

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

**DISEÑO CONCURRENTES Y PROCESO DE FABRICACIÓN DE PLACAS
DE BLOQUEO PARA DIÁFISIS DE FÉMUR Y TIBIA Y TIBIA DISTAL**

Presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela,
por los Bachilleres:
Lara M. Daniel O.
Segatto G. Angelo S.
para optar por el Título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, Noviembre 2015

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

DISEÑO CONCURRENTENTE Y PROCESO DE FABRICACIÓN DE PLACAS DE BLOQUEO PARA DIÁFISIS DE FÉMUR Y TIBIA Y TIBIA DISTAL

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

Presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela,
por los Bachilleres:
Lara M. Daniel O.
Segatto G. Angelo S.
para optar por el Título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, Noviembre 2015



ACTA

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

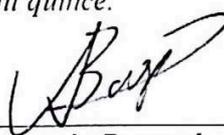
Angelo Segatto y Daniel Lara

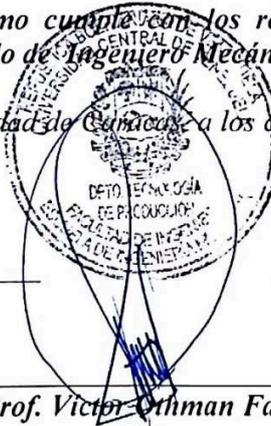
Titulado

“Diseño Concurrente y Proceso de Fabricación de Placas de bloqueo para Diátesis de Fémur y Tibia y Tibia Distal”

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

Acta se levanta en la ciudad de Cuenca a los cinco días del mes de noviembre del año dos mil quince.


Prof. Antonio Barragán
Jurado


Prof. Víctor Othman Falcón
Tutor


Prof. Crisanto Villalobos
Jurado

DEDICATORIA

La vida es un camino lleno de retos, y uno de ellos es la universidad. Tras habernos involucrado con ella, nos hemos dado cuenta que más allá de ser un reto, es una base, una experiencia de vida, no sólo para nuestro entendimiento del campo en el que nos hemos sumergido, sino para lo que concierne a la vida y a nuestro futuro.

Le agradecemos a nuestra querida Universidad Central de Venezuela y a nuestros docentes por sus esfuerzos para que finalmente pudiésemos graduarnos como profesionales capaces.

A nuestros seres queridos, por su constante apoyo y dedicación.

AGRADECIMIENTOS I

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento por su aporte a la realización de este trabajo de grado:

A Dios primeramente, por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el período de estudio.

A mi padre, por siempre estar a mí lado y brindarme una mano en momentos de dificultad junto con valiosos consejos. Más que un padre, has sido un amigo que no sólo con palabras, sino con hechos, me demuestras cuánto te preocupas por mí. Te quiero papá, gracias.

A mi madre, por ayudarme a que intente dar lo mejor de mí. Siempre has sabido cuando encomiarme y cuando disciplinarme. De no haber sido por tu valioso apoyo durante mi crecimiento, solo Dios sabe que sería de mí actualmente. Deseo poder tenerte en mi vida siempre. De más está decir que, sin tú valiosa ayuda este trabajo estaría incompleto. Te amo mamá, mil gracias.

A mi abuela, por ser quien me ha consentido todos estos años, y porque tus ricas comidas han sido fuente de inspiración a cada momento. Sé que mi abuelo, tú amado esposo, estaría un poco orgulloso de su nieto. Cuando digo un poco, estoy seguro que entenderás a que me refiero. Te quiero mima, muchas, muchas gracias.

A Jonathan. ¿Quién no necesita de ese hermano menor para fastidiar? Eres una persona con un gran corazón, a la cual siempre admiraré por su nobleza. Te quiero mucho mi pequeño-gran hermano.

A mi novia Daniela por su gran cariño, paciencia y amor. Mil gracias por el valioso apoyo que me diste a lo largo de la realización de este trabajo y, por ser un poderoso estímulo y ayudarme a ver el lado positivo de las cosas. Te amo.

A mi compañero de tesis Angelo Segatto, por su paciencia, comprensión y esfuerzos constantes. Por siempre tener el punto de vista optimista y hacerme sonreír en los momentos difíciles de este largo recorrido.

A nuestro tutor el profesor Othman Falcón por la colaboración, paciencia, apoyo, guía y supervisión de este trabajo de investigación, que enmarca el último escalón hacia un futuro en donde sea partícipe en el mejoramiento del proceso de enseñanza y aprendizaje.

Al Ingeniero Gustavo González y demás miembros del Instituto de Materiales y Modelos Estructurales por sus conocimientos y gran ayuda en el proceso de fabricación de este proyecto.

Al Doctor Pedro Tovar por haber compartido sus conocimientos y por su colaboración referente al tema.

A los docentes que me han acompañado durante el largo camino, brindándome siempre su orientación con profesionalismo ético en la adquisición de conocimientos y afianzando mi formación como estudiante universitario.

A todos los organismos y personas naturales, con una mención especial a la Fundación Instituto de Ingeniería, que hicieron posible la realización del mismo.

A mi casa de estudios por haberme dado la oportunidad de ingresar al sistema de Educación Superior y cumplir este gran sueño.

Por último y no menos importante, mi "hijo" perro lobo Shaggy, quien no necesita de palabras para expresar su cariño, quien nunca me dice que no y, siempre está ahí para darme un lengüetazo en la cara. Mi mejor amigo.

Un millón de gracias

Lara M. Daniel O.

AGRADECIMIENTOS II

A aquellos con los que un simple gracias no basta para saldar lo que han hecho por nosotros, dedico estas líneas.

A quien está por encima de todos, que en su omnisciencia me vigila y acompaña en lo necesario, por hacer de la probabilidad un hecho y por haber colocado en mi camino las experiencias que actualmente me definen.

