,4	D' <sub>1</sub> =	4,4		
				D <sub>2</sub> =	4,38	D' <sub>2</sub> =	4,4		
				D <sub>3</sub> =	4,4	D' <sub>3</sub> =	4,4		
				$\bar{D}$ =	4,3933	$\bar{D}'$ =	4,4		
				E <sub>1</sub> =	5,02	E' <sub>1</sub> =	5,04		
				E <sub>2</sub> =	5,02	E' <sub>2</sub> =	5,04		
				E <sub>3</sub> =	5,02	E' <sub>3</sub> =	5,04		
				$\bar{E}$ =	5,02	$\bar{E}'$ =	5,04		
F <sub>1</sub> =	7,14	F' <sub>1</sub> =	7,16						
F <sub>2</sub> =	7,14	F' <sub>2</sub> =	7,16						
F <sub>3</sub> =	7,14	F' <sub>3</sub> =	7,16						
$\bar{F}$ =	7,14	$\bar{F}'$ =	7,16						
G <sub>1</sub> =	1,32								
G <sub>2</sub> =	1,32								
G <sub>3</sub> =	1,32								
$\bar{G}$ =	1,32 plg								
H <sub>1</sub> =	1,07								
H <sub>2</sub> =	1,07								
H <sub>3</sub> =	1,07								
$\bar{H}$ =	1,07 plg								



Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	3	de	6
Componente:		Marco Inferior			Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina		
Barrido por contacto (BPC):		X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:				
Instrumento de medición:		CMM			Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo		
Resolución:		0,0005		Unidades:		mm			
Intervalo:		712 X, 1016 Y, 600Z		No. De Pieza		1			
Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad							
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				$I_1 =$	38,145	$I'_1 =$	38,145	<p>La distancia de los barrenos A y A' son mayores que la distancia K, lo que hace pensar que los barrenos fueron efectuados antes de la operación de doblez</p>  <p>Figura 1 Escaneo del Marco Inferior</p>	
				$I_2 =$	38,145	$I'_2 =$	38,145		
				$I_3 =$	38,145	$I'_3 =$	38,145		
				$\bar{I} =$	38,145	$\bar{I}' =$	38,145		
				$J_1 =$	18,021	$J'_1 =$	18,021		
				$J_2 =$	18,021	$J'_2 =$	18,021		
				$J_3 =$	18,021	$J'_3 =$	18,021		
				$\bar{J} =$	18,021	$\bar{J}' =$	18,021		
				$K_1 =$	70,485				
				$K_2 =$	70,485				
$K_3 =$	70,485								
$\bar{K} =$	70,485								
$L_1 =$	30,825								
$L_2 =$	30,825								
$L_3 =$	30,825								
$\bar{L} =$	30,825								
$M_1 =$	171,46								
$M_2 =$	171,46								
$M_3 =$	171,45								
$\bar{M} =$	171,457								
$N_1 =$	20,116								
$N_2 =$	20,116								
$N_3 =$	20,116								
$\bar{N} =$	20,116								
$O_1 =$	8,371								
$O_2 =$	8,371								
$O_3 =$	8,371								
$\bar{O} =$	8,371								
$P_1 =$	17,33								
$P_2 =$	17,33								
$P_3 =$	17,33								
$\bar{P} =$	17,33								

Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	4	de	6
Componente:	Marco Superior			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina				
Barrido por contacto (BPC):		Barrido sin contacto (BSC):	x	Fecha de revisión:					
Instrumento de medición:	Proyector de perfiles			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo				
Resolución:	0,001	Unidades:	mm	Fecha de revisión:					
Aumentos:	20x	No. De Pieza	1	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad				
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
<p>DETALLE A      DETALLE B</p> <p>VISTA C</p>				A <sub>1</sub> =	61,981	A' <sub>1</sub> =	61,981	<p>El ángulo <b>D</b> es diferente para las dos partes roscadas ya que uno tiene un ligero ángulo más cerrado que el otro, lo que hace que una parte de la prótesis no este alineada horizontalmente como se muestra en en el circulo de la figura 1. La figura 2 se amplifica el extremo de la prótesis con un ángulo más cerrado.</p>  <p>Figura1 Marco superior sobre la mesa de mármol delCMM</p>  <p>Figura 2 Marco superior en el proyector de perfiles.</p> <p>La dimensión <b>E</b> fue tomada en diferentes partes de la prótesis y se encontró constancia en las mediciones.</p> <p>El tipo de rosca fue difícil de determinar en un principio, debido a que la cuerda no tiene una homogeneidad, como se muestra en la figura 3 y no concidia en su total con ninguna rosca del gage</p> 	
				A <sub>2</sub> =	61,981	A' <sub>2</sub> =	61,981		
				A <sub>3</sub> =	61,981	A' <sub>3</sub> =	61,981		
				$\bar{A}$ =	61,981	$\bar{A}'$ =	61,981		
				B <sub>1</sub> =	84,497				
				B <sub>2</sub> =	84,497				
				B <sub>3</sub> =	84,497				
				$\bar{B}$ =	84,497				
				C <sub>1</sub> =	13,01				
				C <sub>2</sub> =	13,01				
				C <sub>3</sub> =	13,01				
				$\bar{C}$ =	13,01				
				D <sub>1</sub> =	170,05	D' <sub>1</sub> =	168,65		
				D <sub>2</sub> =	170,05	D' <sub>2</sub> =	168,65		
				D <sub>3</sub> =	170,05	D' <sub>3</sub> =	168,65		
$\bar{D}$ =	170,05	$\bar{D}'$ =	168,65						
E <sub>1</sub> =	3,971	E' <sub>1</sub> =	3,97						
E <sub>2</sub> =	3,97	E' <sub>2</sub> =	3,971						
E <sub>3</sub> =	3,971	E' <sub>3</sub> =	3,97						
$\bar{E}$ =	3,970667	$\bar{E}'$ =	3,970333						
F <sub>1</sub> =	3,27	F' <sub>1</sub> =	3,271						
F <sub>2</sub> =	3,271	F' <sub>2</sub> =	3,271						
F <sub>3</sub> =	3,27	F' <sub>3</sub> =	3,27						
$\bar{F}$ =	3,270333	$\bar{F}'$ =	3,270667						
G <sub>1</sub> =	8-32 UNC	G' <sub>1</sub> =	8-32 UNC						
H <sub>1</sub> =	7,917	J <sub>1</sub> =	4,006						
H <sub>2</sub> =	7,917	J <sub>2</sub> =	4,006						
H <sub>3</sub> =	7,918	J <sub>3</sub> =	4,006						
$\bar{H}$ =	7,917333	$\bar{J}$ =	4,006						
I <sub>1</sub> =	4,006	K <sub>1</sub> =	4,097						
I <sub>2</sub> =	4,006	K <sub>2</sub> =	4,097						
I <sub>3</sub> =	4,006	K <sub>3</sub> =	4,097						
$\bar{I}$ =	4,006	$\bar{K}$ =	4,097						



Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	5	de	6
Componente:		Marco Superior		Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina			
Barrido por contacto (BPC):		Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:					
Instrumento de medición:		Proyector de perfiles		Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo			
Resolución:		0,001		Unidades:		mm			
Aumentos:		20x		No. De Pieza		1			
				Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				$E_1 =$	3,97				<p>La rosca y el gage se acercaba a la de 8-32 UNC, esto se ratifico en el proyector al contar 32 hilos en una pulgada. (figura 4)</p> <p>Figura 4 Marco superior y gage en el proyector de perfiles.</p>
				$E_2 =$	3,971				
				$E_3 =$	3,97				
				$\bar{E} =$	3,970333				
				$L_1 =$	31,148				<p>El radio H , I, J y K fueron tomados en el CMM.</p>
				$L_2 =$	31,148				
				$L_3 =$	31,148				
				$\bar{L} =$	31,148				
				$M_1 =$	27,178				<p>M Fue determinada atreves de la siguiente expresión</p> <p style="text-align: center;"><b>M=L-E</b></p>
				$M_2 =$	27,177				
				$M_3 =$	27,178				
				$\bar{M} =$	27,17767				
				$N_1 =$	63,881				<p>Por otra parte, en <b>N</b> y <b>N'</b> se encontro que la rosca sobre pasaba la parte recta, abarcando una parte curva, como se muestra en la figura 5</p> <p>Figura 5 Marco superior00</p>
				$N_2 =$	63,88				
				$N_3 =$	63,88				
$\bar{N} =$	63,88033								
$N'_1 =$	66,25								
$N'_2 =$	66,25								
$N'_3 =$	66,25								
$\bar{N}' =$	66,25								
$O_1 =$	2,052								
$O_2 =$	2,052								
$O_3 =$	2,052								
$\bar{O} =$	2,052								
$O'_1 =$	3,045								
$O'_2 =$	3,045								
$O'_3 =$	3,046								
$\bar{O}' =$	3,045333								



Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	6	de	6		
Componente:	Prisioneros			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina						
Barrido por contacto (BPC):		Barrido sin contacto (BSC):	x	Fecha de revisión:							
Instrumento de medición:	Proyector de Perfiles			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo						
Resolución:	0,001	Unidades:	mm	Fecha de revisión:							
Aumentos:	20x	No. De Pieza	1	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad						
Esquema Explicativo				Mediciones		Observaciones					
				Prisionero Izquierda	Prisionero Derecha	<p>De la misma manera que en el Marco superior la rosca del prisionero no coincidía en su totalidad con la rosca 8-32 UNC del gage y se verifico en el proyector de perfiles (Figura 1)</p>					
				A1=	4,683					A1=	6,058
				A2=	4,683					A2=	6,058
				A3=	4,683					A3=	6,058
				Ā=	4,683					Ā=	6,058
				B1=	3,982					B1=	3,983
				B2=	3,982					B2=	3,982
				B3=	3,982					B3=	3,983
				B̄=	3,982					B̄=	3,98267
				C1=	8-32 UNC					C1=	8-32UNC
				D1=	1,284					D1=	1,286
				D2=	1,284					D2=	1,286
				D3=	1,284					D3=	1,286
				D̄=	1,284					D̄=	1,286
				E1=	0,78					E1=	0,78
E2=	0,78	E2=	0,78								
E3=	0,78	E3=	0,78								
Ē=	0,78	Ē=	0,78								

Figura1 Imagen del prisionero en el Proyector de Perfiles



Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	1	de	6		
Componente:		Sujetadores		Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina					
Barrido por contacto (BPC):		X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:						
Instrumento de medición:		Vernier		Revisado:						M en C Víctor Araujo Monsalvo	
Resolución:		0,02		Unidades:		mm				Fecha de revisión:	
Intervalo:		0-150		No. De Pieza		2		Revisado:			Dr. José Martínez Trinidad
Esquema Explicativo			Mediciones				Observaciones				
			Sujetador Izquierda		Sujetador Derecha		<p>La medida de <b>J</b> esta determinado de la siguiente forma:</p> $J=I+E/2$ <p>Los valores de A, F y G fueron tomadas con micrómetro de resolución de 0.001 mm y con un intervalo de 0-25mm.</p> <p>En el valor de F con el vernier concedía con la escala de pulgadas en el valor de 0.375</p> <p>En los barrenos E y H se encontró rosca por todo lo largo del barreno</p>				
			A <sub>1</sub> =	23,5	A <sub>1</sub> =	23,62					
			A <sub>2</sub> =	23,51	A <sub>2</sub> =	23,64					
			A <sub>3</sub> =	23,5	A <sub>3</sub> =	23,64					
			Ā=	23,503	Ā=	23,6333					
			B <sub>1</sub> =	5,1	B <sub>1</sub> =	5,3					
			B <sub>2</sub> =	5,12	B <sub>2</sub> =	5,28					
			B <sub>3</sub> =	5,12	B <sub>3</sub> =	5,3					
			Ḃ=	5,1133	Ḃ=	5,29333					
			C <sub>1</sub> =	6,7	C <sub>1</sub> =	6,72					
			C <sub>2</sub> =	6,72	C <sub>2</sub> =	6,72					
			C <sub>3</sub> =	6,72	C <sub>3</sub> =	6,72					
			C̄=	6,7133	C̄=	6,72					
			D <sub>1</sub> =	14,9	D <sub>1</sub> =	14,94					
			D <sub>2</sub> =	14,92	D <sub>2</sub> =	14,92					
			D <sub>3</sub> =	14,92	D <sub>3</sub> =	14,92					
			D̄=	14,913	D̄=	14,9267					
			E <sub>1</sub> =	3,4	E <sub>1</sub> =	3,4					
			E <sub>2</sub> =	3,42	E <sub>2</sub> =	3,44					
			E <sub>3</sub> =	3,4	E <sub>3</sub> =	3,4					
Ē=	3,4067	Ē=	3,41333								
F <sub>1</sub> =	9,525	F <sub>1</sub> =	9,525								
F <sub>2</sub> =	9,524	F <sub>2</sub> =	9,524								
F <sub>3</sub> =	9,525	F <sub>3</sub> =	9,525								
F̄=	9,5247	F̄=	9,52467								
G <sub>1</sub> =	6,44	G <sub>1</sub> =	6,42								
G <sub>2</sub> =	6,46	G <sub>2</sub> =	6,44								
G <sub>3</sub> =	6,44	G <sub>3</sub> =	6,44								
Ḡ=	6,4467	Ḡ=	6,43333								
H <sub>1</sub> =	3,4	H <sub>1</sub> =	3,46								
H <sub>2</sub> =	3,44	H <sub>2</sub> =	3,46								
H <sub>3</sub> =	3,42	H <sub>3</sub> =	3,48								
H̄=	3,42	H̄=	3,46667								
I <sub>1</sub> =	6,5	I <sub>1</sub> =	6,58								
I <sub>2</sub> =	6,52	I <sub>2</sub> =	6,6								
I <sub>3</sub> =	6,52	I <sub>3</sub> =	6,58								
Ī=	6,5133	Ī=	6,58667								
J=	8,2167	J=	8,29333								



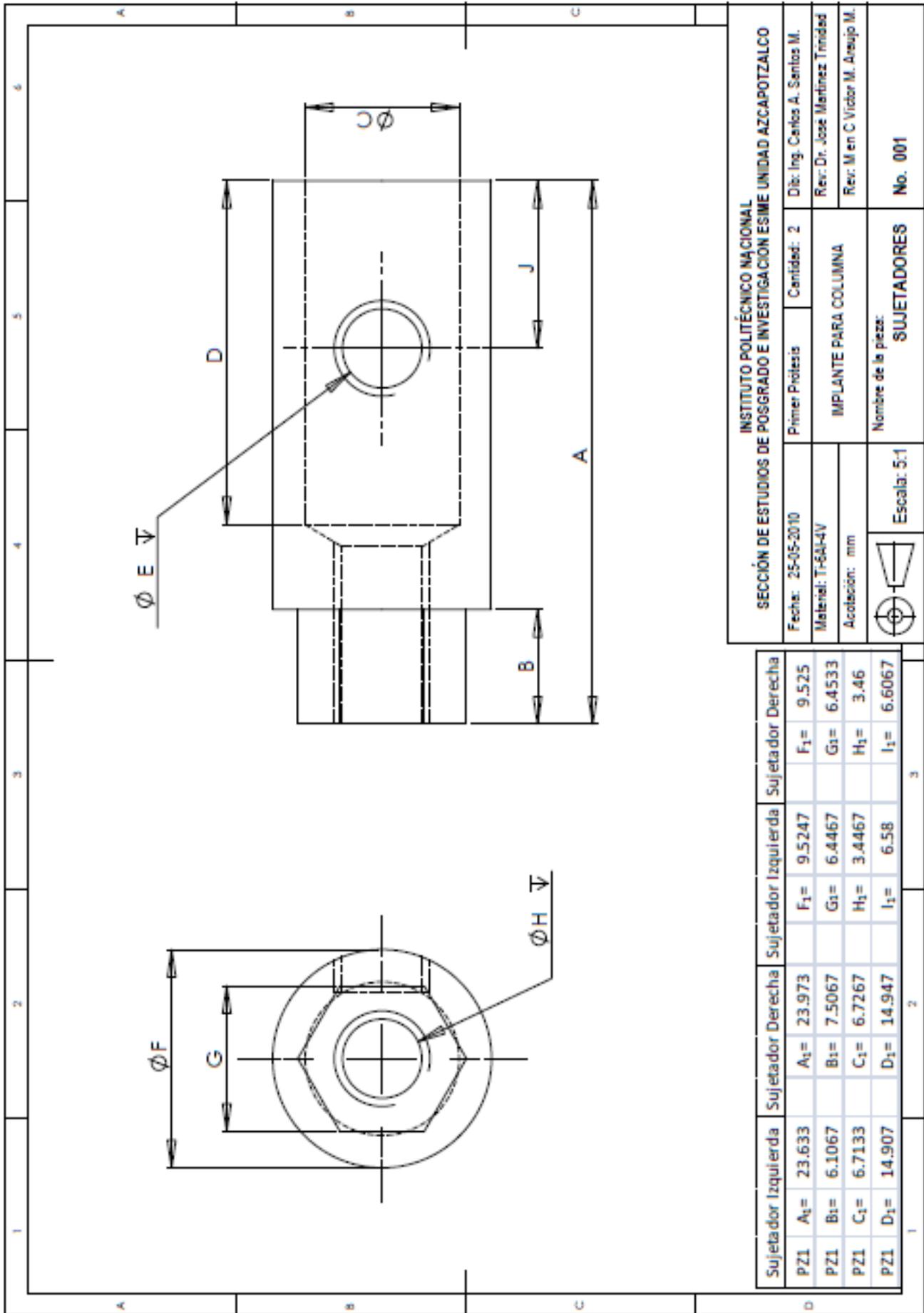
Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	2	de	6	
Componente:	Marco Inferior			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina					
Barrido por contacto (BPC):	X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:						
Instrumento de medición:	Vernier			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo					
Resolución:	0,02	Unidades:	mm	Fecha de revisión:						
Intervalo:	0-150	No. De Pieza	2	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad					
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones		
				A <sub>1</sub> =	52,86	A' <sub>1</sub> =	52,28	<p>Para determinar la dimensión de F y F' se obtuvo sumando la mitad de B y B' respectivamente, como se muestra en la siguiente formula</p> $F = E + (B/2)$ <p>Otra dimensión que se obtuvo con una operación fue H que se consiguió de la siguiente manera:</p> $H = G - C$ <p>La dimensiones C, C', G fueron tomadas en la escala de pulgadas del mismo vernier ya que no concedían con ninguna medida en la escala de milímetros. La resolución en el vernier es de 0.001 plg</p> <p>Por otra parte se encontró que H en la parte abierta de la pieza es más grande que la que está en la parte cerrada del marco, como se muestra en la figura 1</p> <p>Figura 1 Fotografía del Marco Inferior</p> <p>En la parte cerrada donde indica la flecha, el marco tiene una distancia G de 1.32plg</p>		
				A <sub>2</sub> =	52,86	A' <sub>2</sub> =	52,26			
				A <sub>3</sub> =	52,86	A' <sub>3</sub> =	52,28			
				$\bar{A}$ =	52,86	$\bar{A}'$ =	52,2733			
				B <sub>1</sub> =	4,24	B' <sub>1</sub> =	4,24			
				B <sub>2</sub> =	4,24	B' <sub>2</sub> =	4,24			
				B <sub>3</sub> =	4,24	B' <sub>3</sub> =	4,24			
				$\bar{B}$ =	4,24	$\bar{B}'$ =	4,24			
				C <sub>1</sub> =	0,25	C' <sub>1</sub> =	0,25			
				C <sub>2</sub> =	0,25	C' <sub>2</sub> =	0,25			
				C <sub>3</sub> =	0,25	C' <sub>3</sub> =	0,25			
				$\bar{C}$ =	0,25	$\bar{C}'$ =	0,25			plg
				D <sub>1</sub> =	4,4	D' <sub>1</sub> =	4,4			
				D <sub>2</sub> =	4,38	D' <sub>2</sub> =	4,4			
				D <sub>3</sub> =	4,4	D' <sub>3</sub> =	4,4			
				$\bar{D}$ =	4,3933	$\bar{D}'$ =	4,4			
				E <sub>1</sub> =	5,1	E' <sub>1</sub> =	5,08			
				E <sub>2</sub> =	5,1	E' <sub>2</sub> =	5,08			
				E <sub>3</sub> =	5,1	E' <sub>3</sub> =	5,08			
				$\bar{E}$ =	5,1	$\bar{E}'$ =	5,08			
F <sub>1</sub> =	7,22	F' <sub>1</sub> =	7,2							
F <sub>2</sub> =	7,22	F' <sub>2</sub> =	7,2							
F <sub>3</sub> =	7,22	F' <sub>3</sub> =	7,2							
$\bar{F}$ =	7,22	$\bar{F}'$ =	7,2							
G <sub>1</sub> =	1,36									
G <sub>2</sub> =	1,36									
G <sub>3</sub> =	1,36									
$\bar{G}$ =	1,36	plg								
H <sub>1</sub> =	1,11									
H <sub>2</sub> =	1,11									
H <sub>3</sub> =	1,11									
$\bar{H}$ =	1,11	plg								

Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	3	de	6
Componente:		Marco Inferior		Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina				
Barrido por contacto (BPC):		X	Barrido sin contacto (BSC):		Fecha de revisión:				
Instrumento de medición:		CMM			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo			
Resolución:		0,0005		Unidades:	mm		Fecha de revisión:		
Intervalo:		712 X,1016 Y, 600Z		No. De Pieza	2		Revisado:		
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				$I_1 =$	41,198	$I'_1 =$	41,199	<p>La distancia de los barrenos A y A' son mayores que la distancia K, lo que hace pensar que los barrenos fueron efectuados antes de la operación de doblez</p>  <p>Figura 1 Escaneo del Marco Inferior</p>	
				$I_2 =$	41,198	$I'_2 =$	41,198		
				$I_3 =$	41,199	$I'_3 =$	41,198		
				$\bar{I} =$	41,1983	$\bar{I}' =$	41,1983		
				$J_1 =$	17,999	$J'_1 =$	17,999		
				$J_2 =$	17,998	$J'_2 =$	17,999		
				$J_3 =$	17,999	$J'_3 =$	17,998		
				$\bar{J} =$	17,9987	$\bar{J}' =$	17,9987		
				$K_1 =$	71,003				
				$K_2 =$	71,004				
				$K_3 =$	71,003				
				$\bar{K} =$	71,0033				
				$L_1 =$	35,667				
				$L_2 =$	35,667				
				$L_3 =$	35,667				
$\bar{L} =$	35,667								
$M_1 =$	171,46								
$M_2 =$	171,46								
$M_3 =$	171,45								
$\bar{M} =$	171,457								
$N_1 =$	20,177								
$N_2 =$	20,178								
$N_3 =$	20,176								
$\bar{N} =$	20,177								
$O_1 =$	8,284								
$O_2 =$	8,284								
$O_3 =$	8,284								
$\bar{O} =$	8,284								
$P_1 =$	16,99								
$P_2 =$	16,99								
$P_3 =$	16,99								
$\bar{P} =$	16,99								

Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	4	de	6
Componente:	Marco Superior			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina				
Barrido por contacto (BPC):		Barrido sin contacto (BSC):	x	Fecha de revisión:					
Instrumento de medición:	Proyector de Perfiles			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo				
Resolución:	0,001	Unidades:	mm	Fecha de revisión:					
Aumentos:	20X	No. De Pieza	2	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad				
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
<p>DETALLE A      DETALLE B</p> <p>VISTA C</p>				A <sub>1</sub> =	54,64	A' <sub>1</sub> =	54,64	<p>El ángulo D es diferente para las dos partes roscadas ya que uno tiene un ligero ángulo más cerrado que el otro, lo que hace que una parte de la prótesis no este alineada horizontalmente como se muestra en el círculo de la figura 1. La figura 2 se amplifica el extremo de la prótesis con un ángulo más cerrado.</p> <p>Figura1 Marco superior sobre la mesa de mármol del CMM</p> <p>Figura 2 Marco superior en el proyector de perfiles.</p> <p>La dimensión E fue tomada en diferentes partes de la prótesis y se encontró constancia en las mediciones.</p> <p>El tipo de rosca fue difícil de determinar en un principio, debido a que la cuerda no tiene una homogeneidad, como se muestra en la figura 3 y no concidia en su total con ninguna rosca del gage</p> <p>Figura 3 Rosca del marco superior</p>	
				A <sub>2</sub> =	54,64	A' <sub>2</sub> =	54,64		
				A <sub>3</sub> =	54,64	A' <sub>3</sub> =	54,64		
				$\bar{A}$ =	54,64	$\bar{A}'$ =	54,64		
				B <sub>1</sub> =	74,89				
				B <sub>2</sub> =	74,88				
				B <sub>3</sub> =	74,89				
				$\bar{B}$ =	74,88667				
				C <sub>1</sub> =	12,89				
				C <sub>2</sub> =	12,88				
				C <sub>3</sub> =	12,88				
				$\bar{C}$ =	12,88333				
				D <sub>1</sub> =	162,1	D' <sub>1</sub> =	161,49		
				D <sub>2</sub> =	162,1	D' <sub>2</sub> =	161,48		
				D <sub>3</sub> =	162,11	D' <sub>3</sub> =	161,48		
				$\bar{D}$ =	162,1033	$\bar{D}'$ =	161,483		
				E <sub>1</sub> =	3,97	E <sub>1</sub> '=	3,97		
				E <sub>2</sub> =	3,971	E <sub>2</sub> '=	3,97		
				E <sub>3</sub> =	3,97	E <sub>3</sub> '=	3,97		
				$\bar{E}$ =	3,970333	$\bar{E}'$ =	3,97		
F <sub>1</sub> =	3,27	F' <sub>1</sub> =	3,271						
F <sub>2</sub> =	3,271	F' <sub>2</sub> =	3,271						
F <sub>3</sub> =	3,27	F' <sub>3</sub> =	3,27						
$\bar{F}$ =	3,270333	$\bar{F}'$ =	3,27067						
G <sub>1</sub> =	8-32 UNC	G' <sub>1</sub> =	8-32 UNC						
H <sub>1</sub> =	7,917	J <sub>1</sub> =	4,002						
H <sub>2</sub> =	7,917	J <sub>2</sub> =	4,002						
H <sub>3</sub> =	7,918	J <sub>3</sub> =	4,002						
$\bar{H}$ =	7,917333	$\bar{J}$ =	4,002						
I <sub>1</sub> =	4,002	K <sub>1</sub> =	4,001						
I <sub>2</sub> =	4,001	K <sub>2</sub> =	4,002						
I <sub>3</sub> =	4,002	K <sub>3</sub> =	4,002						
$\bar{I}$ =	4,001667	$\bar{K}$ =	4,00167						

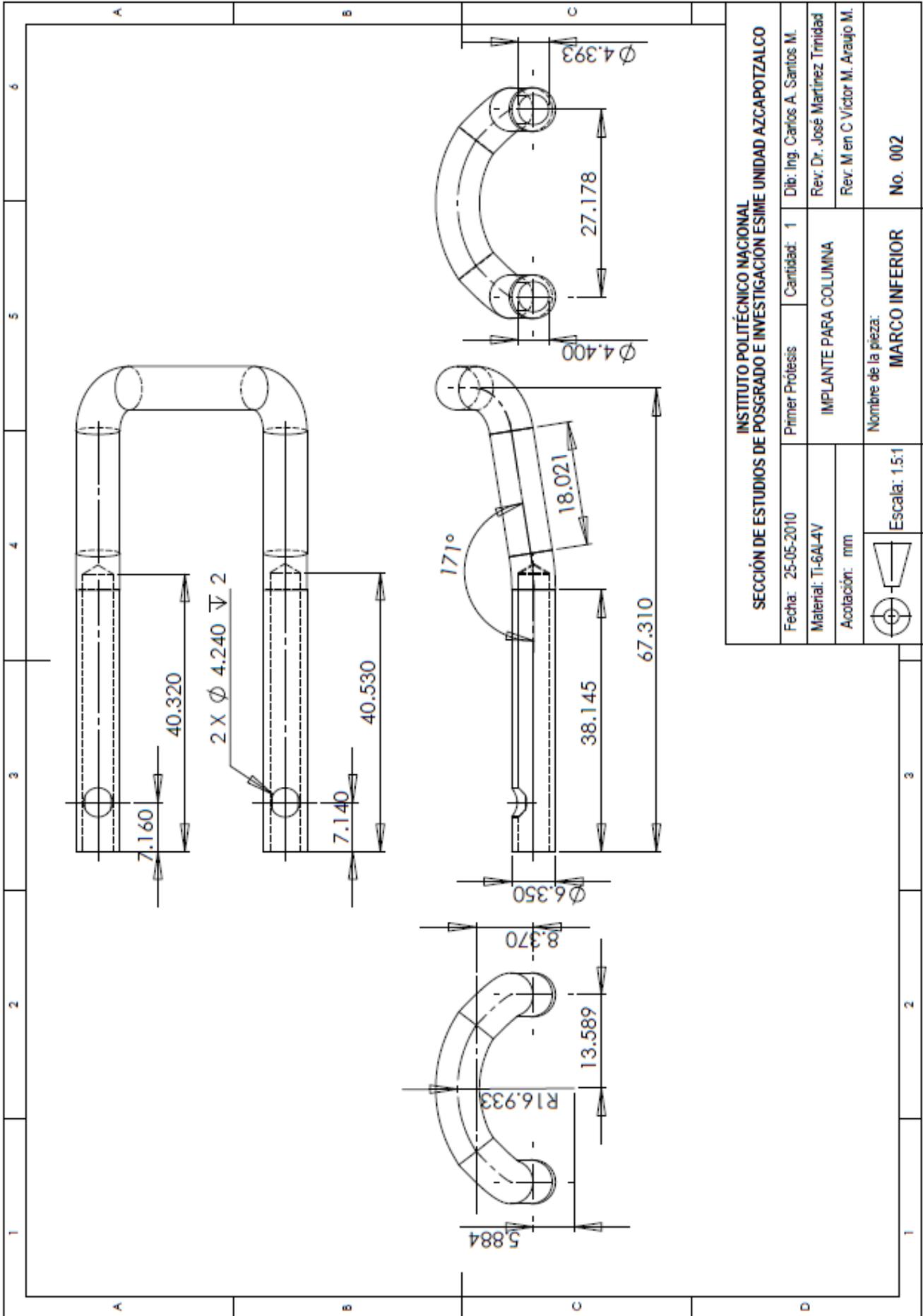
Obtención de Mediciones				Fecha de realización	10/03/2010	Pag. No.	5	de	6
Componente:		Marco Superior		Responsable:		Carlos Alberto Santos Medina			
Barrido por contacto (BPC):		Barrido sin contacto (BSC):		x		Fecha de revisión:			
Instrumento de medición:		Proyector de Perfiles		Revisado:		M en C Víctor Araujo Monsalvo			
Resolución:		0,001		Unidades:		mm			
Aumentos:		20X		No. De Pieza		2			
				Revisado:		Dr. José Martínez Trinidad			
Esquema Explicativo				Mediciones				Observaciones	
				$E_1 =$	3,97				
				$E_2 =$	3,971				
				$E_3 =$	3,97				
				$\bar{E} =$	3,970333				
				$L_1 =$	31,647				
				$L_2 =$	31,647				
				$L_3 =$	31,647				
				$\bar{L} =$	31,647				
				$M_1 =$	27,677				
				$M_2 =$	27,676				
				$M_3 =$	27,677				
				$\bar{M} =$	27,67667				
				$N_1 =$	48,143				
				$N_2 =$	48,143				
				$N_3 =$	48,143				
$\bar{N} =$	48,143								
$N'_1 =$	51,603								
$N'_2 =$	51,605								
$N'_3 =$	51,605								
$\bar{N}' =$	51,60433								
$O_1 =$	2,135								
$O_2 =$	2,135								
$O_3 =$	2,135								
$\bar{O} =$	2,135								
$O'_1 =$	3,174								
$O'_2 =$	3,174								
$O'_3 =$	3,174								
$\bar{O}' =$	3,174								
								<p>La rosca y el gage se acercaba a la de 8-32 UNC, esto se ratifico en el proyector al contar 32 hilos en una pulgada. (figura 4)</p> <p>Figura 4 Marco superior y gage en el proyector de perfiles.</p> <p>El radio <b>H, I, J y K</b> fueron tomados en el CMM.</p> <p><b>M</b> Fue determinada atreves de la siguiente expresión</p> $M=L-E$ <p>Por otra parte se encontró que la distancia de <b>K</b> entre las extremidades de las partes roscadas y la parte cerrada es diferente como se muestra en la figura 5</p> <p>Figura 5 Fotografía aérea del marco superior</p> <p>Así mismo se tomo medida a la altura del radio <b>H</b>, donde se encontró una distancia <b>J</b> en promedio de 31.148mm, por lo que <b>K</b> tendría un valor de <math>K=31.148-3.97033= 27.17767\text{mm}</math> lo que nos demuestra que es mas cerrada que en la parte extrema.</p>	

Obtención de Mediciones				Fecha de realización:	10/03/2010	Pag. No.	6	de	6		
Componente:	Prisioneros			Responsable:	Carlos Alberto Santos Medina						
Barrido por contacto (BPC):		Barrido sin contacto (BSC)	x	Fecha de revisión:							
Instrumento de medición:	Proyector de Perfiles			Revisado:	M en C Víctor Araujo Monsalvo						
Resolución:	0,001	Unidades:	mm	Fecha de revisión:							
Aumentos:	20X	No. De Pieza	2	Revisado:	Dr. José Martínez Trinidad						
Esquema Explicativo		Mediciones			Observaciones						
		Prisionero Izquierda	Prisionero Derecha	<p>De la misma manera que en el Marco superior la rosca del prisionero no concuerda en su totalidad con la rosca 8-32 UNC y se verifico en el proyector de perfiles</p> <p>Figura 1 Imagen del prisionero en el Proyector de Perfiles</p>							
		A1=	8,643							A1=	8,687
		A2=	8,643							A2=	8,687
		A3=	8,643							A3=	8,688
		$\bar{A}$ =	8,643							$\bar{A}$ =	8,68733
		B1=	3,88							B1=	3,88
		B2=	3,9							B2=	3,88
		B3=	3,9							B3=	3,88
		$\bar{B}$ =	3,893333							$\bar{B}$ =	3,88
		C1=	8-32 UNC							C1=	8-32UNC
		D1=	1,28							D1=	1,3
		D2=	1,28							D2=	1,3
		D3=	1,28							D3=	1,3
		$\bar{D}$ =	1,28							$\bar{D}$ =	1,3
		E1=	0,78							E1=	0,78
E2=	0,78	E2=	0,78								
E3=	0,78	E3=	0,78								
$\bar{E}$ =	0,78	$\bar{E}$ =	0,78								

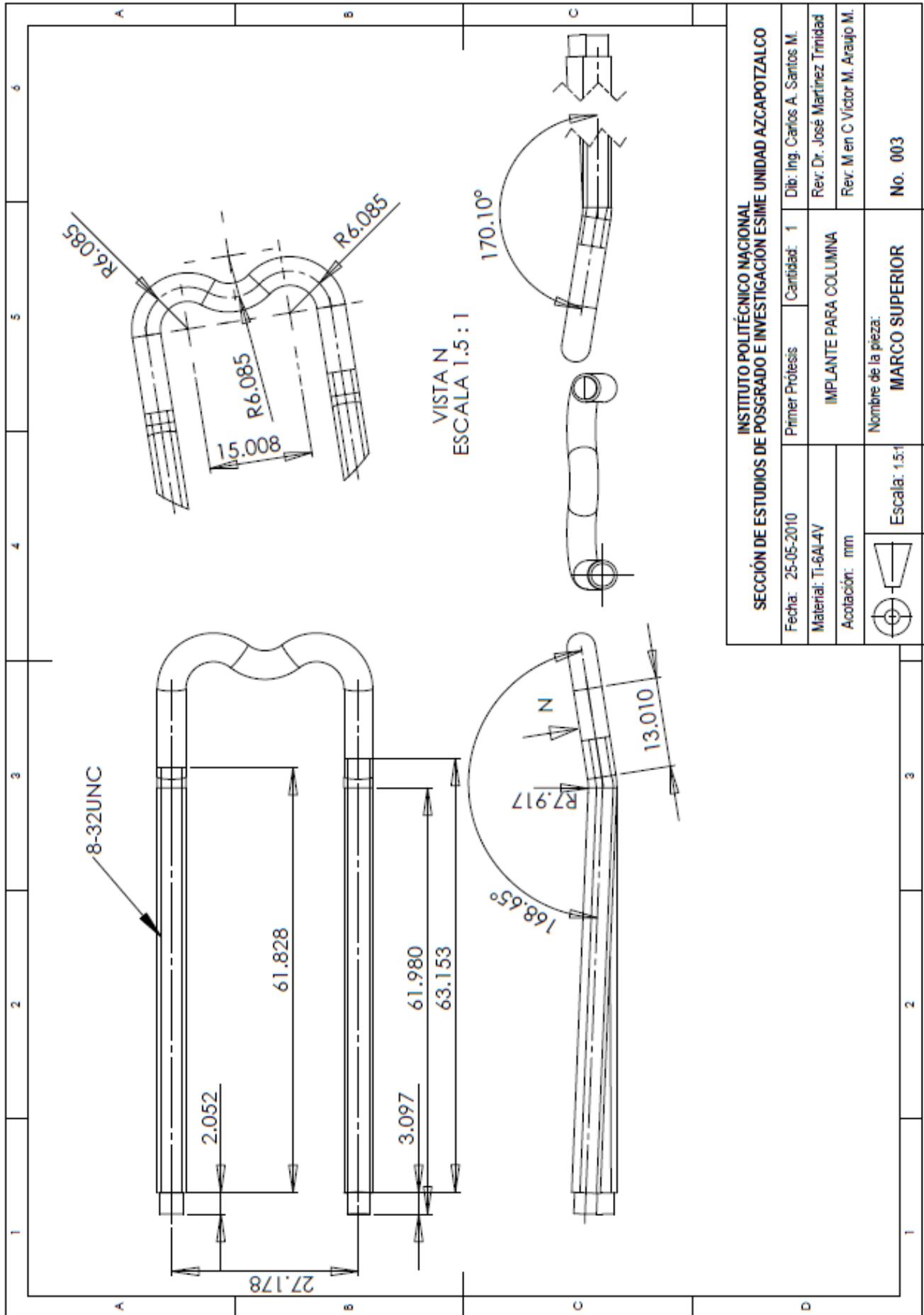


<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>	
<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACION ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Primer Protesis Cantidad: 2
Material: T-6Al-4V	IMPLANTE PARA COLUMNA
Acotación: mm	
Dib: Ing. Cenlos A. Santos M. Rev: Dr. José Martínez Trinidad Rev: M en C Víctor M. Araujo M.	
Escala: 5:1	Nombre de la pieza: <b>SUJETADORES</b> No. <b>001</b>

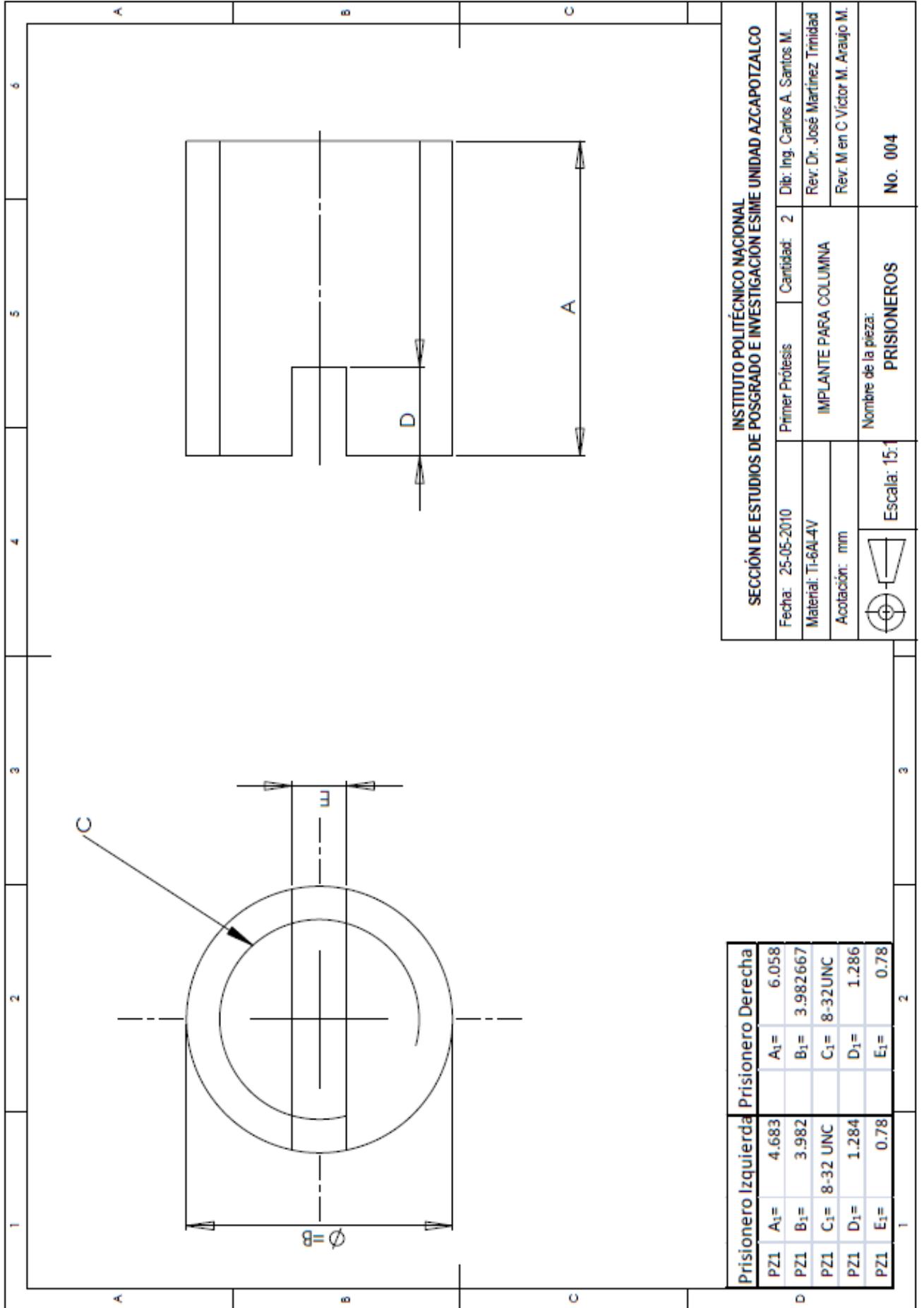
Sujetador Izquierda		Sujetador Derecha		Sujetador Izquierda		Sujetador Derecha	
PZ1	A <sub>1</sub> = 23.633	A <sub>1</sub> = 23.973	F <sub>1</sub> = 9.5247	F <sub>1</sub> = 9.525			
PZ1	B <sub>1</sub> = 6.1067	B <sub>1</sub> = 7.5067	G <sub>1</sub> = 6.4467	G <sub>1</sub> = 6.4533			
PZ1	C <sub>1</sub> = 6.7133	C <sub>1</sub> = 6.7267	H <sub>1</sub> = 3.4467	H <sub>1</sub> = 3.46			
PZ1	D <sub>1</sub> = 14.907	D <sub>1</sub> = 14.947	I <sub>1</sub> = 6.58	I <sub>1</sub> = 6.6067			