A mi padre, madre, sin orden relevante, mi hermana y familiares, los cuales me brindaron conocimiento, comprensión, apoyo en todas las formas imaginables, herramientas y mil gestos que me permitieron alcanzar esta meta.

A mi abuelo, que sin su sutil influencia no hubiese tomado este camino tan interesante.

A María Moreno, mi pareja, mi amiga, que en cada momento de desidia y desanimo estuvo allí para recordarme que estaba cada vez más cerca de mis metas, por comprenderme y apoyarme, ser mi fasta calma en tiempos revueltos.

Daniel Lara, mi compañero de tesis, de las pocas personas que cuento en mi intima confianza, que desde el principio de la carrera ha estado allí tanto para el estudio como para el ocio, gracias por bancar mis erráticos métodos de trabajo y cambios de dirección, por ser mi conciencia y moral y finalmente por los interesantes debates religiosos, cuan afortunado fui de trabajar en semejante sinergia.

A nuestro tutor, Othman Falcón por aportar el tema de la tesis, introducirnos en el vasto contexto del matrimonio entre ingeniería y medicina, por proveernos con tan abismal cantidad de conocimientos tanto en la carrera como en nuestro trabajo de grado.

A mis amigos, que los considero mis hermanos y hermanas, que cada noche después de trabajar estaban allí para ofrecer un rato de relajación, Erich, Sebastián, Erimar y Alejandro, son geniales, gracias.

A aquellos amigos que nunca se olvidaron de mi, que de cierta manera comprendían que el tiempo lo tuve corto para dedicarles lo que merecían: Tomas, Nicola y Alessandro.

A Gustavo González y el equipo de trabajo del taller del IMME en la Universidad Central de Venezuela por sus enseñanzas y experiencias.

A todos aquellos que no nombré, pero cuyas acciones convergieron al resultado palpable de este proyecto, extendiendo mis agradecimientos.

Finalmente y sin restar importancia, a la casa que vence la sombra, la Universidad Central de Venezuela, no una simple institución pública, sino una escuela que me ha enseñado valores morales mas allá de cualquier libro de texto, que acogió un alumno y produjo un hombre de bien, mente abierta, libre y de buenas costumbres.

Gracias totales.

Angelo S. Segatto G.

Lara M. Daniel O., Segatto G. Angelo S.

DISEÑO CONCURRENTE Y PROCESO DE FABRICACIÓN DE PLACAS DE BLOQUEO PARA DIÁFISIS DE FÉMUR Y TIBIA Y TIBIA DISTAL

Tutor Académico: Prof. Víctor O. Falcón. Trabajo Especial de Grado. Caracas, U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. 2015

RESUMEN

Palabras clave: Hueso, Fémur, Tibia, Fractura, Osteosíntesis, Placa de Bloqueo, Diáfisis, Distal, Diseño, Fabricación.

Hoy día en Venezuela existe una considerable demanda de elementos de osteosíntesis para el tratamiento de las fracturas, debido al alto índice de accidentes, tales como accidentes de tránsito y laborales. Además, cabe mencionar que estos dispositivos son difíciles de adquirir, ya que son importados. Es por ello, que se desarrolló un modelo de placa de bloqueo para pacientes con fracturas en diáfisis de fémur y tibia y tibia distal. Gracias a investigaciones realizadas, se optó por trabajar en torno a modelos preexistentes de placas presentes en el mercado, adaptándolas a las necesidades de diseño y teniendo en cuenta en todo momento el proceso de fabricación. Se consultaron expertos tanto en el área médica como la ingenieril para entrar en el contexto del diseño. El material utilizado en el mismo fue una aleación de acero AISI 316-LVM, ya que es un tipo de material más económico comparado con el titanio (usado años atrás), y además de resultar inerte para el cuerpo, cumple con un comportamiento mecánico similar. Se establecieron los procesos de fabricación para la realización de un prototipo acorde al diseño planteado. Y finalmente, se pudo confirmar que es viable desarrollar un elemento de osteosíntesis; placa de bloqueo específicamente, de bajo costo y beneficios similares a los encontrados en el mercado.

Lara M. Daniel O., Segatto G. Angelo S.

**CONCURRENT DESIGN AND FABRICATION PROCESS OF LOCKING
COMPRESSION PLATES FOR DIAPHYSIS FEMUR AND TIBIA AND DISTAL
TIBIA**

**Academic Advisor: Prof. Víctor O. Falcón. Special Degree Work. Caracas,
U.C.V. Engineering Faculty. Mechanical Engineering School. 2015**

ABSTRACT

Keywords: Bone, Femur, Tibia, Fracture, Osteosynthesis, Locking Plate, Diaphysis, Distal, Design, Fabrication.

Nowadays in Venezuela there is a considerable demand of osteosynthesis elements for the treatment of fractures, due to the high rates of accidents, such as traffic and labor accidents. Besides, it is worth mentioning that these devices are hard to acquire, since they are imported. Therefore, a model of locking compression plate has been developed for patients with fractures in diaphyseal femur and tibia and distal tibia. Based on the undertaken research, it was decided to work on preexisting models of plates available on the market, adapting them to the design requirements and taking into account at all times the fabrication process. Experts in the engineering field as well as in the medical field were consulted as an effort to grasp the design context. The material used therein was an AISI 316-LVM steel alloy because it is a more economical kind of material compared to titanium (used years ago). In addition to remaining inert on the body, it fulfills a similar mechanical behavior. Fabrication processes were established for the production of a prototype that suited the proposed design. And lastly, the viability of developing an osteosynthesis element, specifically a locking compression plate, of low cost and with similar benefits to those found on the market was confirmed.

ÍNDICE

ACTA	iii
RESUMEN	ix
ABSTRACT	x
LISTA DE FIGURAS	xvii
LISTA DE TABLAS	xx
ABREVIATURAS	xxi
INTRODUCCION	1
CAPÍTULO I	2
1. FUNDAMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN	2
1.1 Planteamiento del problema	2
1.2 Antecedentes	3
1.3 Objetivos	5
1.3.1 Objetivo general	5
1.3.2 Objetivos específicos	5
1.4 Alcances y limitaciones	6
1.5 Motivación	6
CAPÍTULO II	8
2. MARCO TEÓRICO	8
2.1 Generalidades del hueso humano	8
2.1.1 Tipos de huesos	9
2.1.2 Función de los huesos	12
2.2 Anatomía del hueso	14
2.2.1 Anatomía del fémur	15
2.2.2 Anatomía de la tibia	17

2.3 El hueso y sus propiedades mecánicas	20
2.4 Generalidades de las fracturas	24
2.4.1 Tipos de Fracturas	25
2.4.1.1 Según la causa	25
2.4.1.2 Por causas ajenas a fuerzas externas elevadas	26
2.4.1.3 Según el daño causado a nivel cutáneo	27
2.4.1.4 Según el daño causado al hueso	27
2.5 Osteosíntesis	32
2.5.1 Historia	32
2.5.2 Elementos de osteosíntesis	35
2.5.2.1 Tornillos	35
2.5.2.1.1 Tornillos corticales	36
2.5.2.1.2 Tornillos esponjosos	37
2.5.2.1.3 Tornillos de compresión	38
2.5.2.1.4 Tornillos canulados	39
2.5.2.1.5 Placas	40
2.5.2.1.6 Clavos intramedulares	42
2.5.2.1.7 Clavos quirúrgicos	43
2.5.2.1.8 Grapas	44
2.5.2.1.9 Fijadores externos	44
2.6 Placas de bloqueo	46
2.6.1 Funciones que debe cumplir una placa de bloqueo	51
2.6.2 Partes de una placa de bloqueo	53
2.6.3 Placas de bloqueo para diáfisis de fémur	55
2.6.4 Placas de bloqueo para diáfisis de tibia	56
2.6.5 Placas de bloqueo para tibia distal	56
CAPÍTULO III	57
3. MARCO METODOLÓGICO	57
3.1 Diseño de las placas de bloqueo	57
3.2 Diseño del troquel de doblado	60
3.2.1 Springback	62

3.3 Diseño del instrumental para la realización de las perforaciones de los agujeros y las entallas _____	65
3.4 Estudio de la curvatura de la placa de bloqueo para tibia distal utilizando el copiador de perfiles _____	68
3.5 Análisis de esfuerzos _____	77
<i>CAPÍTULO IV</i> _____	81
4. MATERIAL Y PROCESO DE FABRICACIÓN _____	81
4.1 Materiales _____	81
4.1.1 Acero Inoxidable 316L _____	81
4.1.2 Acero para herramientas AISI O1 _____	83
4.1.3 Acero al carbono estructural ASTM A36 _____	84
4.1.4 Poliuretano _____	85
4.1.5 Tornillos Allen _____	86
4.2 Procesos de fabricación _____	88
4.2.1 Corte con chorro de agua abrasivo (Water Jet Cutter) _____	88
4.2.2 Doblado _____	94
4.2.3 Mecanizado _____	96
4.2.3.1 Taladrado de los agujeros _____	97
4.2.3.1.1 Condiciones de corte en el taladrado _____	98
4.2.3.1.2 Operaciones relacionadas con el taladrado _____	101
4.2.3.2 Fresado de los agujeros combinados y las entallas _____	103
4.2.3.2.1 Condiciones de corte en fresado _____	103
4.2.3.3 Acabado superficial _____	107
<i>CAPÍTULO V</i> _____	108
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES _____	108
5.1 Conclusiones _____	108
5.2 Recomendaciones _____	110
<i>BIBLIOGRAFÍA</i> _____	111

REFERENCIAS ELECTRÓNICAS	114
APÉNDICES	118
Apéndice A. Planos de las placas de bloqueo planas de diáfisis de fémur	119
Apéndice B. Planos de las placas de bloqueo planas de diáfisis de tibia	125
Apéndice C. Planos de las placas planas de bloqueo de distal de tibia	130
Apéndice D. Planos del troquel de doblado de las placas planas de bloqueo para diáfisis de fémur y tibia	135
Apéndice E. Planos del troquel de doblado de las placas planas de bloqueo para distal de tibia	140
Apéndice F. Planos del instrumental de taladrado para las placas de bloqueo de diáfisis de fémur y tibia	147
Apéndice G. Planos del instrumental de taladrado para las placas de bloqueo de distal de tibia	154
Apéndice H. Planos de placas finales para diáfisis de fémur	166
Apéndice I. Planos de placas finales para diáfisis de tibia	177
Apéndice J. Planos de placas finales para distal de tibia	186
Apéndice K. Instrumental para el corte de las placas planas en el control numérico computarizado (CNC) para el estudio de curvatura en el copiador de perfiles	203
Apéndice L. Simulación mediante el estudio de cargas estáticas de las placas de bloqueo para diáfisis de fémur y tibia	207
Propiedades del estudio	208
Unidades	208
Propiedades del material	209

Cargas y sujeciones _____	209
Información de contacto _____	210
Información de la malla _____	210
Detalles de la información de la malla _____	211
Resultados del estudio _____	212
Conclusión _____	214

Apéndice M. Simulación mediante el estudio de cargas dinámicas de las placas de bloqueo para diáfisis de fémur y tibia _____ 215

Propiedades del estudio _____	216
Unidades _____	216
Diagrama S-N _____	217
Resultados del estudio _____	218
Conclusión _____	219