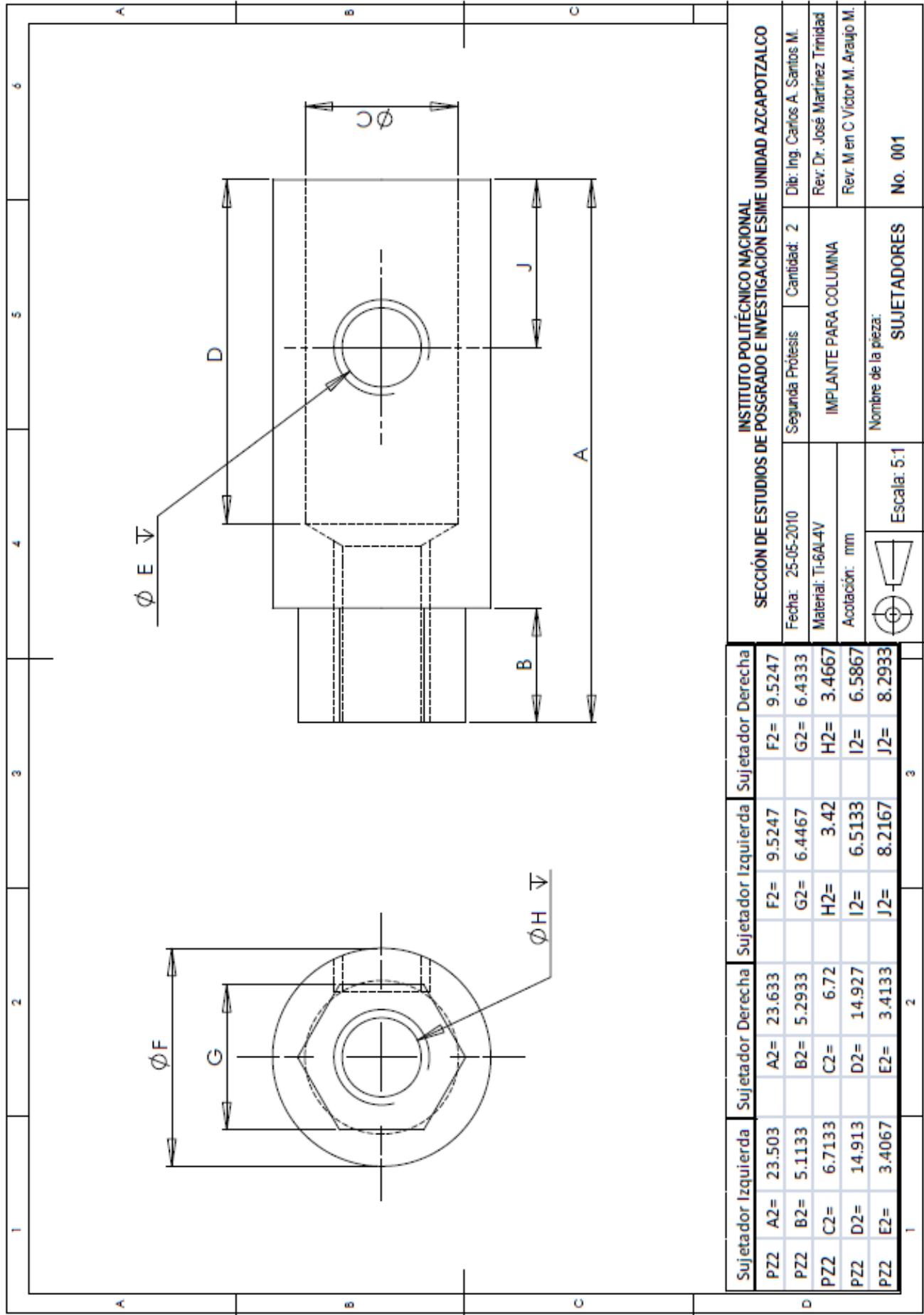


INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL		Cantidad: 1		Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO		Primer Prótesis		Rev: Dr. José Martínez Trinidad	
Fecha: 25-05-2010		Material: TI-6AL-4V		Rev: M en C Víctor M. Araujo M.	
Material: TI-6AL-4V		Acotación: mm		Nombre de la pieza:	
Acotación: mm		Escala: 1:5:1		MARCO INFERIOR	
Escala: 1:5:1		No. 002			

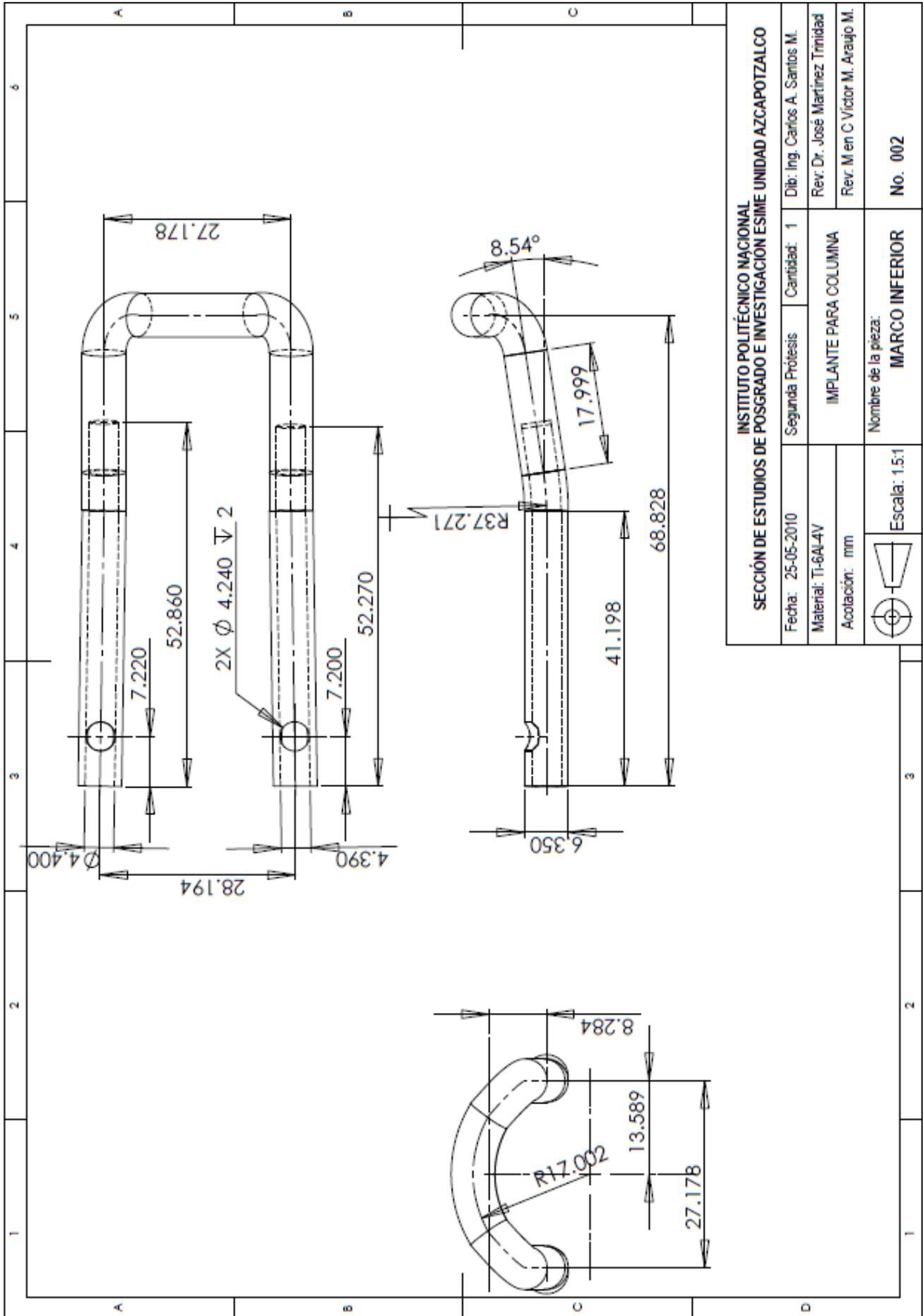


INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL		SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO	
Fecha: 25-05-2010	Primer Prótesis	Cantidad: 1	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.
Material: Ti-6Al-4V	IMPLANTE PARA COLUMNA		Rev: Dr. José Martínez Trinidad
Acotación: mm	Nombre de la pieza: <b>MARCO SUPERIOR</b>		Rev: M en C Victor M. Araujo M.
 Escala: 1.5:1	No. 003		

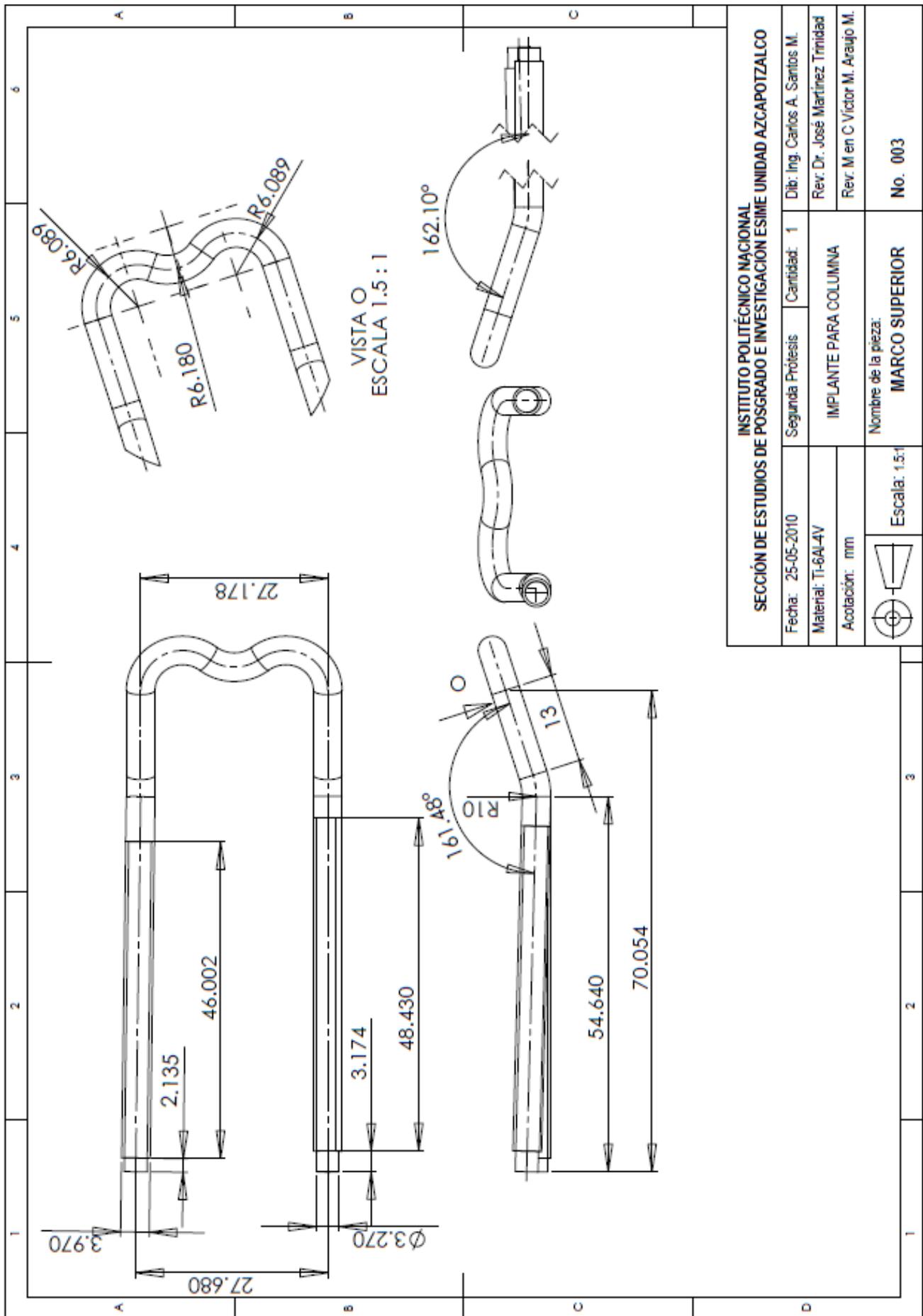




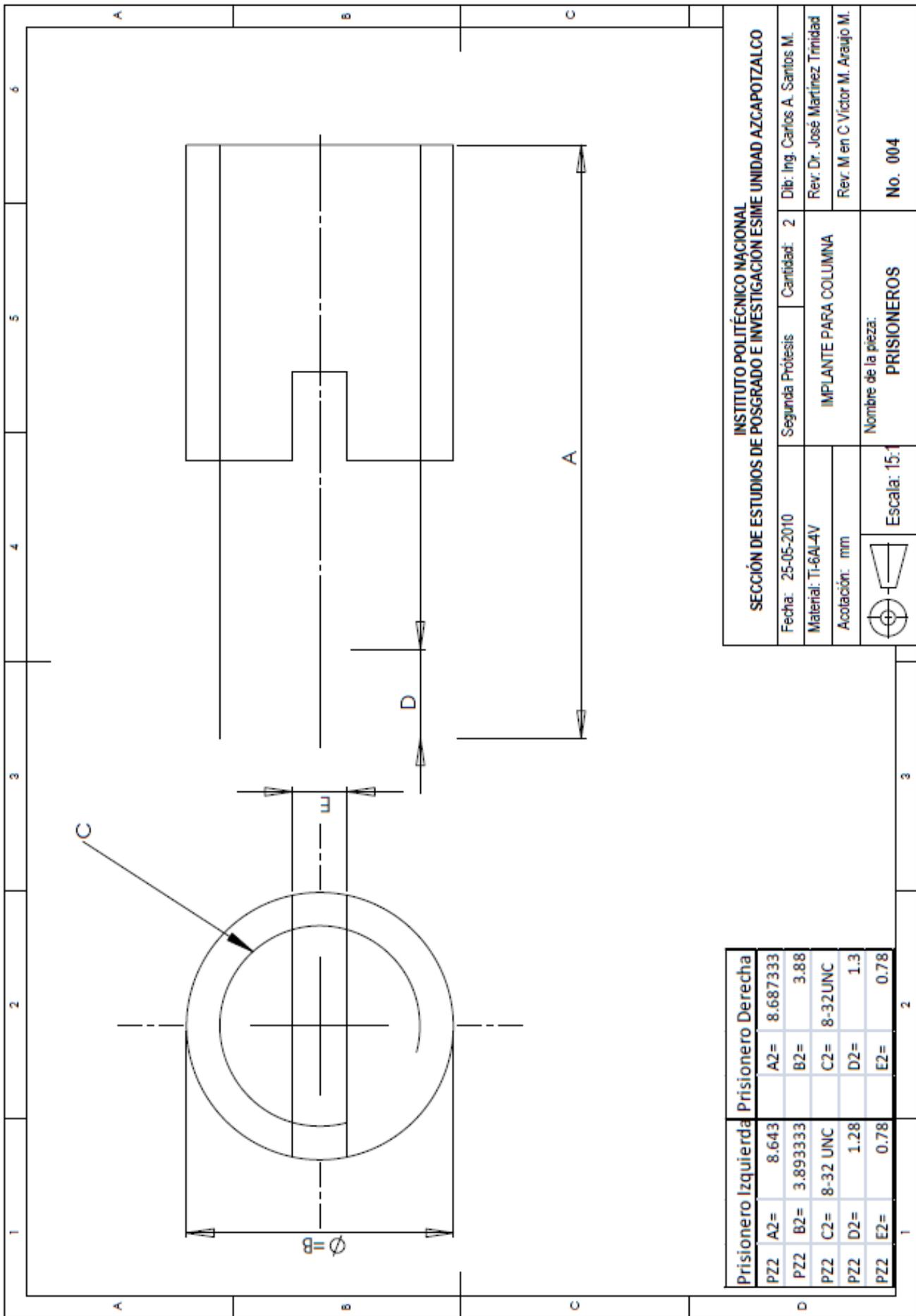
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO			
Fecha: 25-05-2010		Segunda Prótesis	Cantidad: 2
Material: Ti-6Al-4V		IMPLANTE PARA COLUMNA	
Anotación: mm		Rev: Dr. José Martínez Trinidad	
		Rev: M en C Víctor M. Araujo M.	
Escala: 5:1		Nombre de la pieza: <b>SUJETADORES</b>	
		No. 001	
Sujetador Izquierda	Sujetador Derecha	Sujetador Izquierda	Sujetador Derecha
PZ2 A2= 23.503	A2= 23.633	F2= 9.5247	F2= 9.5247
PZ2 B2= 5.1133	B2= 5.2933	G2= 6.4467	G2= 6.4333
PZ2 C2= 6.7133	C2= 6.72	H2= 3.42	H2= 3.4667
PZ2 D2= 14.913	D2= 14.927	I2= 6.5133	I2= 6.5867
PZ2 E2= 3.4067	E2= 3.4133	J2= 8.2167	J2= 8.2933
1	2	3	3



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Segunda Prótesis	Cantidad: 1	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.
Material: Ti-6Al-4V	IMPLANTE PARA COLUMNA		Rev: Dr. José Martínez Trinidad
Acotación: mm	Nombre de la pieza: <b>MARCO INFERIOR</b>		Rev: M en C Víctor M. Araujo M.
	Escala: 1:5:1	No. 002	

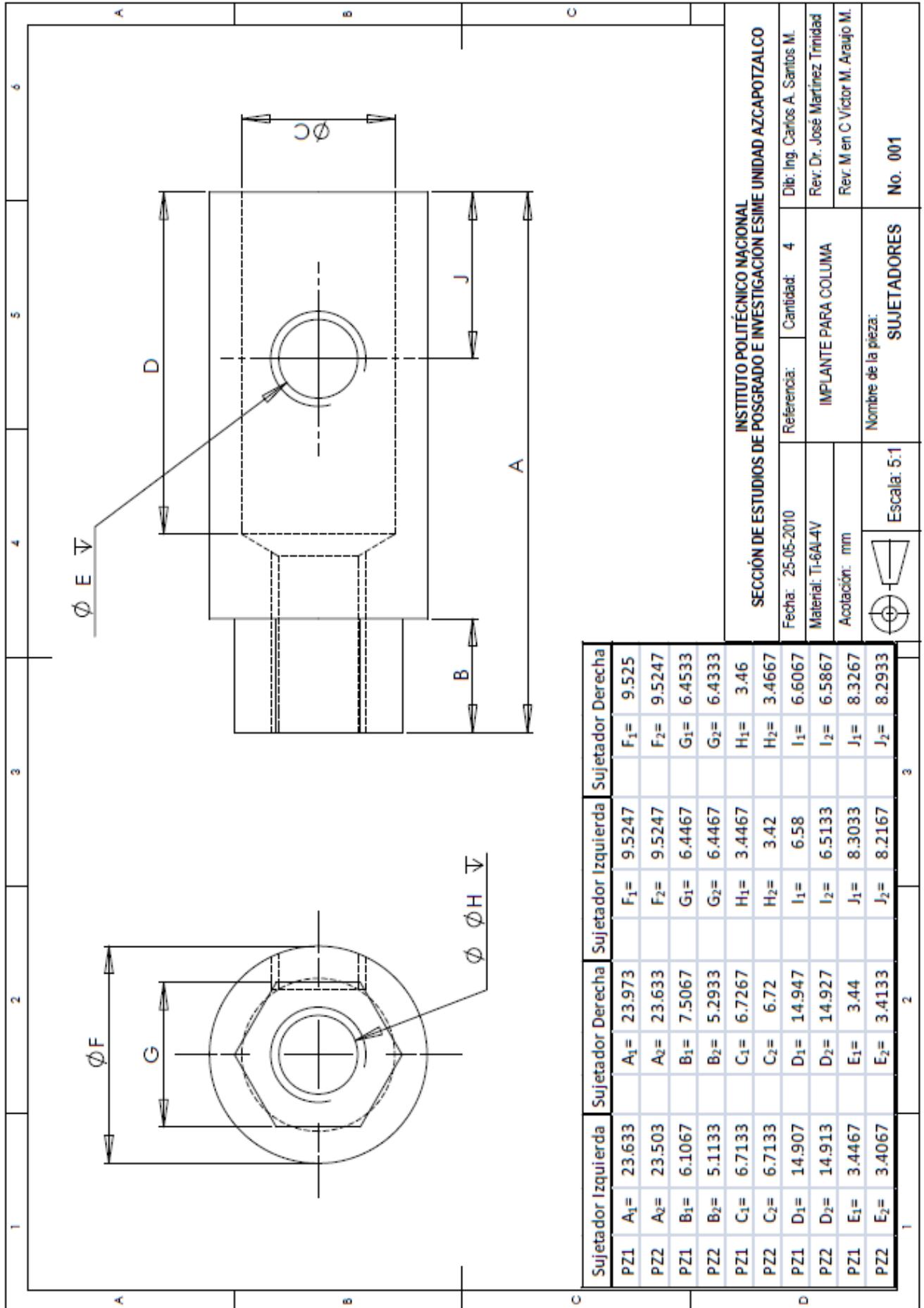


<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>	
<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACION ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Segunda Prótesis
Material: Ti-6Al-4V	Cantidad: 1
Acotación: mm	Nombre de la pieza: <b>MARCO SUPERIOR</b>
Escala: 1.5:1	No. 003



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b> <b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>			
Fecha: 25-05-2010	Segunda Prótesis	Cantidad: 2	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.
Material: Ti-6Al-4V	IMPLANTE PARA COLUMNA		
Acolación: mm	Rev. Dr. José Martínez Trinidad Rev. M en C Víctor M. Araujo M.		
	Nombre de la pieza: <b>PRISIONEROS</b>		No. 004
	Escala: 15:1		

Prisionero Izquierda		Prisionero Derecha	
PZ2	A2= 8.643	A2=	8.687333
PZ2	B2= 3.893333	B2=	3.88
PZ2	C2= 8-32 UNC	C2=	8-32UNC
PZ2	D2= 1.28	D2=	1.3
PZ2	E2= 0.78	E2=	0.78



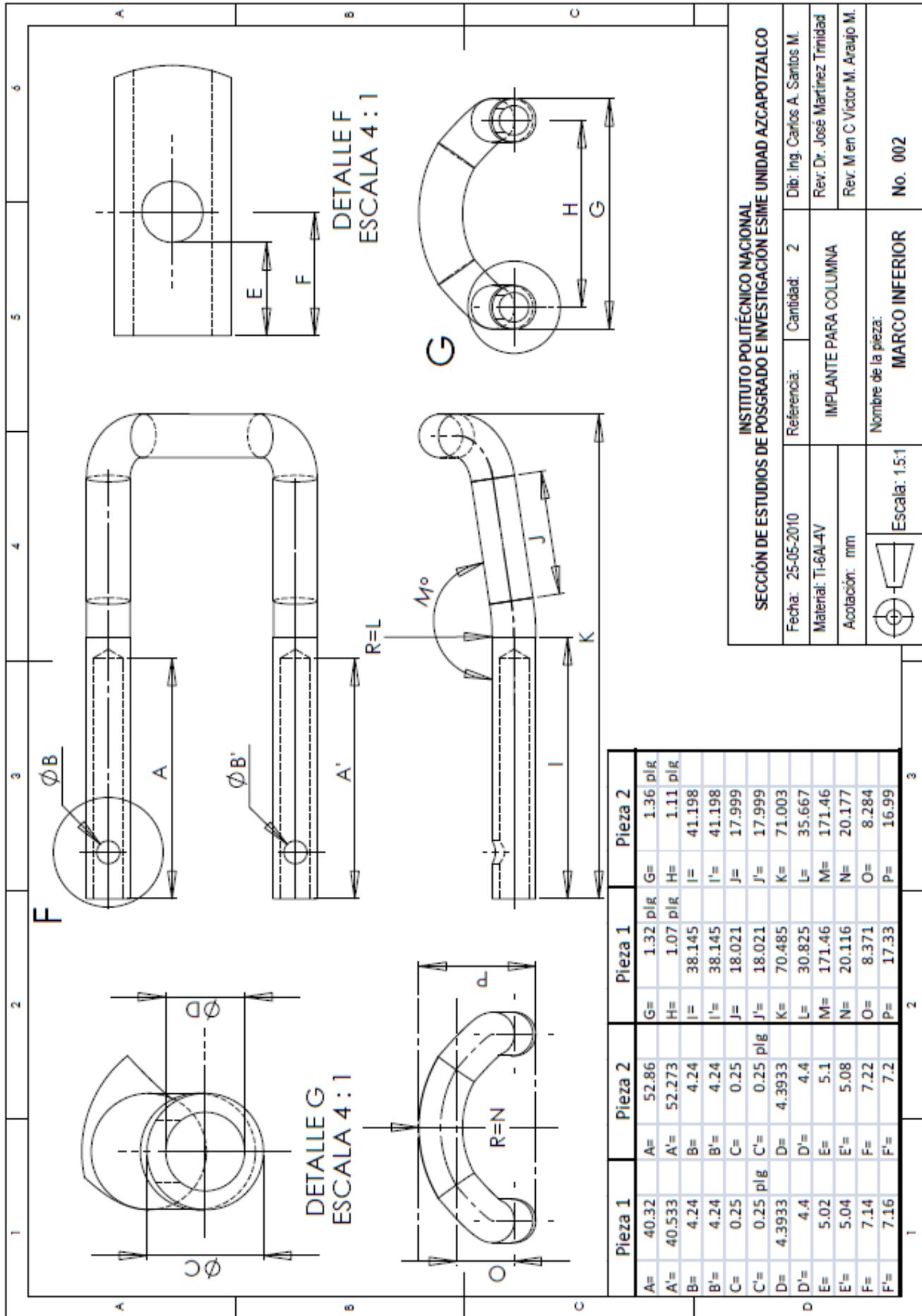
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL  
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO

Fecha: 25-05-2010 Referencia: Cantidad: 4 Dib: Ing. Carlos A. Santos M.