Apéndice N. Simulación mediante el estudio de cargas estáticas de las placas de bloqueo para distal de tibia _____ 220

Propiedades del estudio _____	221
Unidades _____	221
Propiedades del material _____	222
Cargas y sujeciones _____	222
Información de contacto _____	223
Información de la malla _____	223
Detalles de la información de la malla _____	224
Resultados del estudio _____	225
Conclusión _____	227
Conclusión _____	227

Apéndice O. Simulación mediante el estudio de cargas dinámicas de las placas de bloqueo para distal de tibia _____ 228

Propiedades del estudio _____	229
Unidades _____	229
Diagrama S-N _____	230
Resultados del estudio _____	231
Conclusión _____	231

Apéndice P. Hoja de procesos de las placas de bloqueo de diáfisis de fémur y tibia	232
Apéndice Q. Hoja de procesos de las placas de bloqueo de distal de tibia	240
ANEXOS	251

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 2.1 Hueso esponjoso y hueso cortical en un hueso largo</i>	11
<i>Figura 2.2 Líneas de fuerza en los huesos de la articulación de la rodilla</i>	13
<i>Figura 2.3 Anatomía del hueso</i>	15
<i>Figura 2.4 Caracterización del fémur</i>	16
<i>Figura 2.5 Anatomía del Fémur</i>	17
<i>Figura 2.6 Caracterización de la tibia</i>	18
<i>Figura 2.7 Anatomía de la tibia</i>	20
<i>Figura 2.8 Fractura Indirecta por el deporte "vencidas"</i>	26
<i>Figura 2.9 Tipos de fracturas</i>	29
<i>Figura 2.10 Componentes de fuerza para tornillos de fijación en fracturas</i>	36
<i>Figura 2.11 Tornillos corticales</i>	37
<i>Figura 2.12 Tornillos esponjosos</i>	38
<i>Figura 2.13 Tornillo canulado</i>	39
<i>Figura 2.14 Ejemplo de placas como elementos de osteosíntesis</i>	41
<i>Figura 2.15 Clavos intramedulares</i>	43
<i>Figura 2.16 Ejemplo de fijadores externos</i>	44
<i>Figura 2.17 Placas DCP, LC-DCP, PC-Fix</i>	50
<i>Figura 2.18 Evolución de las placas a LCP</i>	51
<i>Figura 2.19 Reducción de pérdida</i>	52
<i>Figura 2.20 Aflojamiento de los tornillos</i>	52
<i>Figura 2.21 Puenteo de fracturas</i>	52
<i>Figura 2.22 Agarre en huesos osteoporóticos</i>	53
<i>Figura 2.23 Evitar daño al periostio</i>	53
<i>Figura 2.24 Partes LCP</i>	54
<i>Figura 2.25 Longitud de una placa de bloqueo</i>	54
<i>Figura 2.26 LCP para diáfisis de fémur</i>	55
<i>Figura 2.27 LCP para diáfisis de tibia (Cortesía IRENE Catalog)</i>	56
<i>Figura 2.28 LCP para tibia distal (Cortesía IRENE Catalog)</i>	56
<i>Figura 3.1 Placa de bloqueo para diáfisis de fémur y tibia (12 agujeros)</i>	59
<i>Figura 3.2 Placa de bloqueo para distal de tibia (6 agujeros)</i>	59
<i>Figura 3.3 Matriz (arriba) y punzón (abajo) troquel diáfisis de fémur y tibia</i>	60

<i>Figura 3.4 Troquel distal de tibia (punzón boca abajo) y LCP colocada sobre la matriz</i>	61
<i>Figura 3.5 Troquel distal de tibia (punzón boca arriba) y LCP colocada sobre la matriz</i>	61
<i>Figura 3.6 Fenómeno de restitución o Springback</i>	62
<i>Figura 3.7 Instrumental para las perforaciones de las placas de diáfisis para parte superior de la LCP (Elaborado por el Ingeniero Gustavo González)</i>	66
<i>Figura 3.8 Instrumental para las perforaciones de las placas de diáfisis para parte posterior de la LCP (Elaborado por el Ingeniero Gustavo González)</i>	66
<i>Figura 3.9 Instrumental para las perforaciones de las placas de distal (colocadas placas LCP para muestra)</i>	67
<i>Figura 3.10 Instrumental para la perforación del agujero superior de la cabeza de la placa distal (colocada placa LCP para muestra)</i>	68
<i>Figura 3.11 Instrumental para el corte de la LCP de tibia distal de 10 agujeros</i>	69
<i>Figura 3.12 Instrumental para el corte de la LCP de tibia distal de 10 agujeros luego de operar con el CNC</i>	70
<i>Figura 3.13 Placas planas de tibia distal obtenidas</i>	70
<i>Figura 3.14 Sistema Punzón-Matriz-Portacolumna</i>	71
<i>Figura 3.15 Dobleza de las placas. Antes</i>	72
<i>Figura 3.16 Dobleza de las placas. Después</i>	72
<i>Figura 3.17 Placa de tibia distal doblada. Vista superior</i>	73
<i>Figura 3.18 Placa de tibia distal doblada. Vista inferior</i>	73
<i>Figura 3.19 Sección 1 de la placa de bloqueo distal para estudio con el copiador de perfiles</i>	75
<i>Figura 3.20 Sección 2 de la placa de bloqueo distal para estudio con el copiador de perfiles</i>	75
<i>Figura 3.21 Sección 3 de la placa de bloqueo distal para estudio con el copiador de perfiles</i>	75
<i>Figura 4.1 Esquema tornillo Allen</i>	86
<i>Figura 4.2 Partes de la Water Jet Cutter. 1. Alta presión de agua - 2. Enfoque - 3. Cámara de mezcla - 4. Tapa - 5. Salpicaduras - 6. Pieza de trabajo - 7. Pieza de red permanente - 8. Agua - 9. Parte de la pieza de trabajo cortada - 10. Boquilla - 11. Arena abrasiva</i>	90
<i>Figura A.1 Control Numérico Computarizado del IMME (Bridgesport TORQ-CUT 22 CNC Vertical Mill)</i>	252
<i>Figura A.2 Prensa de la Fundación Instituto de Ingeniería (Distribuida por el Grupo MINSa Norte)</i>	253

*Figura A.3 Copiador de Perfiles de la Escuela de Ingeniería Mecánica UCV CONTRACER
CA-102 MITUTOYO*_____ 254

*Figura A.4 Perfiles de las secciones de la placa de bloqueo de tibia distal. Sección 1 a la
derecha, Sección 2 al centro, Sección 3 a la izquierda*_____ 255

LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Últimos esfuerzos anisotrópicos y asimétricos del hueso cortical de un fémur humano _____	22
Tabla 2.2 Propiedades mecánicas del hueso humano. La dirección 3 coincide con la dirección longitudinal del hueso. (Comín et. al 1999) _____	22
Tabla 2.3 Valores promedio de las propiedades mecánicas y densidad del hueso cortical para hombres jóvenes y ancianos _____	24
Tabla 3.1 Springback de la matriz para troquel de doblado _____	64
Tabla 3.2 Springback del punzón para troquel de doblado _____	64
Tabla 3.3 Resultados obtenidos con el copiador de perfiles _____	74
Tabla 4.1 Elementos aleantes del Acero 316L (Fuente: www.matweb.com) _____	81
Tabla 4.2 Propiedades Mecánicas del Acero 316L (Fuente: www.matweb.com) _____	82
Tabla 4.3 Propiedades mecánicas del acero para herramientas AISI O1 (Fuente: www.matweb.com) _____	83
Tabla 4.4 Propiedades mecánicas del acero al carbono estructural ASTM A36 (Fuente: www.matweb.com) _____	84
Tabla 4.5 Propiedades mecánicas del poliuretano 90 Shore (Fuente: www.matweb.com) _____	85
Tabla 4.6 Especificaciones de los tornillos Allen para rosca gruesa _____	87
Tabla 4.7 Tabla comparativa entre los procedimientos de corte _____	92
Tabla 4.8 Relación entre los parámetros de corte mediante corte con chorro de agua _____	93
Tabla 4.9 Obtención de avances de taladrado para distintos tipos de brocas _____	100
Tabla 4.10 Velocidad de corte (m/min) recomendada para taladrar diversos materiales con brocas helicoidales _____	100
Tabla 4.11 Tabla de fuerzas específicas de corte _____	105
Tabla 4.12 Tabla de velocidad de corte _____	106
Tabla 4.13 Tabla de profundidad de fresado _____	107

ABREVIATURAS

AISI	American Iron and Steel Institute (Instituto americano del hierro y el acero)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (Asociación para el estudio de la osteosíntesis)
ANSYS	Swanson Analysis Systems, Inc.
ASIF	Association for the Study of Internal Fixation (Asociación para el estudio de la fijación interna)
CAD	Computer Aided Design (Diseño asistido por computadora)
CAE	Computer Aided Engineering (Ingeniería asistida por computadora)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Fabricación asistida por computador)
CNC	Computer Numerical Control (Control numérico computarizado)
DCP	Dynamic Compression Plate (Placa de compresión dinámica)
IMME	Instituto de Materiales y Modelos Estructurales
LC-DCP	Limited Contact Dynamic Compression Plate (Placa de compresión dinámica de contacto limitado)
LCP	Locking Compression Plate (Placa de bloqueo por compresión)
PC-Fix	Point Contact Fixator (Fijador de punto de contacto)

INTRODUCCION

Este trabajo estará dirigido al diseño concurrente de placas para la síntesis de fracturas de la diáfisis del fémur y de la tibia (zona central del hueso), así como de la tibia distal (extremo inferior de la tibia). El diseño concurrente comprende todo el proceso que permita detallar completamente el proceso de diseño y construcción desde la mesa de dibujo hasta el producto tangible.

El diseño de la placa de bloqueo, junto al proceso de fabricación serán ideados a través del software Solidworks 2013 con ayuda de sus herramientas, las cuales permitirán el dimensionado de las placas y la simulación de esfuerzos, así como también el proceso de fabricación más efectivo para el mismo.

Ahora bien, como se dijo antes, el estudio englobará el proceso de diseño y fabricación de las placas de bloqueo de la diáfisis del fémur y de la tibia, y el respectivo diseño de la placa de bloqueo de la tibia distal.

Con la finalidad de realizar el presente trabajo especial de grado es un requisito la investigación de proyectos en Venezuela que fueron en su momento precursores en el tema de diseño-reemplazo de estructuras óseas, también, de modelos de otros países para obtener un conocimiento y descripción más profundos respecto al tema de las placas que son tratadas en el desarrollo del diseño del trabajo en cuestión. Además, como herramientas disponibles están los recursos brindados por Corpórea Producciones, C.A, ya sean los recursos digitales tales como, software de diseño CAD, CAM, CAE, hasta las infraestructuras como lo son los talleres IMME de la Universidad Central de Venezuela.

CAPÍTULO I

1. FUNDAMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 Planteamiento del problema

Es bien sabido que en el cuerpo humano se presentan fracturas por la acción de cargas externas que generan dentro de los huesos esfuerzos de tracción, compresión y corte de carácter estático y dinámico, las fracturas pueden ser críticas y para la recuperación se necesitan trasplantes de hueso, injertos platina, prótesis, etc.