Material: Ti-6Al-4V IMPLANTE PARA COLUMA Rev. Dr. José Martínez Trinidad

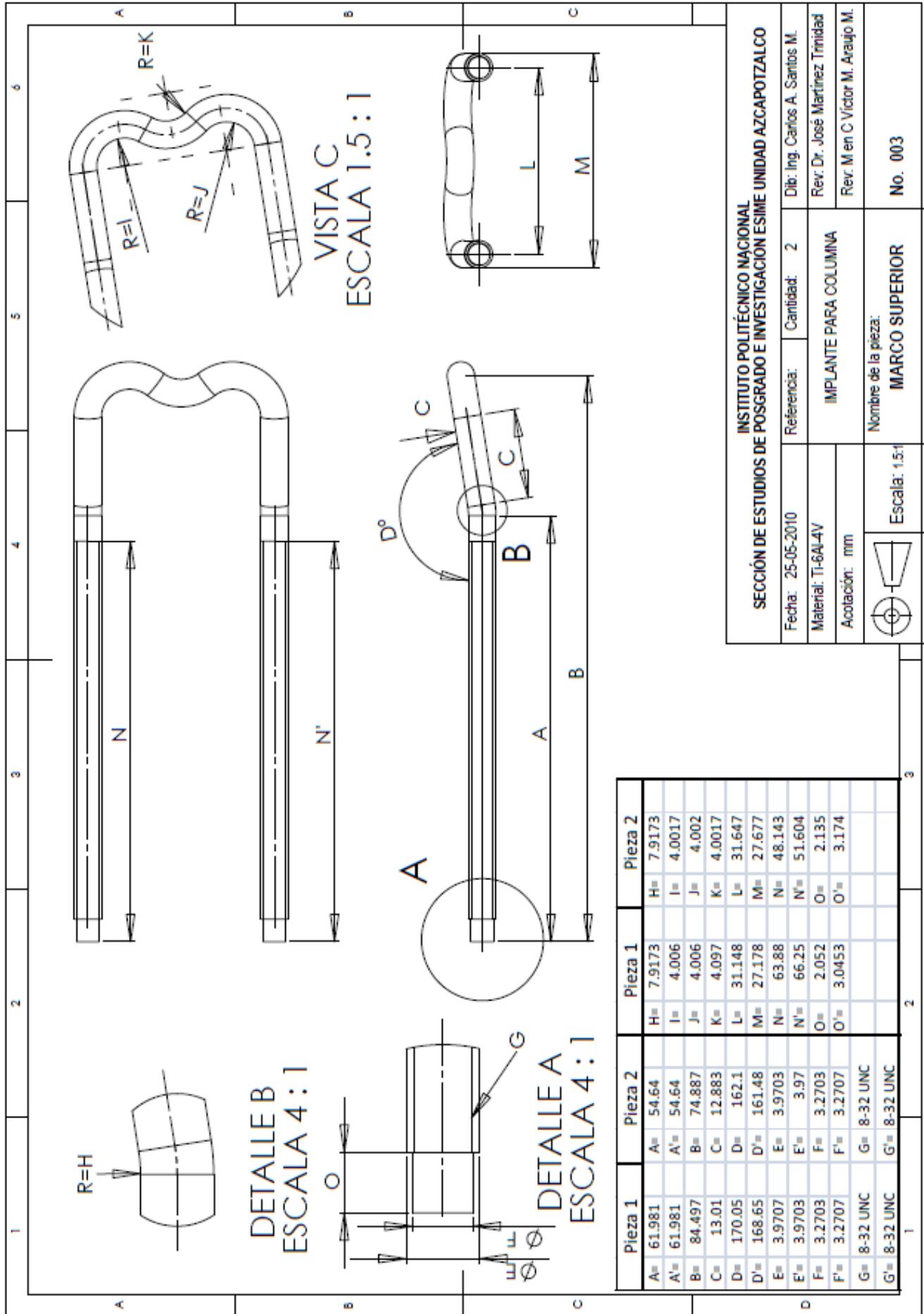
Acotación: mm Rev. M en C Victor M. Araujo M.

Nombre de la pieza: SUJETADORES Escala: 5:1 No. 001

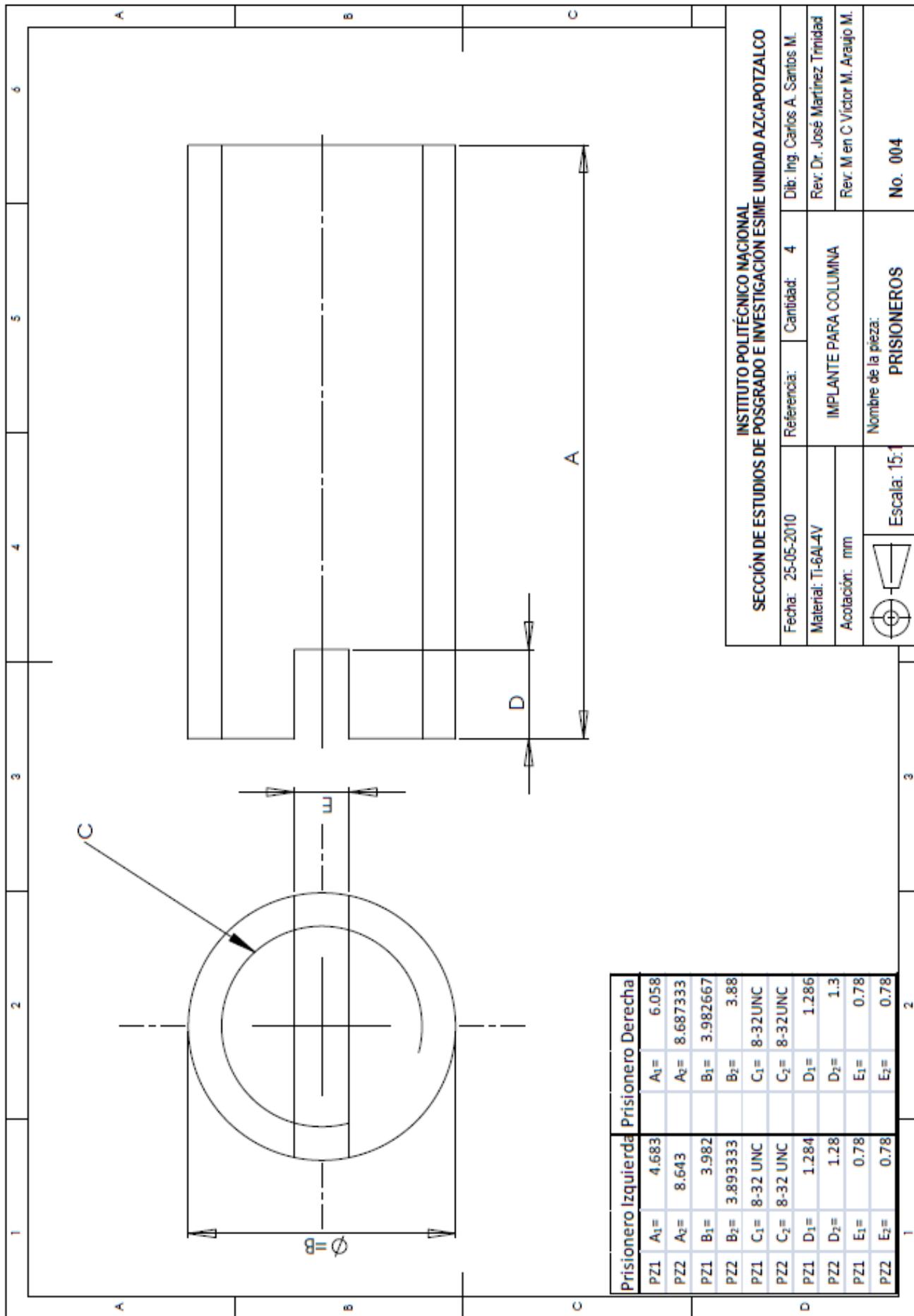


	Pieza 1	Pieza 2	Pieza 1	Pieza 2
A=	40.32	52.86	G= 1.32 plR	G= 1.36 plR
A'=	40.533	52.273	H= 1.07 plR	H= 1.11 plR
B=	4.24	4.24	I= 38.145	I= 41.198
B'=	4.24	4.24	I'= 38.145	I'= 41.198
C=	0.25	0.25	J= 18.021	J= 17.999
C'=	0.25 plR	0.25 plR	J'= 18.021	J'= 17.999
D=	4.3933	4.3933	K= 70.485	K= 71.003
D'=	4.4	4.4	L= 30.825	L= 35.667
E=	5.02	5.1	M= 171.46	M= 171.46
E'=	5.04	5.08	N= 20.116	N= 20.177
F=	7.14	7.22	O= 8.371	O= 8.284
F'=	7.16	7.2	P= 17.33	P= 16.99

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACION ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO	
Fecha: 25-05-2010	Referencia: Cantidad: 2
Material: TI-6AL-4V	IMPLANTE PARA COLUMNA
Acotación: mm	Nombre de la pieza: <b>MARCO INFERIOR</b>
	Escala: 1:5:1
Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	No. 002
Rev. Dr. José Martínez Trinidad	
Rev. M en C Víctor M. Araujo M.	



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL	
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO	
Fecha: 25-05-2010	Referencia: Cantidad: 2
Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
Material: Ti-6Al-4V	Rev. Dr. José Martínez Trinidad
Acolación: mm	Rev. M en C Victor M. Araujo M.
Nombre de la pieza: <b>MARCO SUPERIOR</b>	
Escala: 1.5:1	No. 003

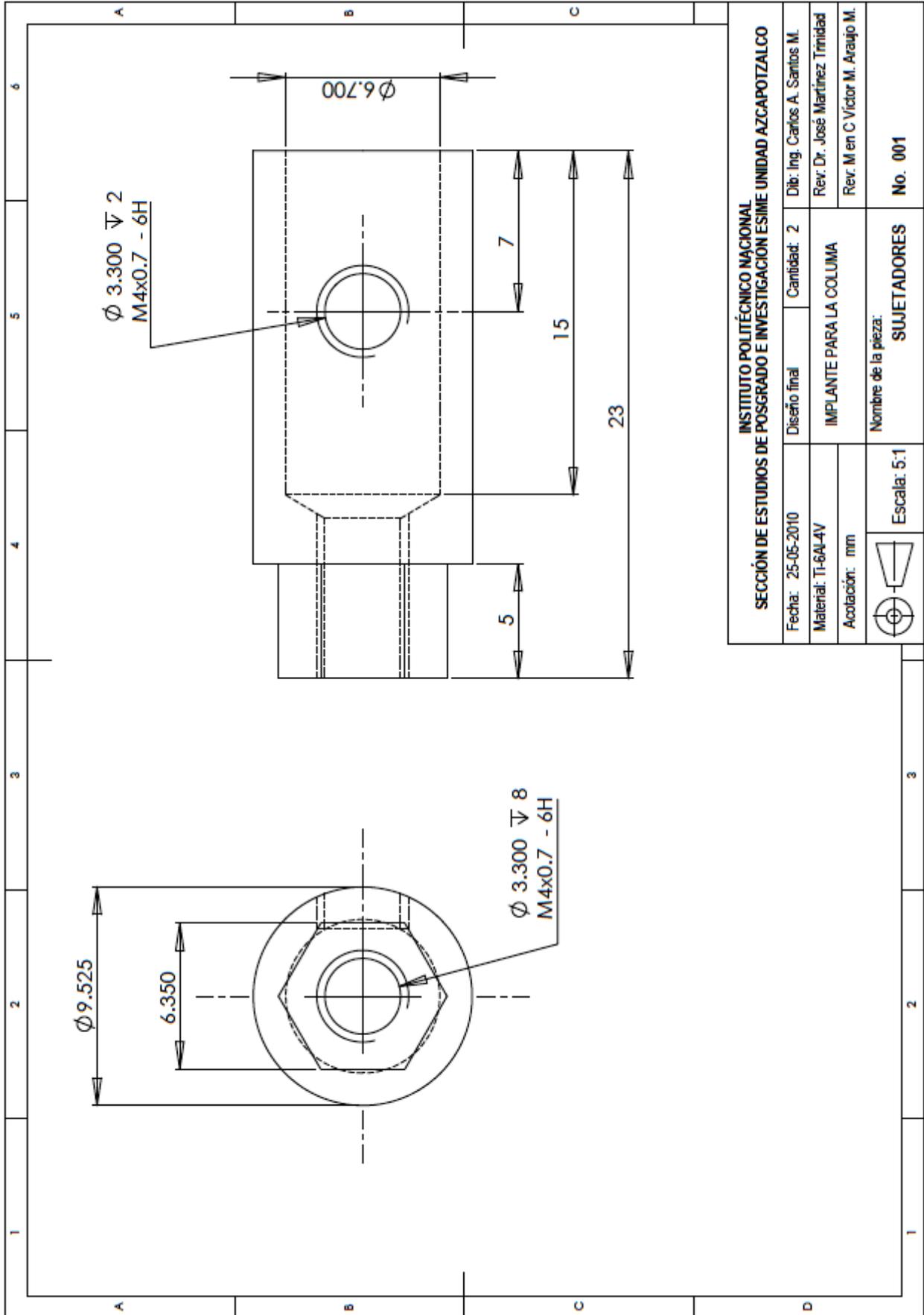


Prisionero Izquierda		Prisionero Derecha	
PZ1	A <sub>1</sub> = 4.683	A <sub>1</sub> =	6.058
PZ2	A <sub>2</sub> = 8.643	A <sub>2</sub> =	8.687333
PZ1	B <sub>1</sub> = 3.982	B <sub>1</sub> =	3.982667
PZ2	B <sub>2</sub> = 3.893333	B <sub>2</sub> =	3.88
PZ1	C <sub>1</sub> = 8-32 UNC	C <sub>1</sub> =	8-32UNC
PZ2	C <sub>2</sub> = 8-32 UNC	C <sub>2</sub> =	8-32UNC
PZ1	D <sub>1</sub> = 1.284	D <sub>1</sub> =	1.286
PZ2	D <sub>2</sub> = 1.28	D <sub>2</sub> =	1.3
PZ1	E <sub>1</sub> = 0.78	E <sub>1</sub> =	0.78
PZ2	E <sub>2</sub> = 0.78	E <sub>2</sub> =	0.78

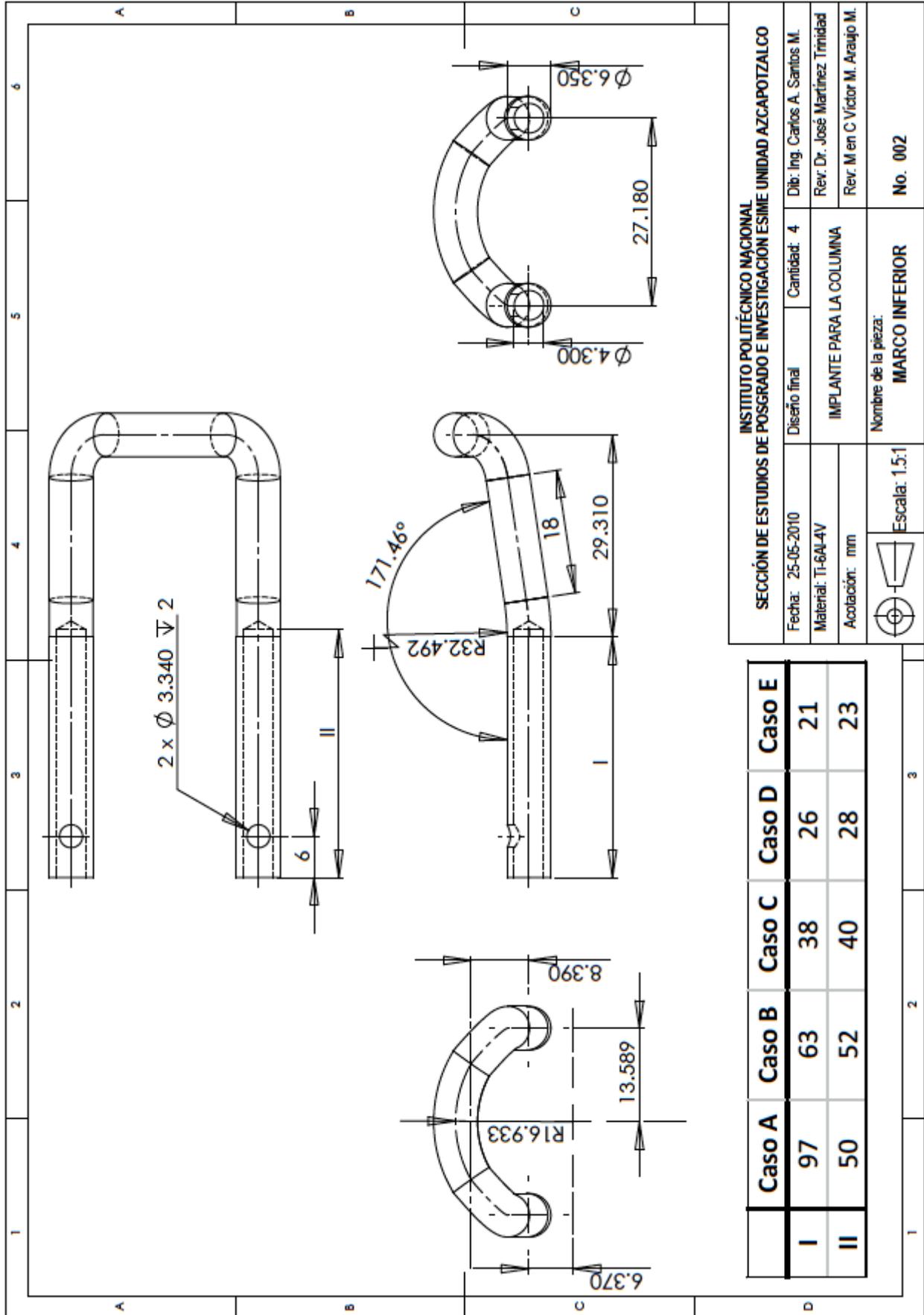
**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO**

Fecha: 25-05-2010 Referencia: Cantidad: 4 Dib: Ing. Carlos A. Santos M.  
Material: Ti-6Al-4V Rev: Dr. José Martínez Trinidad  
Anotación: mm IMPLANTE PARA COLUMNA Rev: M en C Víctor M. Araujo M.