Además, el parecido que muchos huesos tienen con los sistemas de palanca, columnas de sustentación, arcos, vigas y puntales diseñados por el hombre, conducen inevitablemente a la aplicación de conceptos mecánicos o de ingeniería para su estudio. Los huesos no solo son análogos a tales estructuras en su configuración externa, sino que también lo son en sus funciones. La presencia en el esqueleto de formas tubulares diseñadas bajo el concepto de igualdad de resistencia, puntales en forma de H y otras, resaltan la alta tecnología que cumple el esqueleto humano dentro del concepto de una buena máquina mecánica.

Por lo anterior, resulta factible diseñar métodos que ayuden a la recuperación en el caso de las fracturas. Entre esos, se encuentran las placas de bloqueo, las cuales han venido evolucionando en lo que a su diseño respecta, para adaptarlas de manera óptima al paciente. Para ello, resulta adecuado un estudio del comportamiento mecánico de los huesos ante distintos tipos de esfuerzos, a saber: tensión, compresión, torsión, flexión y fatiga. De tal forma que, el diseño y posterior proceso de fabricación

de dichas placas sea el adecuado para la pronta recuperación del paciente luego de su fijación.

Además, se trata de que el diseño de estas placas sea lo más económico posible, sin dejar de tomar en cuenta que se cumplan requisitos tales como, la comodidad, funcionabilidad y durabilidad. Adicionalmente, es vital considerar las necesidades del paciente; es decir, que la prótesis sea ligera y resistente y que no interrumpa la rutina natural de la persona. Es por ello, que se busca la mejora en el diseño de las placas, incluyendo nuevos materiales que son más resistentes, livianos y de fácil manipulación, que harán que la fabricación de la placa sea más eficiente.

Dichas placas, como ya se mencionó, llevan un recorrido histórico, empezando desde las placas de compresión dinámica (DCP en inglés) alrededor de 1960, donde había un contacto total con el hueso, seguidas de las LC-DCP (placa de compresión dinámica de bloqueo de contacto limitado), llegando a la actualidad con las placas de compresión de bloqueo o LCP.

En este trabajo se realizará el diseño y proceso de fabricación de placas de bloqueo (LCP) para diáfisis de fémur y tibia y tibia distal.

1.2 Antecedentes

A continuación, se presentarán algunos de los proyectos que fueron consultados como parte de la investigación que sirven de referencia para el desarrollo de este trabajo:

En 1991 los Dres. Rolando A. Mendoza R. y Rogelio E. Vivas P. desarrollaron el trabajo de investigación **"Fracturas Subtrocantéricas de Fémur. Osteosíntesis con Sistema Autobloqueante de Clavo Gamma"**.

Destacaron que las fracturas deben ser tratadas quirúrgicamente, ya que es el procedimiento que le asegura al paciente una mejor reducción de las mismas.

Además, compararon las operaciones a cielo abierto y cerrado, y observaron que las complicaciones post operatorias son menores con los elementos de Osteosíntesis, ya que brindan mejor seguridad y estabilidad en la resolución de la fractura.

Sin embargo, establecieron ciertas dificultades, como lo son el costo del implante y las condiciones socioeconómicas del paciente.

Concluyen que factores tales como: el hecho de que se invierta menor cantidad de tiempo en las intervenciones quirúrgicas, que el paciente deambule más temprano, que se incorpore a sus actividades cotidianas precozmente, el menor número de complicaciones postoperatorias, demuestran que se está ante la presencia de un buen método (el de elementos de osteosíntesis) para la resolución de este tipo de fracturas.

Con relación a las fracturas de tobillo, Palomo S. José R. y D. Marimel., desarrollaron en 1997 el proyecto "**Fracturas de Tobillo. Criterios Radiológicos de Inestabilidad. Trabajo de Investigación del Tipo Observación Transversal**", en el cual destacaron que dichas fracturas son una patología frecuente en el ámbito traumatológico, y ocurren con mayor frecuencia en personas de edad productiva (15 a 44 años) con predominio en el sexo masculino.

También, Tovar, Carolina, en 2005 desarrolló el trabajo "**Análisis, Diseño y Construcción de Dispositivos Biomédicos Para Lesiones Traumatológicas en el Ser Humano**".

En esa investigación, la autora produjo varios prototipos en acero y aluminio de fijadores externos para fracturas en huesos humanos, con máxima versatilidad en el sentido de movilidad de los clavos que entran en el hueso cortical. Los prototipos fueron instalados en pacientes de hospitales. También, diseñó modelos tridimensionales del sistema placa hueso para placa radius, placa DCP y placa de mínimo contacto, y elaboró prototipos de placas radius y DCP.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

- Diseñar concurrentemente placas para fracturas para diáfisis femoral y tibial, así como para la tibia distal utilizando un Acero AISI 316-LVM.

1.3.2 Objetivos específicos

- Recolectar las necesidades de diseño según los especialistas en el campo médico.
- Desarrollar la geometría más eficiente de las placas mencionadas mediante el uso del software Solidworks 2013.
- Identificar factores involucrados en el proceso de fabricación de las placas LCP.
- Analizar la viabilidad del funcionamiento de las placas LCP mediante la técnica de elementos finitos.
- Definir el proceso de fabricación de las placas, empleando el software SolidWorks 2013.

- Diseñar el instrumental necesario para la fabricación de las placas.
- Elaborar las placas diseñadas a través de técnicas de prototipado rápido.
- Lograr, a través de la fabricación nacional, la disminución de la independencia económica producto de las importaciones.