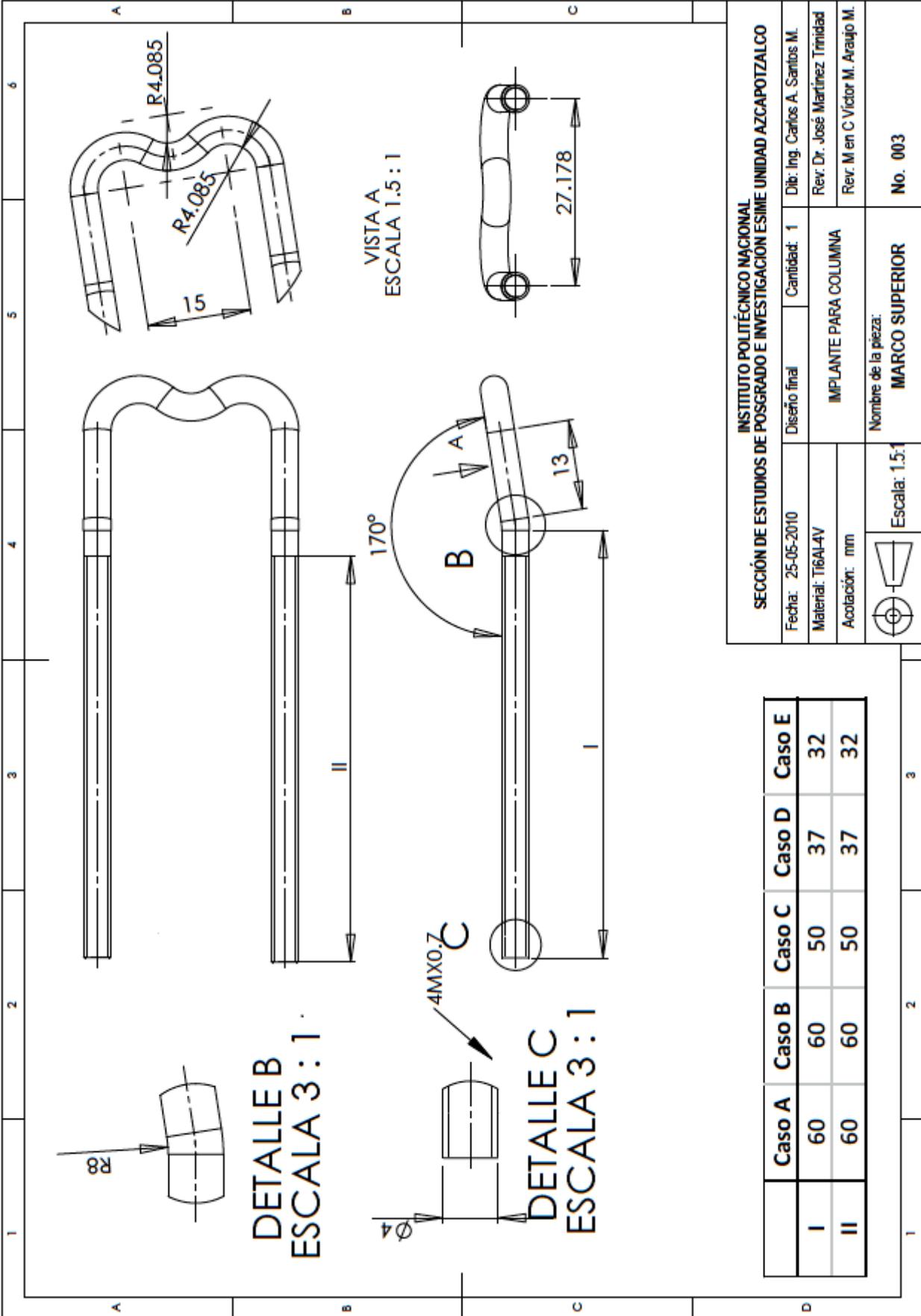
Nombre de la pieza: **PRISIONEROS** No. 004  
Escala: 15:1



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Diseño final	Cantidad: 2	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.
Material: Ti-6Al-4V	IMPLANTE PARA LA COLUMNA		Rev: Dr. José Martínez Trinidad
Anotación: mm	Nombre de la pieza: SUJETADORES		Rev: M en C Victor M. Araujo M.
Escala: 5:1		No. 001	



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL		SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO	
Fecha: 25-05-2010	Diseño final	Cantidad: 4	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.
Material: TI-6AL-4V	IMPLANTE PARA LA COLUMNA		Rev. Dr. José Martínez Trinidad
Acotación: mm	Nombre de la pieza:		Rev. M en C Víctor M. Araujo M.
	Escala: 1.5:1	<b>MARCO INFERIOR</b>	No. 002



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>			
<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>			
Fecha: 25-05-2010	Diseño final	Cantidad: 1	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.
Material: T16AL4V	IMPLANTE PARA COLUMNA		Rev: Dr. José Martínez Trinidad
Anotación: mm			Rev: M en C Víctor M. Araujo M.
Escala: 1.5:1		Nombre de la pieza: <b>MARCO SUPERIOR</b>	
No. 003			

	Caso A	Caso B	Caso C	Caso D	Caso E
I	60	60	50	37	32
II	60	60	50	37	32

1

2

3

4

5

6



**Códigos G para centro de maquinado**

<b>Código G</b>	<b>Grupo</b>	<b>Función</b>
G00	01	Posicionamiento
G01		Interpolación lineal
G02		Interpolación circular CW
G03		Interpolación circular CCW
G04	00	Demora
G28		Retorno automático a cero máquina
G17	02	Plano X, Y
G18		Plano Z, X
G19		Plano Y, Z
G20	06	Datos en sistema inglés
G21		Datos en sistema métrico
G40	07	Cancelar compensación de radio de herramienta
G41		Compensación del radio de la herramienta a la izquierda
G42		Compensación del radio de la herramienta a la derecha
G43	08	Compensación de longitud de herramienta (+)
G49		Cancelar compensación de altura de herramienta
G54	14	Sistema de coordenadas de trabajo 1
G55		Sistema de coordenadas de trabajo 2
G56		Sistema de coordenadas de trabajo 3
G57		Sistema de coordenadas de trabajo 4
G58		Sistema de coordenadas de trabajo 5
G59		Sistema de coordenadas de trabajo 6
G80	09	Cancelación de ciclois
G81		Ciclo fijo de taladrado
G82		Ciclo de avellanado con retardo en el fondo
G83		Ciclo de barrenado por etapas
G84		Ciclo de machuelado
G85		Ciclo de rimado
G90	03	Comando absoluto
G91		Comando incremental
G94		Avance por minuto
G95		Avance por revolución
G96		Control de velocidad superficial
G97		Cancelar control de la velocidad superficial
G98		Retorno al punto inicial (ciclos fijos)
G99		Retorno al punto R (ciclos fijos)



### Códigos G para torno

Código G	Grupo	Nombre de la Función
G00	01	Posicionamiento rápido
G01		Interpolación lineal (avance de corte)
G02		Interpolación circular CW (clockwise)
G03		Interpolación circular CCW (counterclockwise)
G04	00	Demora
G28		Origen
G20	06	Entrada de datos en sistema inglés
G21		Entrada de datos en sistema métrico
G32	01	Ciclo de roscado
G40	07	Cancela la compensación del radio de punta de la herramienta
G41		Compensación del radio de punta de la herramienta a la izquierda
G42		Compensación del radio de punta de la herramienta a la derecha
G50	00	Establecer la velocidad limite del husillo
G54 – G59	12	Sistemas de coordenadas de trabajo
G70	00	Ciclo de acabado
G71		Ciclo de desbaste en dirección longitudinal
G72		Ciclo de desbaste en dirección de la cara de la pieza
G73		Ciclo de desbaste en dirección del perfil de la pieza
G74		Ciclo de barrenado profundo
G76		Ciclo automático de roscado múltiple
G90	09	Ciclo de corte longitudinal exterior e interior
G92	01	Ciclo de roscado sencillo
G96	17	Control de la velocidad periférica constante
G97		Cancelación del control de velocidad periférica
G98	05	Modo de avance por minuto
G99		Modo de avance por revolución



### Códigos M para centro de maquinado

Código M	Función	Explicación
M00	Paro de programa	Detiene temporalmente el programa
M01	Paro opcional	Detiene temporalmente el programa (si está activado el interruptor en el panel de operación)
M02	Fin de programa	Fin de programa
M03	Husillo en rotación normal	Rotación de las manecillas del reloj visto desde el husillo
M04	Husillo en rotación inversa	Rotación en sentido contrario de las manecillas del reloj visto desde el husillo
M05	Paro del husillo	Detiene la rotación del husillo
M06	Cambio de herramienta	Realiza el cambio de una herramienta
M08	Refrigerante ON	Aplica la descarga del refrigerante
M09	Refrigerante OFF	Detiene la descarga del refrigerante
M30	Fin de programa	Finaliza el programa y regresa al inicio
M98	Llamada de subprograma	Llama un subprograma desde el programa principal
M99	Fin de subprograma	Termina el subprograma y regresa al programa principal

### Códigos M para torno

Código M	Función	Explicación
M00	Fin de programa	Paro temporal; se restaura con el interruptor de inicio
M01	Paro opcional	Paro temporal si está activado el interruptor en el panel de control de la máquina
M30	Fin de programa	Detiene el programa y se posiciona al inicio
M03	Giro a la derecha	El husillo gira a la derecha CW (clockwise)
M04	Giro a la izquierda	El husillo gira a la izquierda CCW (counterclockwise)
M05	Paro del husillo	Detiene el giro del husillo
M08	Activa el refrigerante	Aplica el refrigerante de corte
M09	Paro del refrigerante	Detiene la aplicación del refrigerante de corte



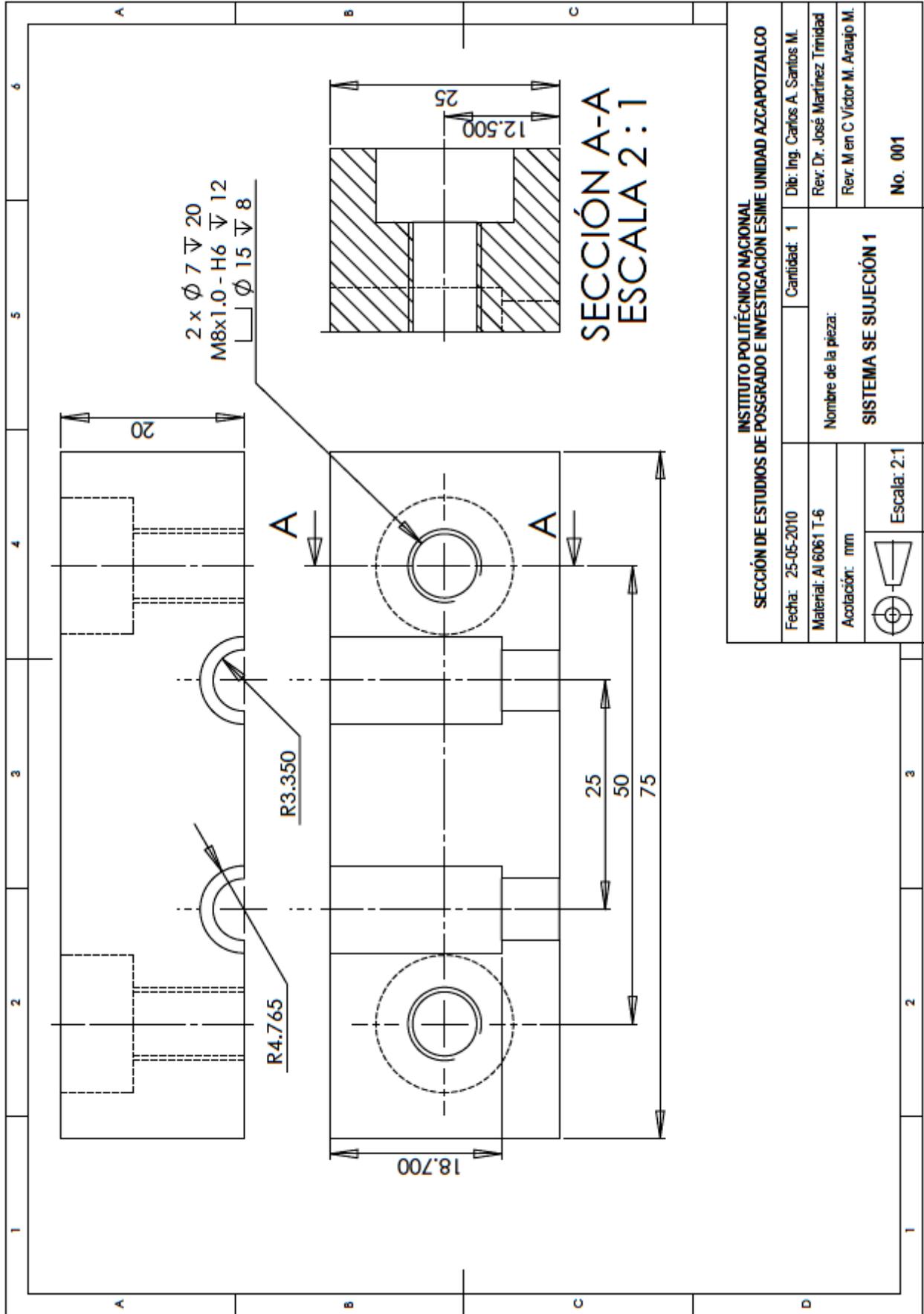
Table 10.3 Nominal speeds and feeds for turning titanium and titanium alloys with high-speed tool steel and carbide tools

Material	Hardness, HB	Condition	High-speed tool steel				Carbide tool, uncoated				Tool material grade	Tool material grade
			Depth of cut (a), mm (in.)	Speed, m/min (sfm)	Feed, in./rev	Tool material grade(b), AISI	Brazed	Indexable	Speed, m/min (sfm)	Feed, mm/rev (in./rev)		
Commercially pure: Ti (99.0)	110-170	Annealed	1.0 (0.040)	76 (250)	0.13 (0.005)(b)	T15, M42	160 (525)	172 (565)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	67 (220)	0.25 (0.010)	T15, M42	137 (450)	148 (485)	0.25 (0.010)	C-2		
			7.5 (0.300)	53 (175)	0.38 (0.015)	T15, M42	104 (340)	110 (360)	0.38 (0.015)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	52 (170)	55 (180)	0.50 (0.020)	C-2		
			1.0 (0.040)	58 (190)	0.13 (0.005)	T15, M42	137 (450)	152 (500)	0.13 (0.005)	C-3		
	140-200	Annealed	4.0 (0.150)	52 (170)	0.25 (0.010)	T15, M42	119 (390)	130 (425)	0.25 (0.010)	C-2		
			7.5 (0.300)	46 (150)	0.38 (0.015)	T15, M42	88 (290)	98 (320)	0.38 (0.015)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	44 (145)	49 (160)	0.50 (0.020)	C-2		
			1.0 (0.040)	35 (115)	0.13 (0.005)	T15, M42	88 (290)	113 (370)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	32 (105)	0.25 (0.010)	T15, M42	76 (250)	98 (320)	0.20 (0.008)	C-2		
Alpha alloys: Ti-5Al-2.5Sn, Ti-5Al-2.5Sn-ELI, Ti-6Al-2Nb-1Ta-0.80Mo	200-275	Annealed	7.5 (0.300)	29 (95)	0.38 (0.015)	T15, M42	58 (190)	73 (240)	0.38 (0.015)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	29 (95)	37 (120)	0.50 (0.020)	C-2		
			1.0 (0.040)	24 (80)	0.13 (0.005)	T15, M42	66 (215)	76 (250)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	21 (70)	0.25 (0.010)	T15, M42	56 (185)	66 (215)	0.20 (0.008)	C-2		
			7.5 (0.300)	18 (60)	0.38 (0.015)	T15, M42	43 (140)	49 (160)	0.25 (0.010)	C-2		
	300-340	Annealed	16.0 (0.625)	...	...	...	21 (70)	24 (80)	0.38 (0.015)	C-2		
			1.0 (0.040)	21 (70)	0.13 (0.005)	T15, M42	52 (170)	69 (225)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	18 (60)	0.25 (0.010)	T15, M42	44 (145)	59 (195)	0.20 (0.008)	C-2		
			7.5 (0.300)	15 (50)	0.38 (0.015)	T15, M42	34 (110)	44 (145)	0.25 (0.010)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	17 (55)	21 (70)	0.38 (0.015)	C-2		
Alpha-beta alloys: Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V-ELI, Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo, Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.25Si, Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo	310-350	Annealed	1.0 (0.040)	20 (65)	0.13 (0.005)	T15, M42	49 (160)	58 (190)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	17 (55)	0.25 (0.010)	T15, M42	41 (135)	50 (165)	0.20 (0.008)	C-2		
			7.5 (0.300)	14 (45)	0.38 (0.015)	T15, M42	26 (85)	37 (120)	0.25 (0.010)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	15 (50)	18 (60)	0.38 (0.015)	C-2		
			1.0 (0.040)	12 (40)	0.13 (0.005)	T15, M42	38 (125)	49 (160)	0.13 (0.005)	C-3		
	320-380	Solution treated and aged	4.0 (0.150)	9 (30)	0.25 (0.010)	T15, M42	32 (105)	41 (135)	0.20 (0.008)	C-2		
			7.5 (0.300)	7 (25)	0.38 (0.015)	T15, M42	24 (80)	26 (85)	0.25 (0.010)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	12 (40)	15 (50)	0.38 (0.015)	C-2		
			1.0 (0.040)	11 (35)	0.13 (0.005)	T15, M42	36 (110)	38 (125)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	7 (25)	0.25 (0.010)	T15, M42	27 (90)	32 (105)	0.20 (0.008)	C-2		
Beta alloys: Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr, Ti-8Mo-8V-2Fe-3Al, Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn, Ti-10V-2Fe-3Al, Ti-13V-11Cr-3Al	275-350	Annealed or solution treated	1.0 (0.040)	...	...	...	21 (70)	24 (80)	0.38 (0.015)	C-2		
			4.0 (0.150)	...	...	...	15 (50)	18 (60)	0.38 (0.015)	C-2		
			7.5 (0.300)	...	...	...	12 (40)	15 (50)	0.38 (0.015)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	38 (125)	49 (160)	0.13 (0.005)	C-3		
			1.0 (0.040)	9 (30)	0.25 (0.010)	T15, M42	32 (105)	41 (135)	0.20 (0.008)	C-2		
	350-440	Solution treated and aged	4.0 (0.150)	7 (25)	0.38 (0.015)	T15, M42	24 (80)	26 (85)	0.25 (0.010)	C-2		
			16.0 (0.625)	...	...	...	12 (40)	15 (50)	0.38 (0.015)	C-2		
			1.0 (0.040)	11 (35)	0.13 (0.005)	T15, M42	36 (110)	38 (125)	0.13 (0.005)	C-3		
			4.0 (0.150)	7 (25)	0.25 (0.010)	T15, M42	27 (90)	32 (105)	0.20 (0.008)	C-2		
			7.5 (0.300)	...	...	...	21 (70)	24 (80)	0.25 (0.010)	C-2		

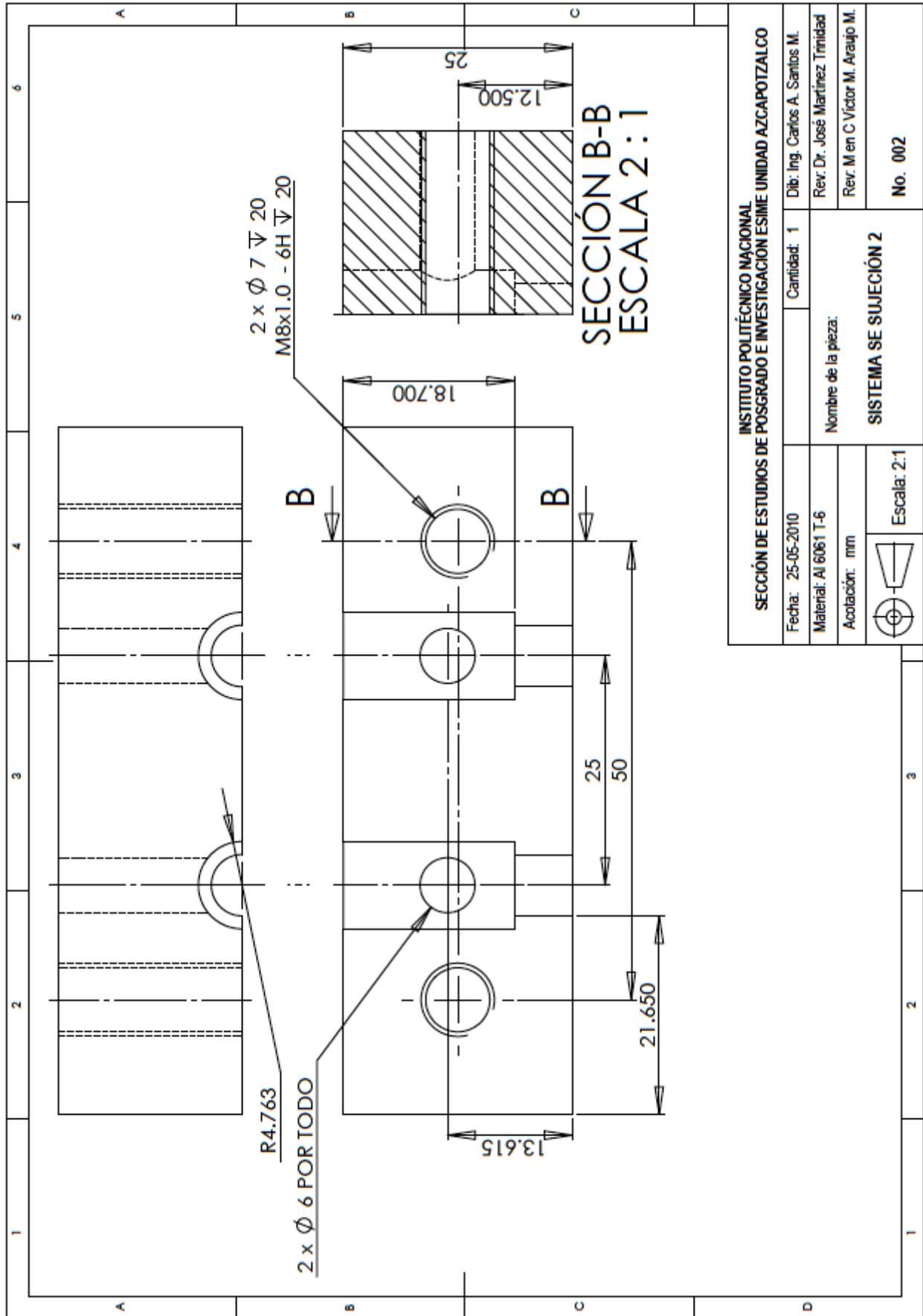
ELI, extra-low interstitial. (a) Caution: check power requirements on heavier depths of cut. (b) Any premium high-speed tool steel can be used. Source: Meticut Research Associates Inc.

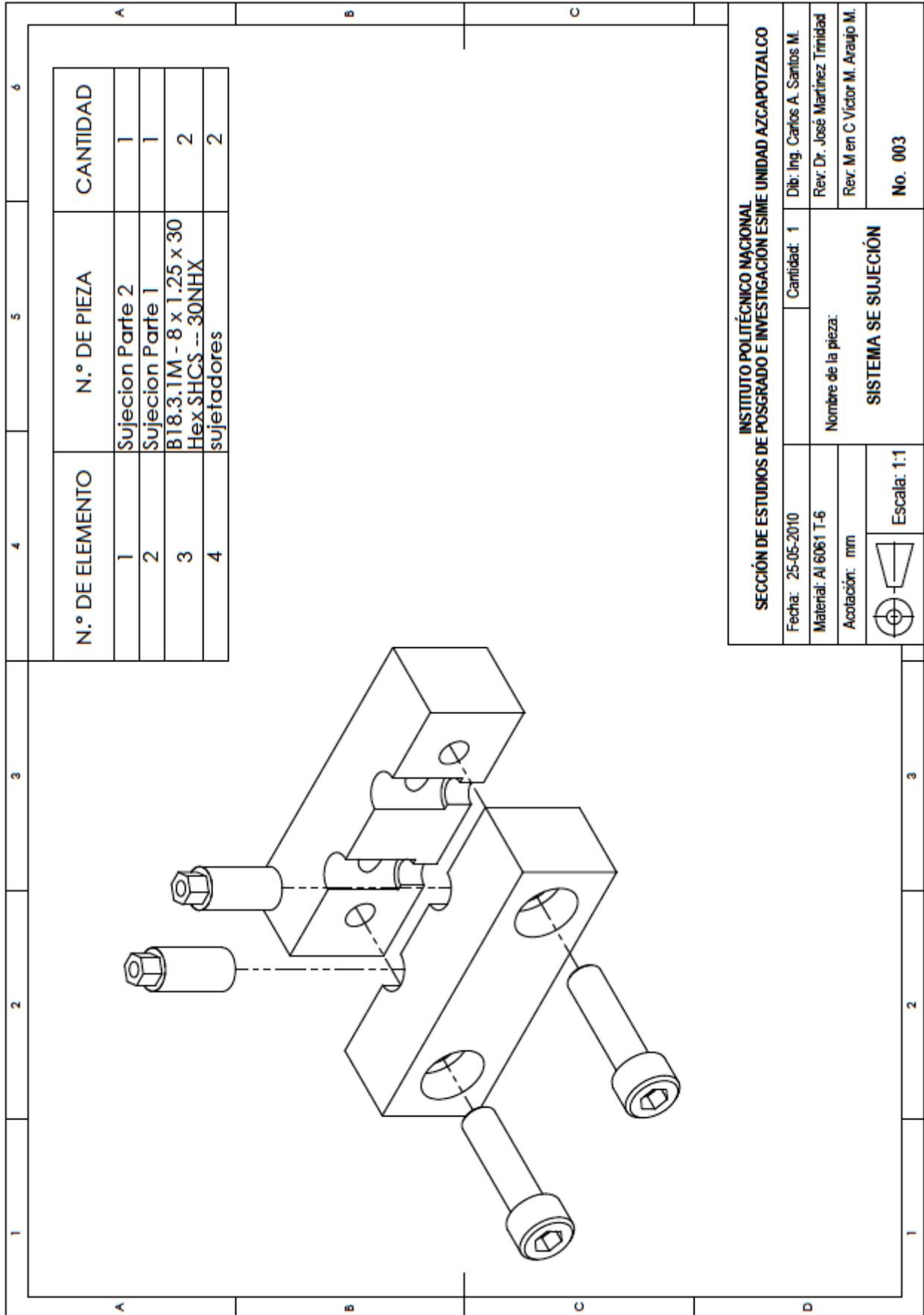
Table 10.4 Some typical machining parameters used to machine airframe bulkheads from an alpha-beta (Ti-6Al-4V) alloy

Operation	Part surface	Cutter description and material	Speed, m/min (ft/min)	Feed, mm/tooth (in./tooth)
Milling rough/finish	Peripheral ML flanges	50.8 mm (2 in.) diam × 152.4 mm (6 in.) flute length, 6 flute, 35° helix, M42	15 (50)	0.2/0.0096 (0.0066/0.0096)
Milling rough	Thin flanges, walls	31.8 mm (1.25 in.) diam × 50.8 mm (2 in.) flute length, 4 flute, 35° helix, M42	15 (50)	0.2/0.009 (0.0062/0.009)
Milling finish	Thin flanges	19.1 mm (0.75 in.) diam × 63.5 mm (2.5 in.) flute length, 4 flute, 35° helix, M42	15 (50)	0.1/0.0034 (0.0024/0.0034)
Milling finish	Pocket floor	31.8 mm (1.25 in.) diam × 50.8 mm (2 in.) flute length, 4 flute, 35° helix, M42	15 (50)	0.2/0.009 (0.0062/0.009)



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Cantidad: 1	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
Material: Al 6061 T-6	Nombre de la pieza: <b>SISTEMA SE SUJECIÓN 1</b>		
Aclaración: mm	Rev. Dr. José Martínez Trinidad		
	Rev. M en C Víctor M. Araujo M.		
Escala: 2:1	No. 001		







### Desbaste lateral para el tornillo M8

%  
O011  
N1  
T2 (5MM 60 DEG  
CENTERDRILL)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49  
M5  
M9  
M1  
M6  
G90 G54 G0 X0 Y0  
G43Z100.0 H2  
M1  
S1080  
M3  
M8  
X-25. Y0  
Z100.  
G81 G98 R20. Z-1.8026 F240.  
X25.  
G80 Z100. M9  
N2  
T3 (6.2MM JOBBER DRILL)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49  
M5  
M1  
M6  
G90 G43 X0 Y0 Z100. H3  
M1

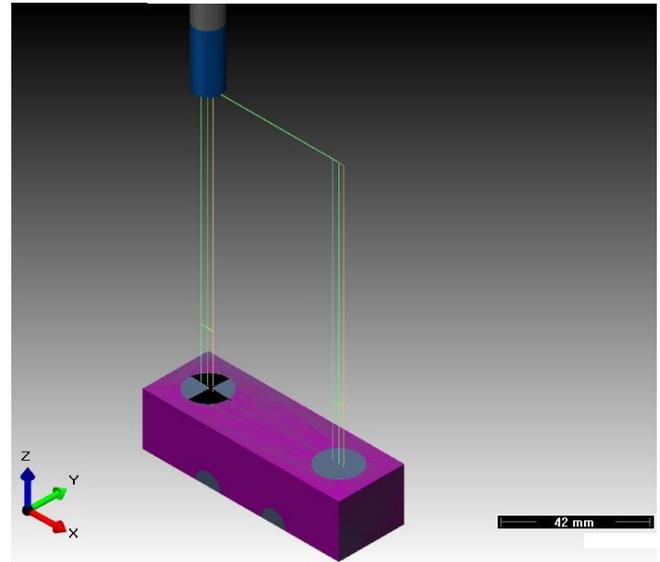


Figura 1 Configuración para el maquinado de la pieza

S2200  
M3  
M8  
X-25. Y0  
G83 G98 R20. Z-31.861 Q4.  
F350.  
X25.  
G80 Z100. M9  
N3  
T9 (10 MM 2 FLUTE HSS  
E.M.)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49  
M5  
M1  
M6  
G90 G43 X0 Y0 Z100. H9  
M1  
S3500



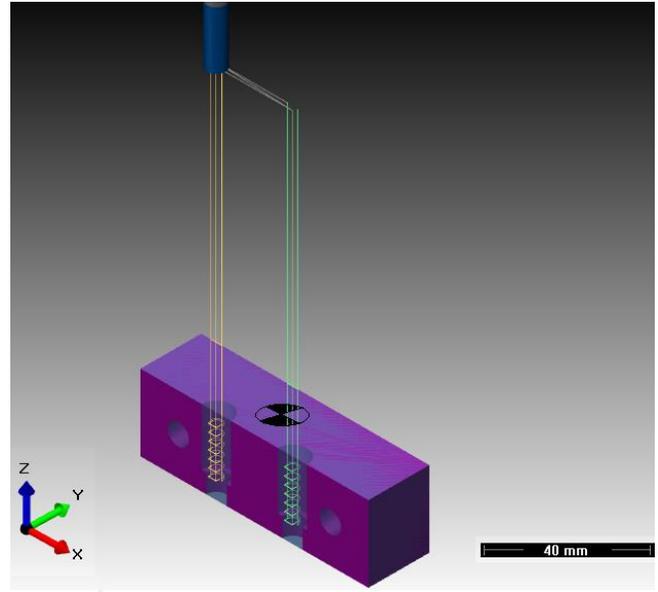
M3  
M8  
X-25. Y0  
Z20.  
G1 Z-5. F62.5  
X-23. F125.  
G3 X-27. R-2. F500.  
X-23. R-2.  
G0 Z20.  
X-25.  
Z15.  
G1 Z-7.5 F62.5  
X-23. F125.  
G3 X-27. R-2. F500.  
X-23. R-2.  
G0 Z20.  
Z100.  
X25.  
Z20.  
G1 Z-5. F62.5  
X27. F125.  
G3 X23. R-2. F500.  
X27. R-2.  
G0 Z20.  
X25.  
Z15.  
G1 Z-7.5 F62.5  
X27. F125.  
G3 X23. R-2. F500.  
X27. R-2.  
G0 Z20.  
Z100.  
S3200  
X-25.

Z20.  
G1 Z-5. F62.5  
X-27.5 F125.  
G2 X-22.5 R-2.5 F500.  
X-27.5 R-2.5  
G0 Z20.  
X-25.  
Z15.  
G1 Z-8. F62.5  
X-27.5 F125.  
G2 X-22.5 R-2.5 F500.  
X-27.5 R-2.5  
G0 Z20.  
Z100.  
X25.  
Z20.  
G1 Z-5. F62.5  
X22.5 F125.  
G2 X27.5 R-2.5 F500.  
X22.5 R-2.5  
G0 Z20.  
X25.  
Z15.  
G1 Z-8. F62.5  
X22.5 F125.  
G2 X27.5 R-2.5 F500.  
X22.5 R-2.5  
G0 Z20.  
Z100. M9  
G91 G28 Z0  
G28 Y0  
M30  
%



### Desbaste del cilindro donde se sostiene el sujetador

%  
O011  
N1  
T12 (6 MM 2 FLUTE HSS  
E.M.)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49  
M5  
M9  
M1  
M6  
G90 G54 G0 X0 Y0  
G43Z100. H12  
M1  
S200  
M3  
M8  
X-11.235 Y-11.375  
Z20.  
G1 Z-3. F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.  
Z17.  
G1 Z-5.5333 F62.5



Y-10. F500.  
G3 X-13.765 R1.265

Figura 2 Configuración para el maquinado de la pieza

G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.  
Z14.4667  
G1 Z-8.0667 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.



Z11.9333  
G1 Z-10.6 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.  
Z9.4  
G1 Z-13.1333 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.  
Z6.8667  
G1 Z-15.6667 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.  
Z4.3333  
G1 Z-18.2 F62.5  
Y-10. F500.

G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
Y-10.  
G3 X-13.765 R1.265  
G1 Y-11.375  
X-11.235  
G0 Z20.  
Z100.  
X13.765  
Z20.  
G1 Z-3. F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
G0 Z20.  
Z17.  
G1 Z-5.5333 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
G0 Z20.  
Z14.4667  
G1 Z-8.0667 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265



G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
G0 Z20.  
Z11.9333  
G1 Z-10.6 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G1 Z-13.1333 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
G0 Z20.  
Z6.8667  
G1 Z-15.6667 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.

G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
G0 Z20.  
Z4.3333  
G1 Z-18.2 F62.5  
Y-10. F500.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G3 X11.235 R1.265  
G1 Y-11.375  
X13.765  
Y-10.  
G0 Z20.  
Z100.  
S166  
G42 D12 X-14.265 Y-10.  
Z20.  
G1 Z-3. F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X-14.265 Y-10.  
Z17.  
G1 Z-6. F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X-14.265 Y-10.  
Z14.  
G1 Z-9. F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X-14.265 Y-10.



Z11.  
G1 Z-12. F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X-14.265 Y-10.  
Z8.  
G1 Z-15. F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X-14.265 Y-10.  
Z5.  
G1 Z-18. F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X-14.265 Y-10.  
Z2.  
G1 Z-18.7 F52.0833  
G2 X-10.735 R1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
Z100.  
G40 X-10.735 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z20.  
G1 Z-3. F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z17.  
G1 Z-6. F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.

G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z14.  
G1 Z-9. F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z11.  
G1 Z-12. F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z8.  
G1 Z-15. F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z5.  
G1 Z-18. F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z2.  
G1 Z-18.7 F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
G40 X14.265 Y-10.  
G42 D12 X10.735 Y-10.  
Z2.  
G1 Z-18.7 F52.0833  
G2 X14.265 R-1.765 F416.6667  
G0 Z20.  
Z100. M9  
G40 X14.265 Y-10.  
G91 G28 Z0  
G28 Y0  
M30  
%



### Desbaste lateral para el tornillo M8

%  
O011  
N1  
T17 (5 MM 2 FLUTE HSS E.M.)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49  
M5  
M9  
M1  
M6  
G90 G54 G0 X0 Y0  
G43Z100. H17  
M1  
S3500  
M3  
M8  
X-12.5 Y10.  
Z20.  
G1 Z-2.5 F62.5  
X-12.15 F125.  
G3 X-12.85 R-.35 F500.  
X-12.15 R-.35  
G0 Z20.  
X-12.5  
Z17.5  
G1 Z-4.75 F62.5  
X-12.15 F125.  
G3 X-12.85 R-.35 F500.  
X-12.15 R-.35  
G0 Z20.  
X-12.5

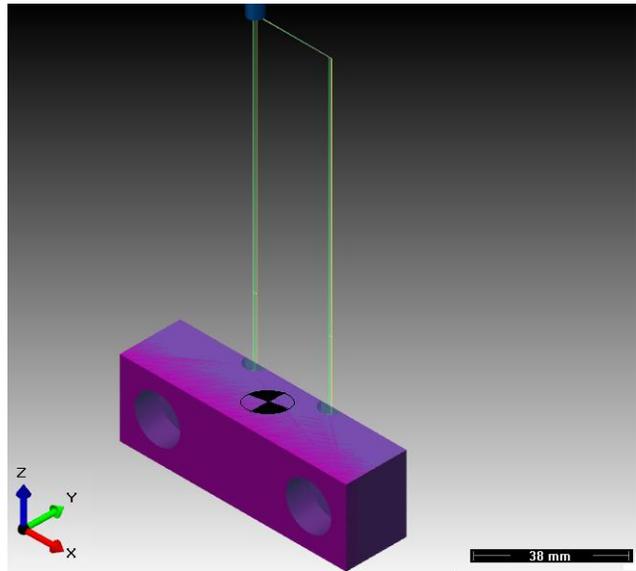


Figura 3 Configuración para el maquinado de la pieza

Z15.25  
G1 Z-7. F62.5  
X-12.15 F125.  
G3 X-12.85 R-.35 F500.  
X-12.15 R-.35  
G0 Z20.  
Z100.  
X12.5  
Z20.  
G1 Z-2.5 F62.5  
X12.85 F125.  
G3 X12.15 R-.35 F500.  
X12.85 R-.35  
G0 Z20.  
X12.5  
Z17.5  
G1 Z-4.75 F62.5  
X12.85 F125.  
G3 X12.15 R-.35 F500.  
X12.85 R-.35  
G0 Z20.



X12.5  
Z15.25  
G1 Z-7. F62.5  
X12.85 F125.  
G3 X12.15 R-.35 F500.  
X12.85 R-.35  
G0 Z20.  
Z100.  
S3200  
X-12.5  
Z20.  
G1 Z-2.5 F62.5  
X-13.35 F125.  
G3 X-11.65 R-.85 F500.  
X-13.35 R-.85  
G0 Z20.  
X-12.5  
Z17.5  
G1 Z-4.75 F62.5  
X-13.35 F125.  
G3 X-11.65 R-.85 F500.  
X-13.35 R-.85  
G0 Z20.  
X-12.5  
Z15.25  
G1 Z-7. F62.5  
X-13.35 F125.  
G3 X-11.65 R-.85 F500.  
X-13.35 R-.85

G0 Z20.  
Z100.  
X12.5  
Z20.  
G1 Z-2.5 F62.5  
X11.65 F125.  
G3 X13.35 R-.85 F500.  
X11.65 R-.85  
G0 Z20.  
X12.5  
Z17.5  
G1 Z-4.75 F62.5  
X11.65 F125.  
G3 X13.35 R-.85 F500.  
X11.65 R-.85  
G0 Z20.  
X12.5  
Z15.25  
G1 Z-7. F62.5  
X11.65 F125.  
G3 X13.35 R-.85 F500.  
X11.65 R-.85  
G0 Z20.  
Z100. M9  
G91 G28 Z0  
G28 Y0  
M30  
%



### Barrenos laterales de los sujetadores

```

%
O011
N1
T2 (5MM 60 DEG
CENTERDRILL)
G17 G21 G40 G80
G91 G28 Z0
G49
M5
M9
M1
M6
G90 G54 G0 X0 Y0
G43Z100.0 H2
M1
S2000
M3
M8
X0 Y0
Z84.7625
G81 G98 R4.7625 Z-17.1296
F100.
G80 Z84.7625 M9
X25. Y0
G81 G98 R4.7625 Z-17.1296
F100. M8
G80 Z84.7625 M9
N3
T21 (3.4MM JOBBER DRILL)
G17 G21 G40 G80
G91 G28 Z0

```

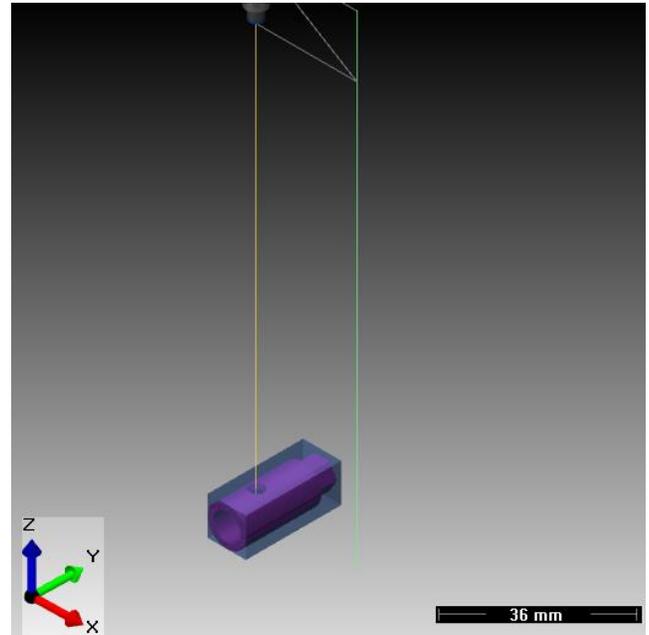


Figura 4 Configuración para el maquinado de la pieza

```

G43 X0 Y0 Z100. H21
M1
M3
M8
X0 Y0
Z20.
G83 G99 R20. Z-20.1501 Q6.
F200.
G80 Z100. M9
X25. Y0
Z20.
G83 G99 R20. Z-20.1501 Q6.
F200. M8
G80 Z100. M9
G91 G28 Z0
G28 Y0
M30
%

```



### Barrenos inferiores del sujetador

```
%  
O011  
N1  
T2 (5MM 60 DEG  
CENTERDRILL)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49  
M5  
M9  
M1  
M6  
G90 G54 G0 X0 Y0  
G43Z100.0 H2  
M1  
S2000  
M3  
M8  
X0 Y0  
Z100.  
G81 G98 R13.7 Z-10.3981  
F100.  
G80 Z100. M9  
X25. Y0  
G81 G98 R13.7 Z-10.3981  
F100. M8  
G80 Z100. M9  
N3  
T3 (6.2MM JOBBER DRILL)  
G17 G21 G40 G80  
G91 G28 Z0  
G49
```

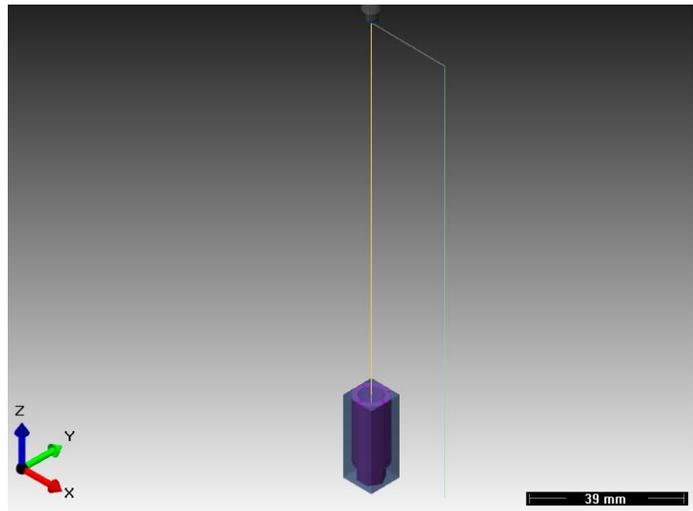
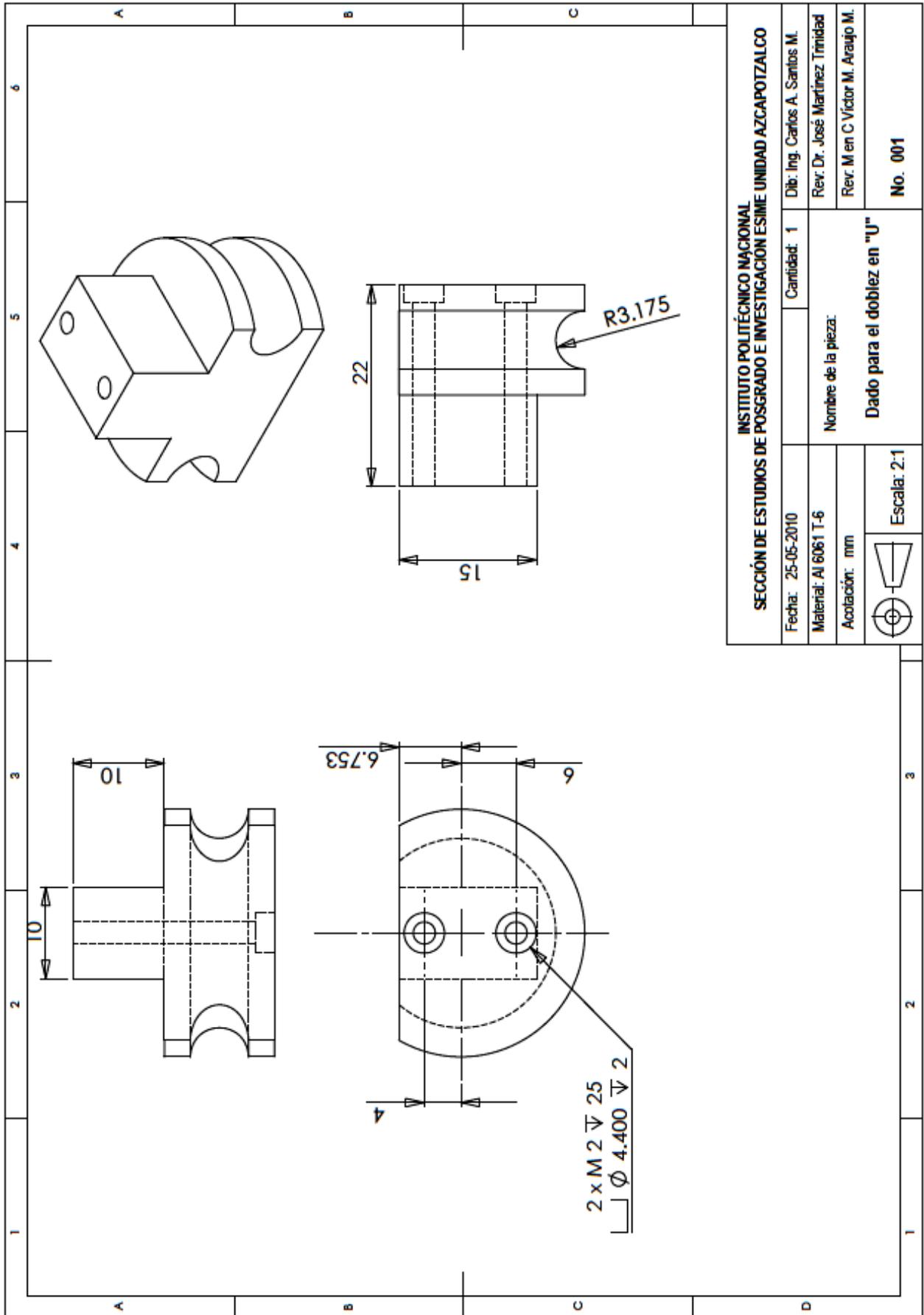