1.4 Alcances y limitaciones

- Diseño completo y construcción de las placas incluyendo planos y archivos resultantes.
- Análisis de esfuerzos de las placas mediante un software CAE (Computer Aided Engineering), con base en la evaluación previa de los esfuerzos de los huesos.
- Elaboración de los prototipos de las placas LCP objeto de este estudio mediante impresión 3D
- El material de la placa LCP será de Acero AISI 316-LVM.
- Los esfuerzos supuestos para el diseño de las placas LCP se toman en cuenta para un ritmo de vida cotidiano, que no emplee actividades de alto impacto, como lo es un estado de esfuerzos flexo-compresor.

1.5 Motivación

La fabricación de las placas de bloqueo o LCP requiere ser desarrollada en Venezuela, en razón de que la mayor parte de dichos elementos actualmente son importados y, por consiguiente, los costos que conllevan tanto la operación como los insumos que incluyen las placas LCP

junto con sus accesorios, pueden privar a algunos sectores de la sociedad de tener un tratamiento adecuado y oportuno en caso de una fractura.

Una fractura compleja implica cirugía con la finalidad de colocar los huesos en el lugar correcto, para ello, se utilizan los elementos de osteosíntesis, a fin de lograr una correcta alineación de la estructura ósea y una recuperación total del paciente, preservando la funcionalidad del miembro tratado.

En resumen, en el país las placas LCP son importadas, ya que son producto de ingeniería suiza, china, alemana o norteamericana. Por lo tanto, a fin de disminuir los costos de importación actuales, es de alta motivación el poder satisfacer la demanda del mercado de insumos quirúrgicos de esta índole, a través de diseños ingenieriles y de producción a nivel nacional.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se exponen los fundamentos teóricos para el desarrollo del trabajo especial de grado.

Cabe destacar que gran parte de la bibliografía se consultó y, en algunos casos está copiada textualmente, sin embargo, cada libro y página web consultada pueden encontrarse referenciadas en el apartado de "Bibliografía" y "Referencias Electrónicas". Esto debido a falta de conocimiento de los autores en el argot médico.

2.1 Generalidades del hueso humano

La conducta biomecánica del cuerpo humano es determinada por huesos, cartílagos, ligamentos, tendones, músculos y otros tejidos conjuntivos. Estos elementos se clasifican como estructuras activas o pasivas dependiendo de si ellos producen o no fuerzas. Los huesos son considerados estructuras pasivas y constituyen la mayoría del esqueleto. La matriz ósea es un material compuesto formado por una componente orgánica (aproximadamente 65%), otra inorgánica (aproximadamente 20%) y agua (aproximadamente 10%), estos valores varían dependiendo del tipo de hueso. La matriz orgánica está constituida aproximadamente por 95% de fibras de colágeno reforzadas por depósitos de calcio y sales de fosfato en forma de hidroxapatita (Cowin, 1989). Los depósitos de calcio y fosfato son los que le proporcionan dureza, rigidez y resistencia al hueso, mientras que las fibras de colágeno son las que proporcionan flexibilidad. El hueso joven u

osteóide contiene inicialmente mucha agua que será desplazada por mineral en períodos de días y/o meses. La componente orgánica le da forma al hueso y contribuye a la capacidad de resistir a la tracción, mientras que la componente inorgánica o mineral contribuye a la resistencia a la compresión. Los huesos desmineralizados (ligamentos o tendones) son flexibles y resistentes a la tracción. Con el incremento de la mineralización en el proceso de maduración ósea, el hueso se hace más rígido, más quebradizo y menos elástico, de allí la diferencia en el comportamiento a la fractura de un hueso de un niño y un hueso de un adulto.

La combinación íntima de componentes inorgánicos duros y orgánicos resistentes de tipo elástico en el tejido óseo proporciona valores de resistencia comparables con los del hierro fundido con solo un tercio de su peso. En cuanto al comportamiento en su deformabilidad, el hueso se puede parecer en cierta forma al acero. Las pruebas de compresión muestran que el hueso tiene gran reserva mecánica para soportar pesos y fuerza de impacto al saltar, a este respecto, hay que recordar que la concentración de los músculos causa la mayor parte de la componente de presión en los huesos.

2.1.1 Tipos de huesos

Los huesos en el sistema esquelético son estructuras complejas compuestas de dos tipos de hueso (Figura 2.1) que tienen un comportamiento y una función bien diferenciada, ellos son:

- El hueso esponjoso o trabecular
- El hueso compacto o cortical

Se han estudiado las propiedades mecánicas de estos dos tipos de huesos extensivamente y varios informes están disponibles en la literatura

(Buckwalter et. al. 1995, Pettermann et. al. 1997). La mayoría de los estudios están de acuerdo con que el hueso cortical y el hueso esponjoso contienen la misma composición de la matriz y estructura, pero el hueso cortical tiene una porosidad mucho menor (1:5) que el hueso trabecular. La porosidad se define como el volumen de vacío por unidad de volumen de hueso, y representa la parte proporcional del hueso ocupado por médula ósea o material no-mineralizado que se encarga de la irrigación del hueso. El hueso compacto tiene una porosidad de aproximadamente 5 a 30%, mientras que la porosidad del hueso trabecular es aproximadamente de 30 a 90%. La geometría y orientación de las trabéculas contribuyen en el comportamiento anisotrópico estructural que es evidente, tanto en el hueso trabecular como en el hueso compacto. El hueso trabecular se encuentra principalmente en los huesos planos y cortos o en la epífisis de los huesos largos (Figura 2.1). Los poros del hueso trabecular interconectados de forma irregular proporcionan una densidad aparente y unas propiedades mecánicas del hueso inconstantes. El módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura del hueso cortical pueden ser diez veces mayores que aquellos de un volumen similar de hueso trabecular. El hueso esponjoso tiene aproximadamente veinte veces más superficie por unidad de volumen que el cortical, por lo cual se cree que debido a esta diferencia, el hueso esponjoso presenta habitualmente una mayor actividad metabólica y una mayor velocidad de remodelación, respondiendo más rápidamente a las cargas mecánicas que el hueso cortical. La característica porosa del hueso esponjoso tiene una función importante en la absorción de fuerzas en las articulaciones, en el reemplazo de la epífisis y del cartílago que la recubre por una prótesis, la cual, unida al hueso por medio de un cemento de polimetilmetacrilato, elimina la propiedad de absorción de impactos, ello aumenta drásticamente las fuerzas transmitidas por la articulación.