Figura 5 Configuración para el maquinado de la pieza

```
M5  
M1  
M6  
G90 G43 X0 Y0 Z100. H3  
M1  
M3  
M8  
X0 Y0  
Z13.7  
G83 G99 R13.7 Z-23.161 Q6.  
F200.  
G80 Z100. M9  
X25. Y0  
Z13.7  
G83 G99 R13.7 Z-23.161 Q6.  
F200. M8  
G80 Z100. M9  
G91 G28 Z0  
G28 Y0  
M30  
%
```



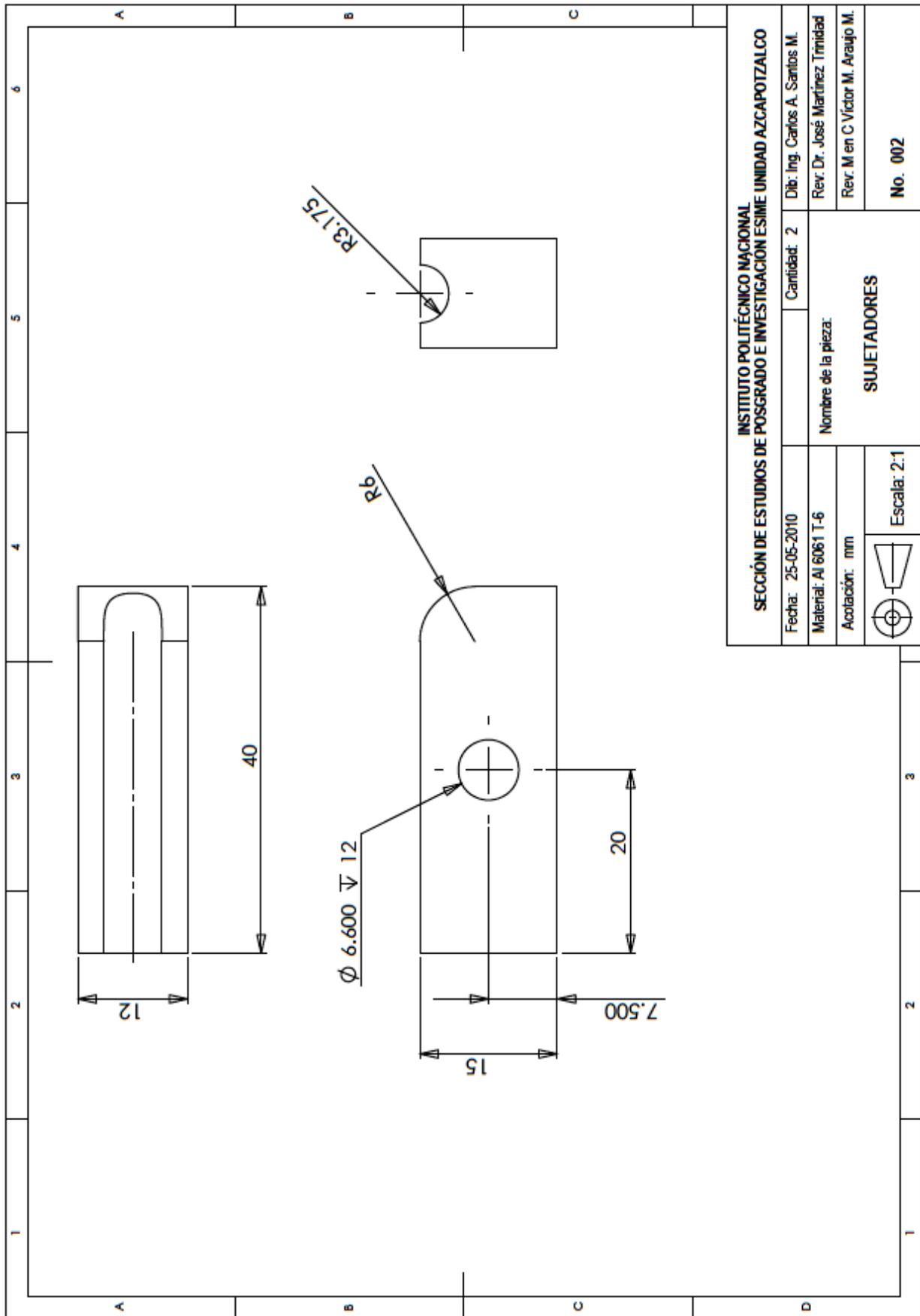
X



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Cantidad: 1	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
Material: Al 6061 T-6	Nombre de la pieza:		
Acotación: mm	Dado para el doblado en "U"		
	Escala: 2:1		No. 001



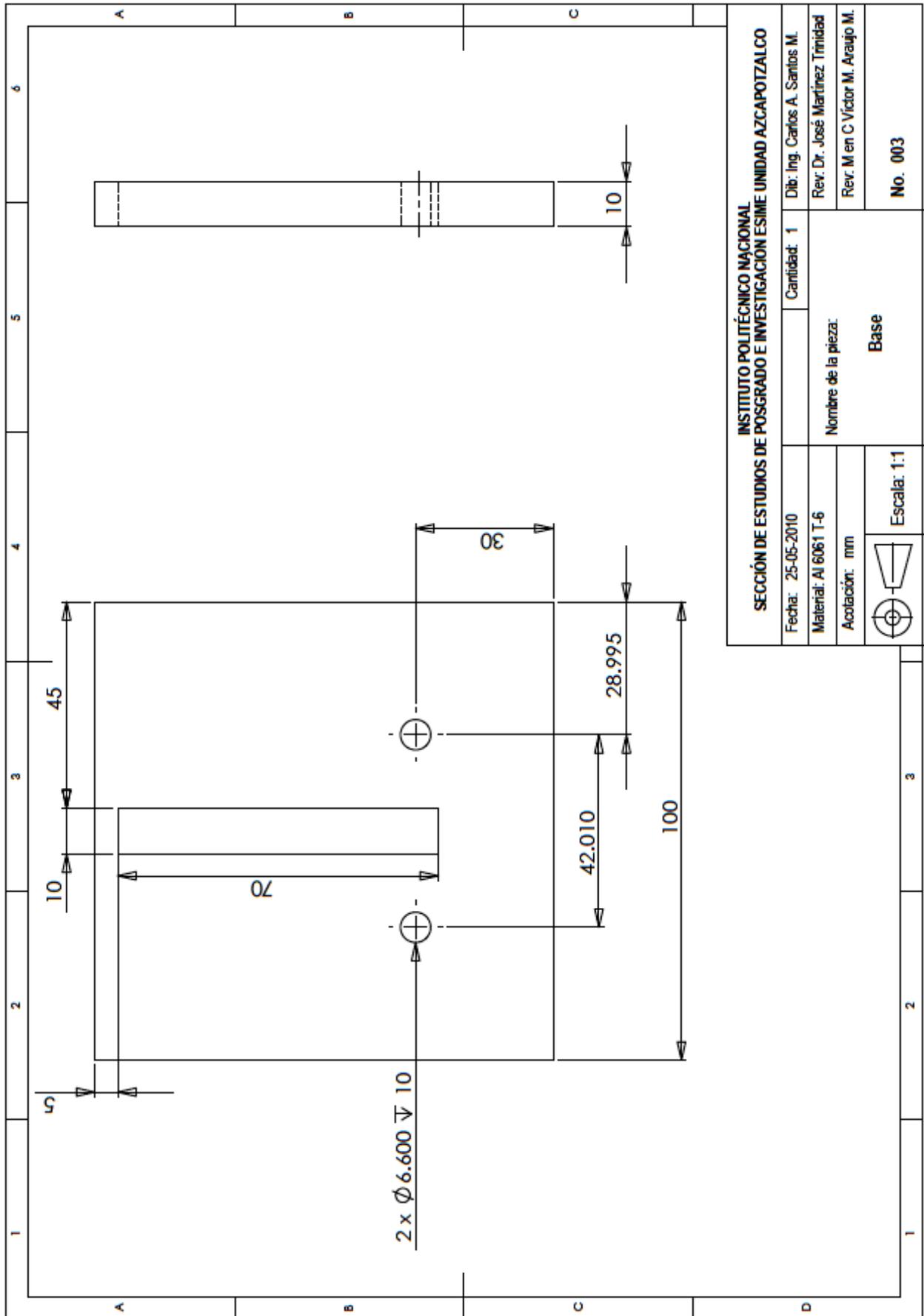
X



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Cantidad: 2	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
Material: Al 6061 T-6	Nombre de la pieza: <b>SUJETADORES</b>		
Anotación: mm	Rev: Dr. José Martínez Trinidad		
Escala: 2:1		Rev: M en C Víctor M. Araujo M.	
		No. 002	

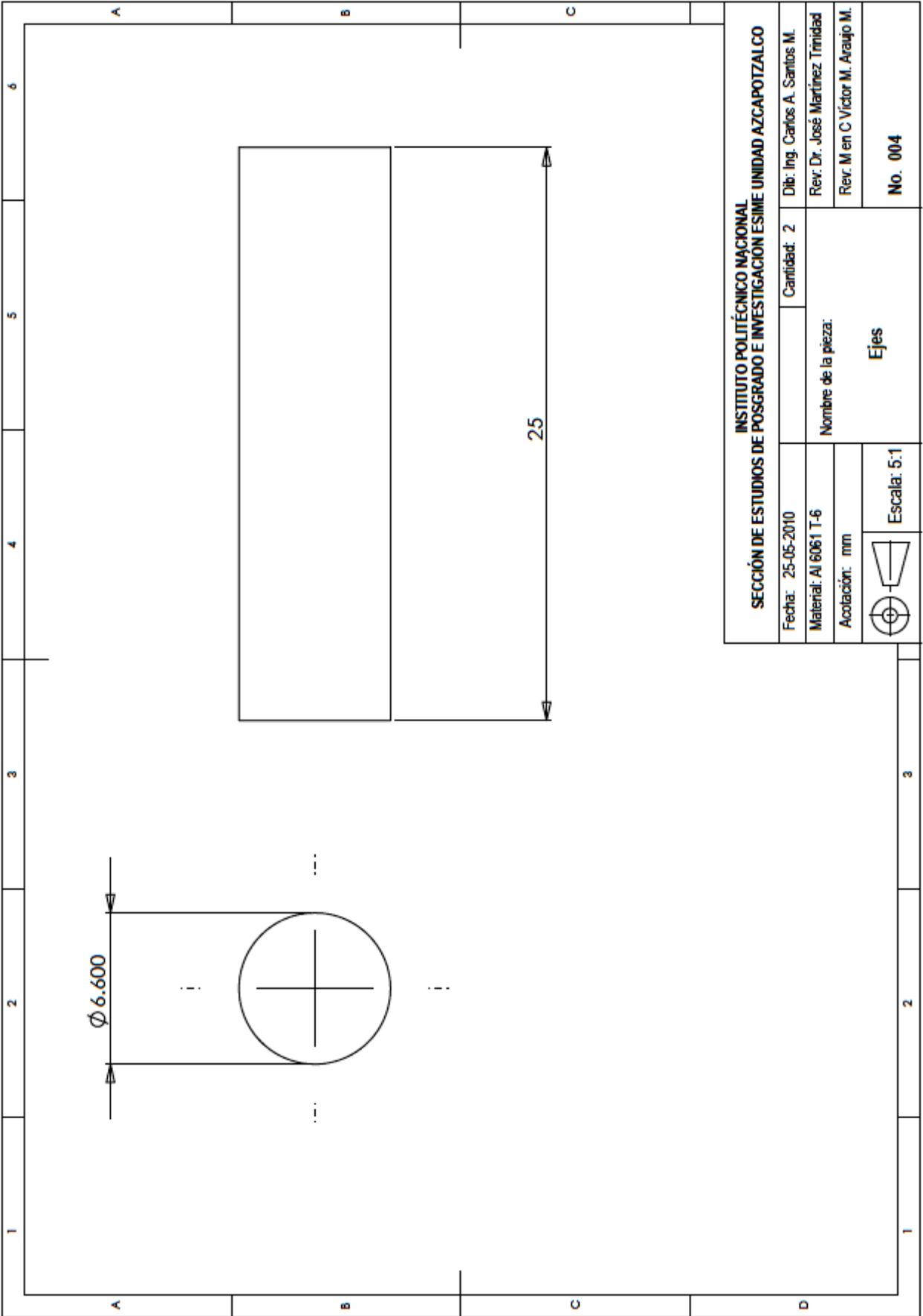


X



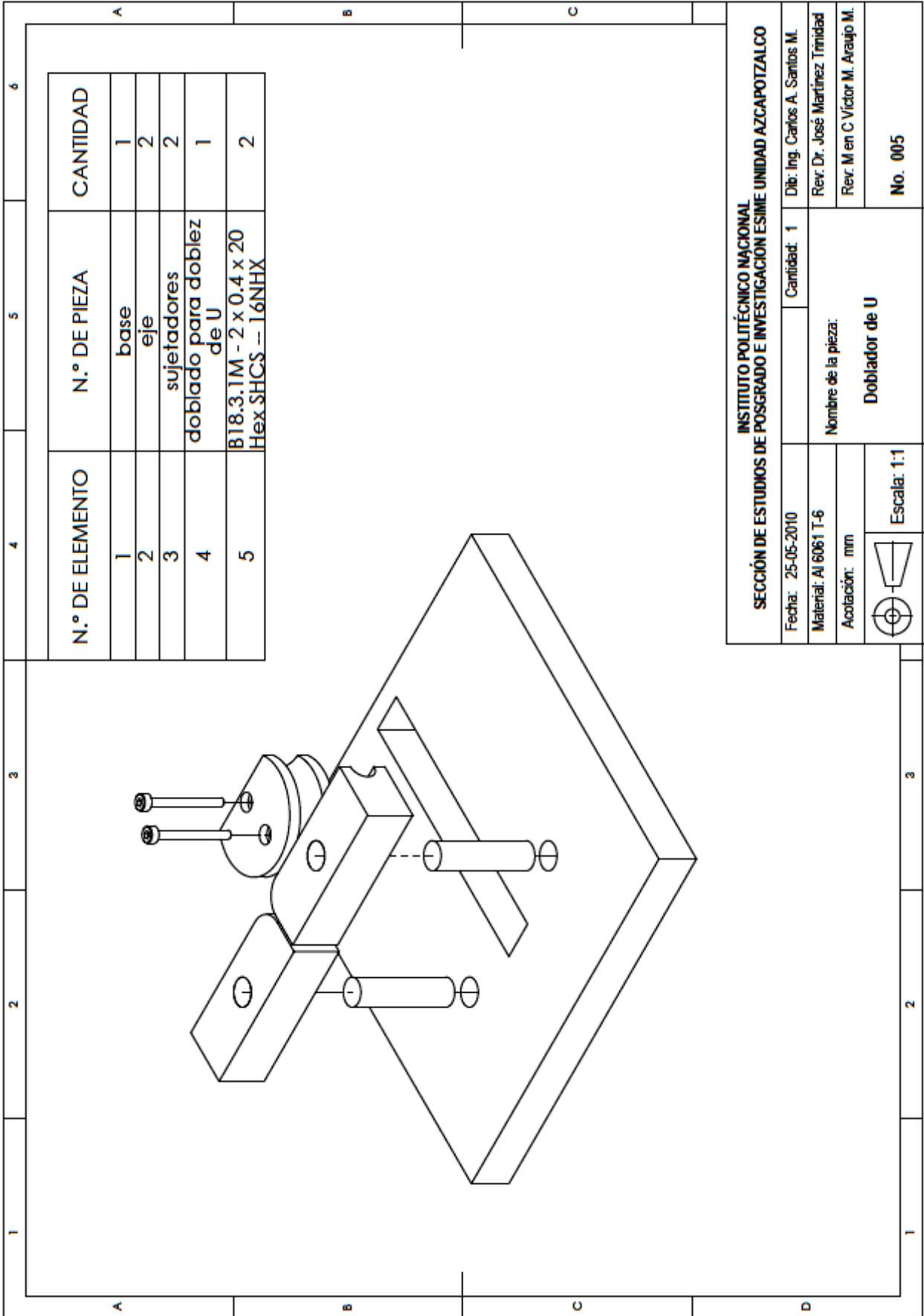


X



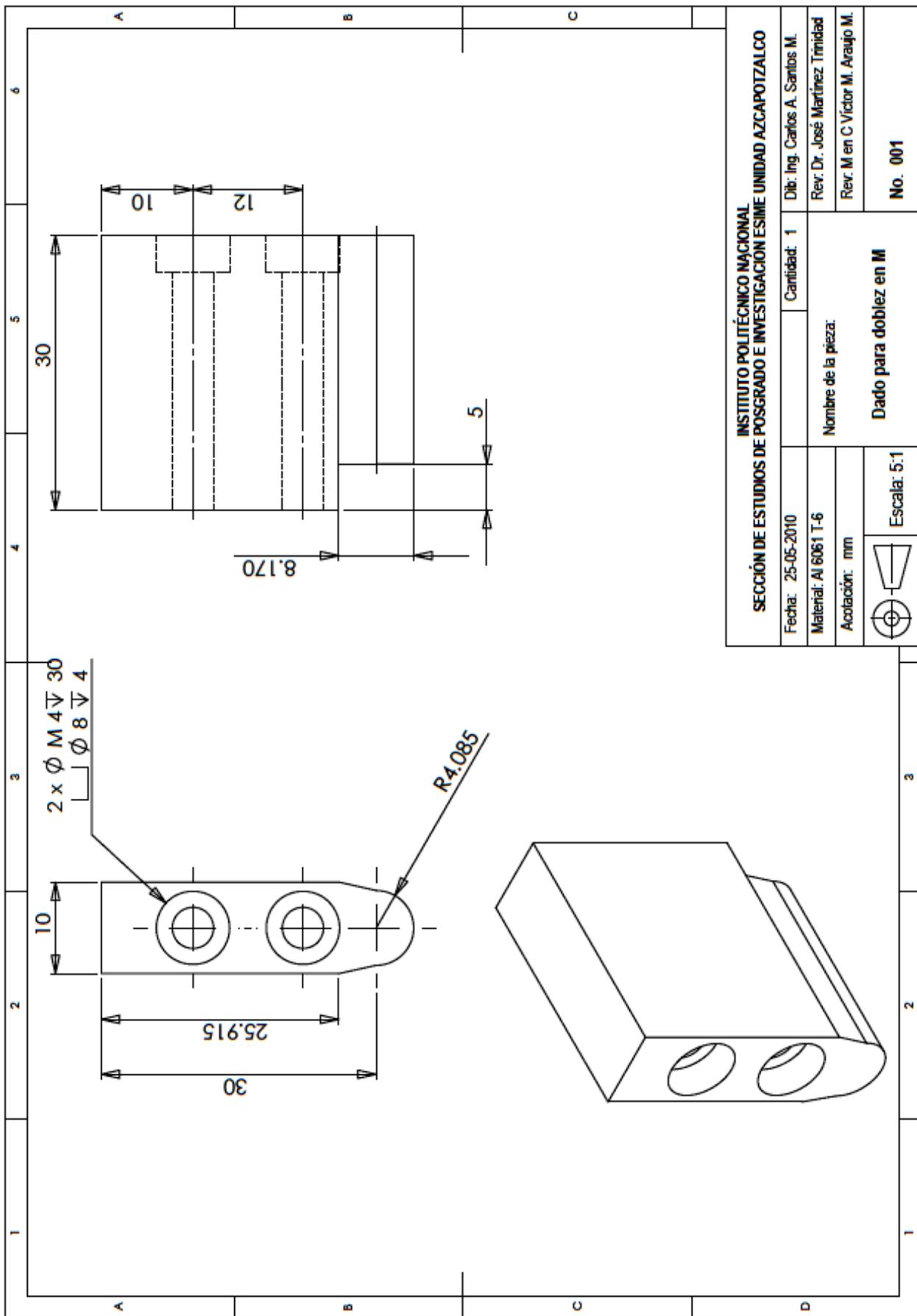


X



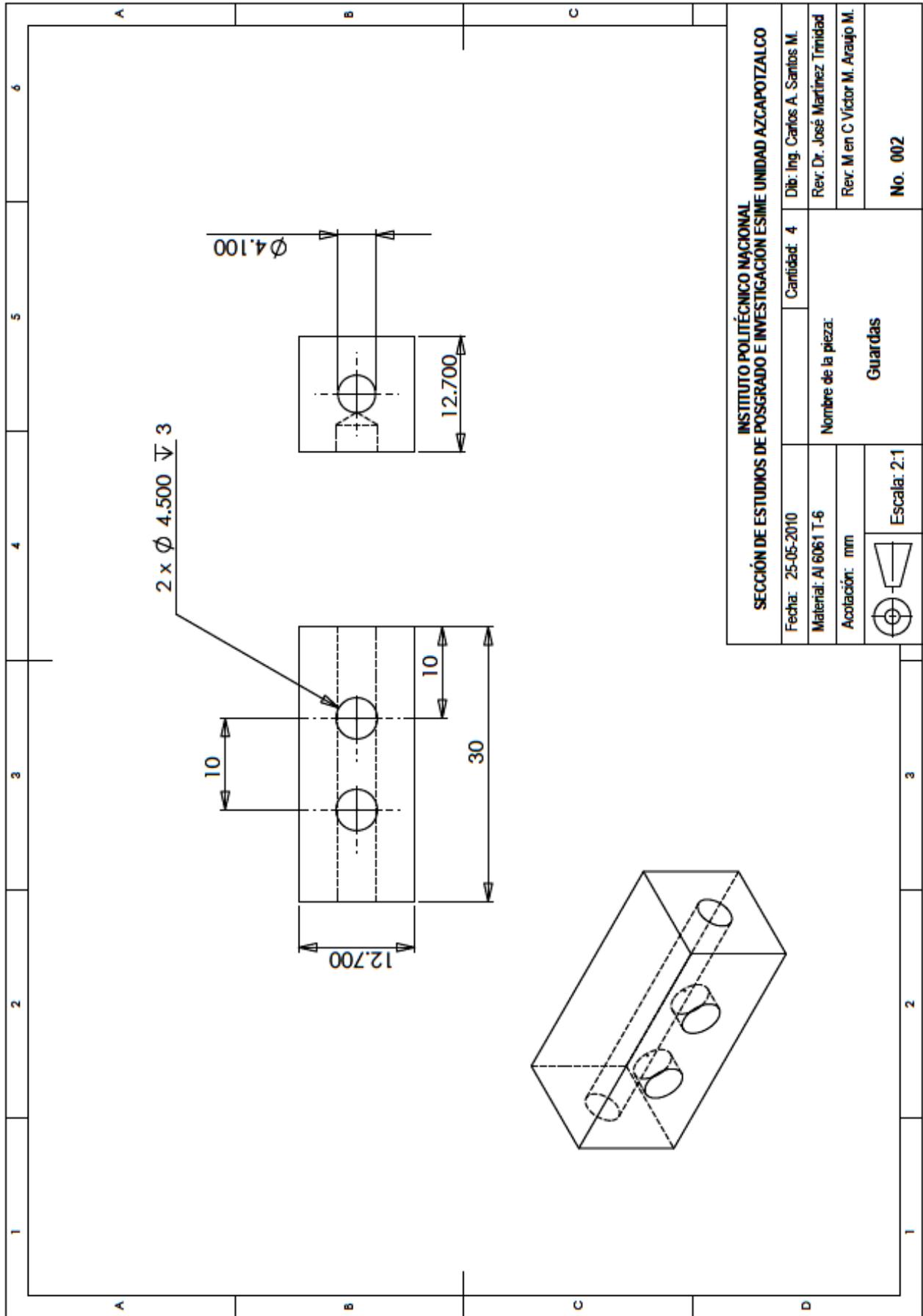


X





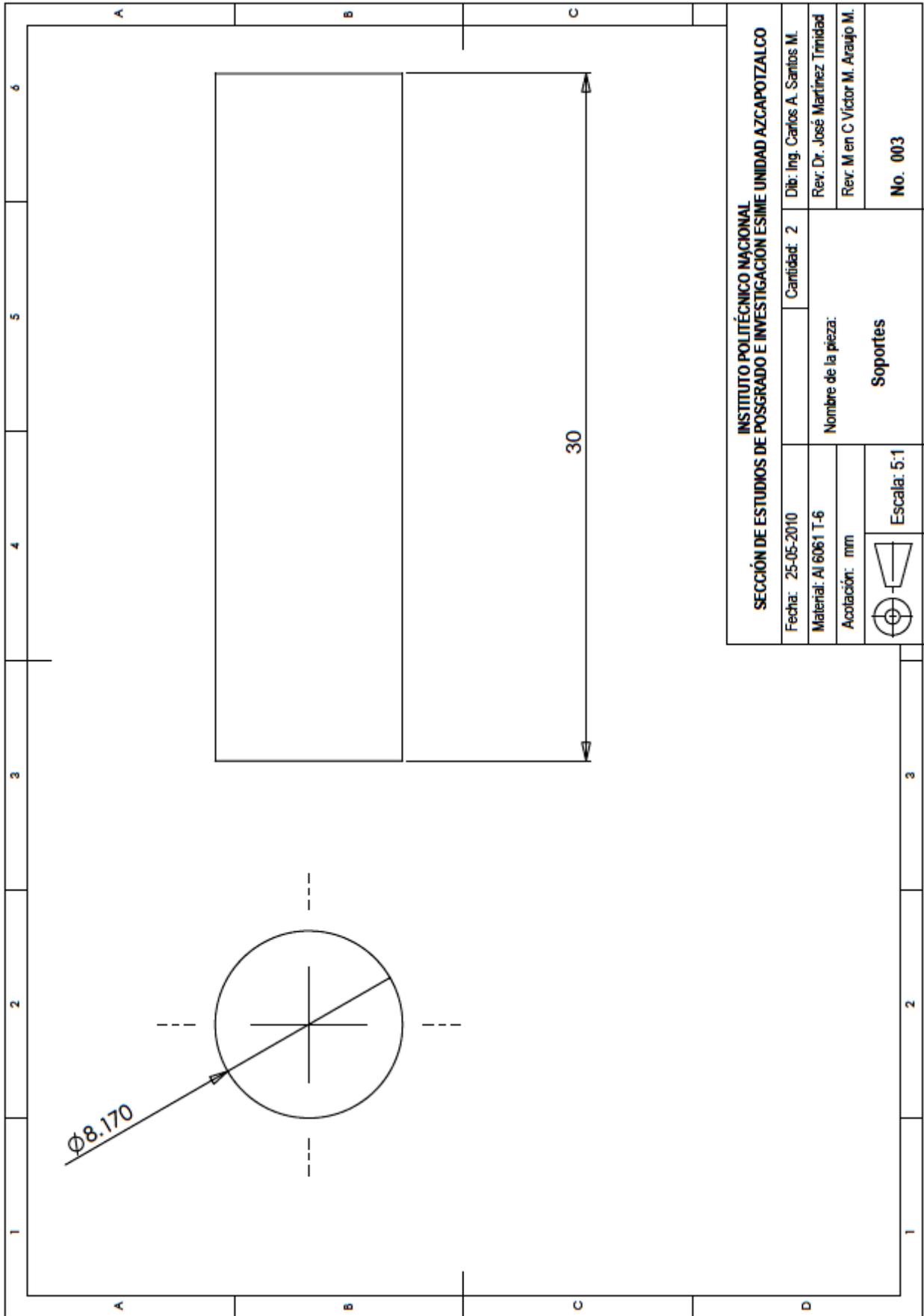
X



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Cantidad: 4	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
Material: Al 6061 T-6	Nombre de la pieza: Guardas		
Acolación: mm	Rev. Dr. José Martínez Trinidad		
	Rev. M en C Víctor M. Araujo M.		
Escala: 2:1	No. 002		



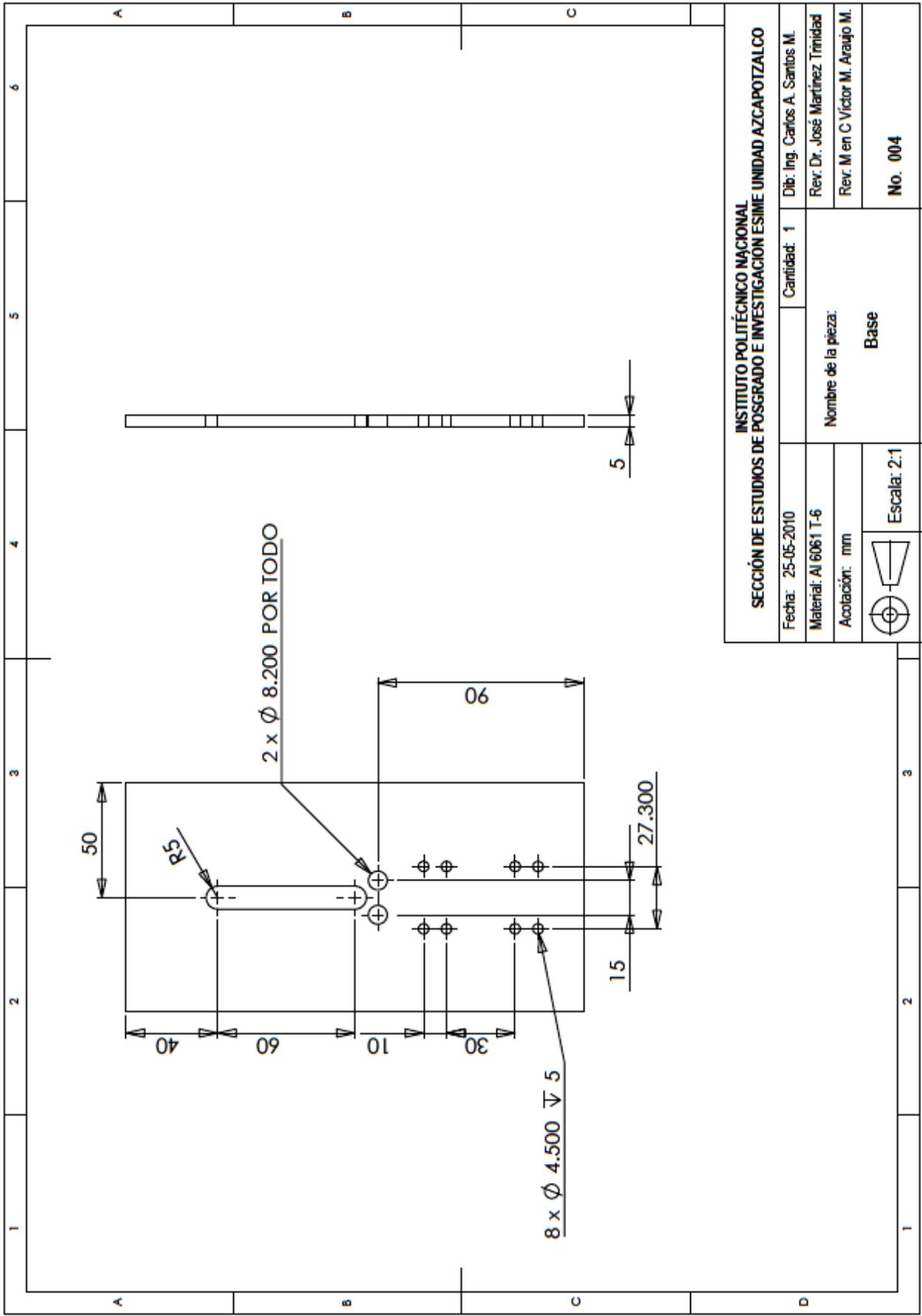
X



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>	
<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Cantidad: 2
Material: Al 6061 T-6	Nombre de la pieza: <b>Soportes</b>
Acolación: mm	
	Escala: 5:1
Dib: Ing. Carlos A. Santos M.	
Rev: Dr. José Martínez Trinidad	
Rev: M en C Víctor M. Araujo M.	
No. 003	



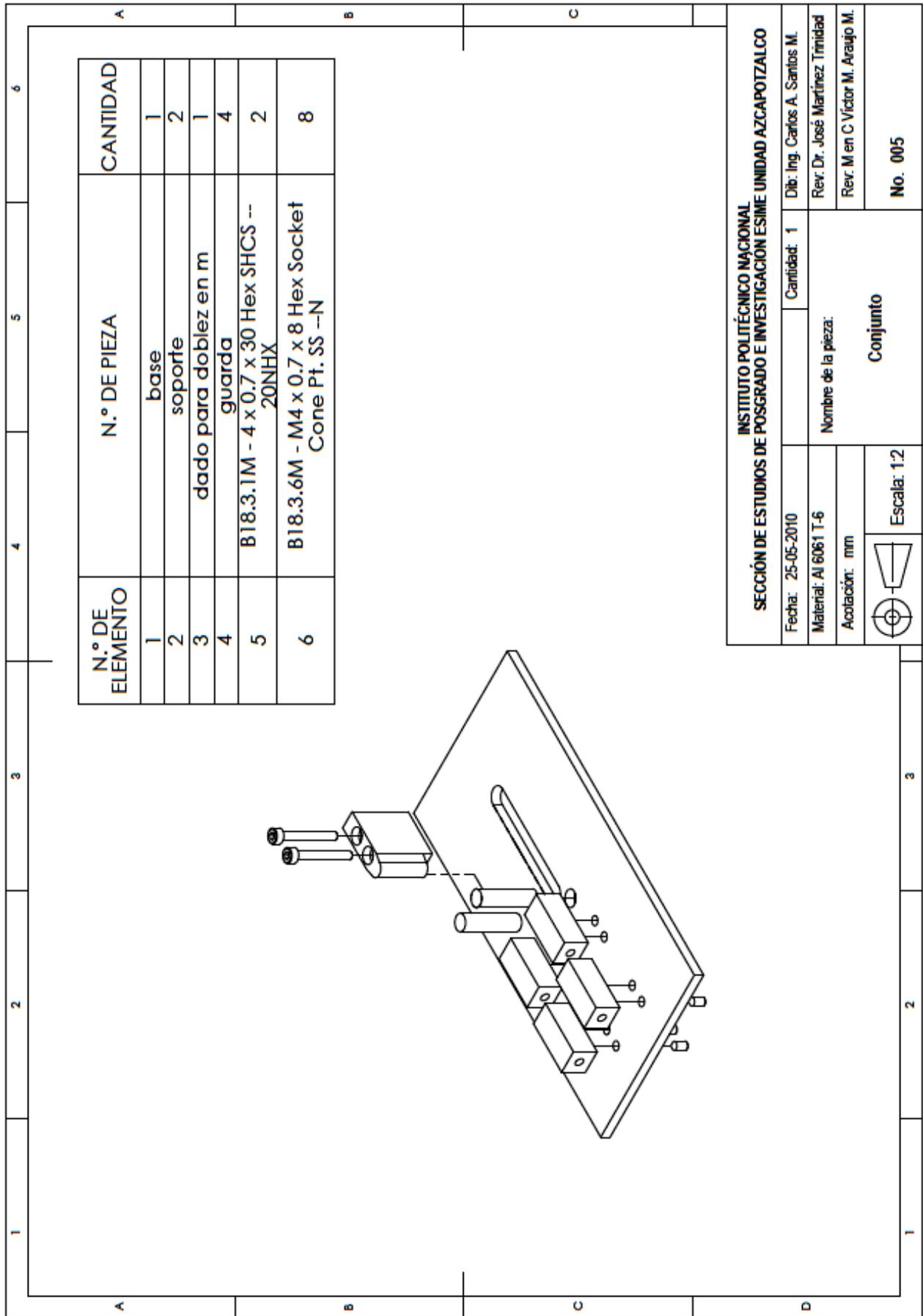
X



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b> <b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010 Material: Al 6061 T-6 Acabado: mm	Cantidad: 1 Nombre de la pieza: <b>Base</b>
Dib: Ing. Carlos A. Santos M. Rev. Dr. José Martínez Trinidad Rev. M en C Víctor M. Araujo M.	No. 004

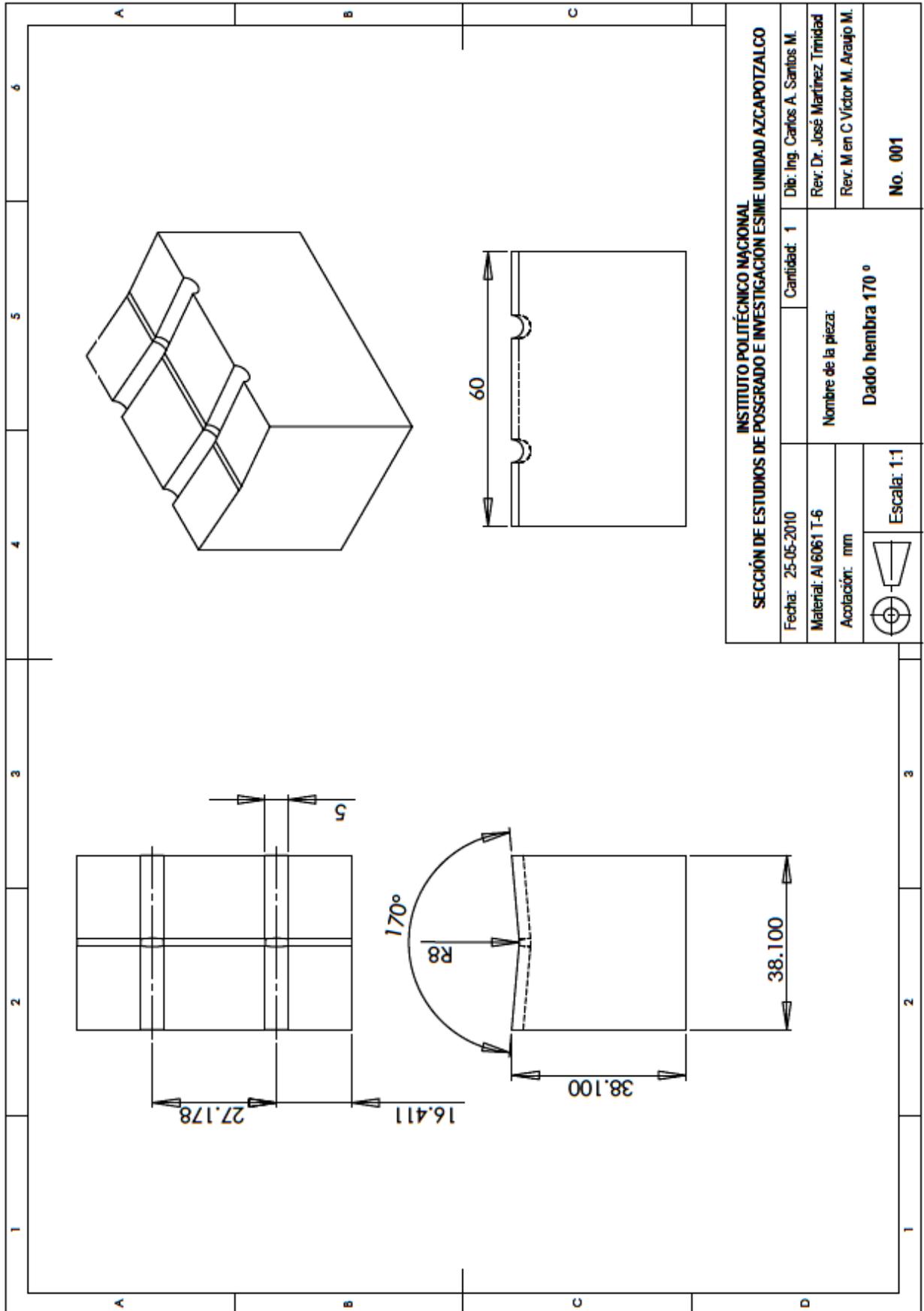


X



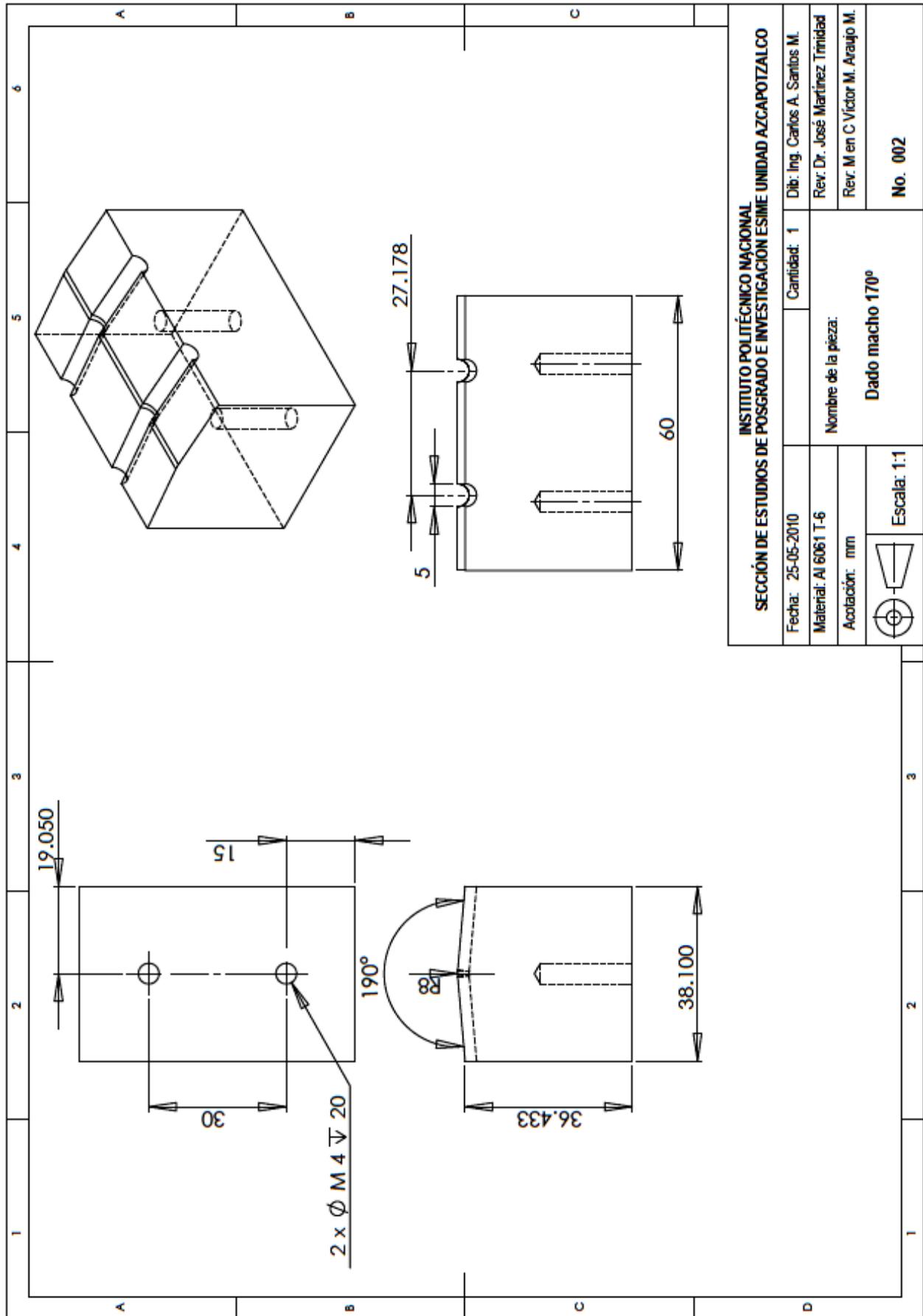


X





X



<b>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL</b>		<b>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME UNIDAD AZCAPOTZALCO</b>	
Fecha: 25-05-2010	Cantidad: 1	Nombre de la pieza: <b>Dado macho 170°</b>	
Material: Al 6061 T-6	Dib: Ing. Carlos A. Santos M.		
Acabación: mm	Rev: Dr. José Martínez Trinidad		
Escala: 1:1		Rev: M en C Víctor M. Araujo M.	
		No. 002	



X