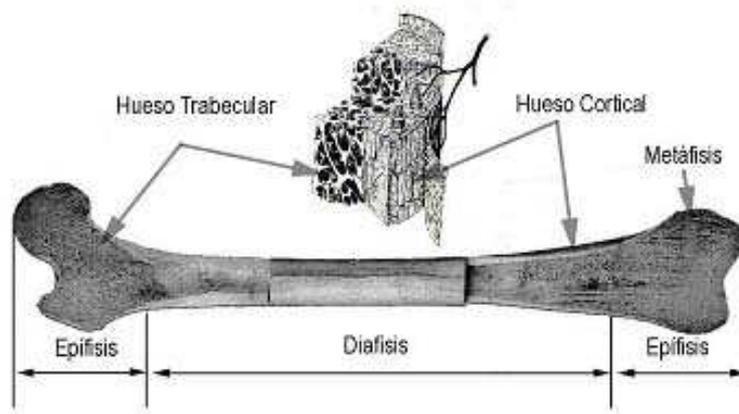


Figura 2.1 Hueso esponjoso y hueso cortical en un hueso largo

El hueso puede ser clasificado según su geometría en tres grupos principales: huesos cortos, llanos y largos o tubulares. Los huesos cortos, como tarsianos, carpapianos y cuerpos vertebrales, miden aproximadamente lo mismo en todas las direcciones y son de forma trapezoidal, cuboidal, cuneiforme o irregular. Los huesos "planos" tienen una dimensión que es mucho menor que las otras dos, entre ellos están la escápula y las crestas del ilión. Los huesos "largos" tienen una dimensión que es mucho mayor que las otras dos, como por ejemplo el fémur, la tibia, el húmero, los metacarpianos, los metatarsianos y las falanges. Los huesos largos se describen basándose en su composición como muestra la figura 2.1. Estos tienen una zona tubular formada mayormente por hueso cortical denominada eje del hueso o diáfisis. En los extremos del hueso, la diáfisis se transforma en una zona más amplia compuesta por hueso trabecular denominada epífisis que se articula con otros huesos y está protegida por una capa de cartílago de hialino llamado cartílago articular. La diáfisis es una estructura

que rodea la cavidad medular. En el canal medular se encuentra alojada la médula ósea que tiene como función la irrigación a las células óseas, por lo que cualquier problema que presente la médula afecta las funciones del hueso. Entre la epífisis y la diáfisis hay una zona creciente durante el desarrollo que se llama la metáfisis. El grueso hueso cortical en la diáfisis proporciona resistencia a la torsión y a la flexión. En la epífisis, el apoyo de la delgada capa cortical que cubre al hueso trabecular distribuye cargas mecánicas de las superficies articulares al árbol del hueso y permite mayor deformación, ayudando a absorber las cargas de impacto aplicadas en las articulaciones sinoviales (Figura 2.2). Los huesos se encuentran recubiertos por una membrana que ayuda a su crecimiento, el periostio y el endostio; externa e internamente, respectivamente; este último separa el hueso de la médula.

2.1.2 Función de los huesos

Los huesos realizan varias funciones mecánicas (Nigg y Herzog, 1994), entre las más importantes están:

- Proporcionar apoyo al cuerpo para soportar fuerzas externas (ejemplo: gravedad)
- Actuar como un sistema de la palanca para transferir fuerzas (ejemplo: las fuerzas musculares)
- Proporcionar protección para los órganos interiores vitales (ejemplo: cerebro, pulmones etc.)
- Funciones fisiológicas como tomar parte en el proceso de circulación sanguínea (hematopoyesis)
- Almacenar calcio, fósforo e iones que utilizan los músculos para su funcionamiento (homeostasis mineral)

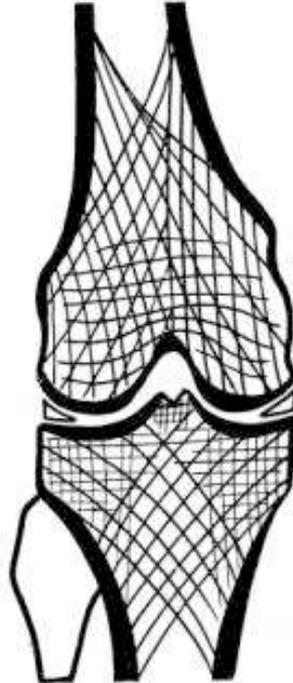


Figura 2.2 Líneas de fuerza en los huesos de la articulación de la rodilla

En regiones articulares, el interior del hueso está ocupado por hueso esponjoso que, en conjunto, proporcionan un poderoso soporte a las delgadas cáscaras de hueso compacto que lo rodean; esta forma de constitución es generalizada en todo el esqueleto humano, se modifica cuando las fuerzas internas generadas por la flexión, tracción y torsión exigen agregaciones mayores de hueso compacto.

Las fuerzas mecánicas influyen directamente en la forma y crecimiento de los huesos, y se puede suponer que en los continuos cambios durante el proceso, se llega a la solución biológica más apta a las exigencias mecánicas.

Las secciones transversales del hueso esponjoso muestran un modelo muy parecido al entrecruzamiento de los sistemas de vigas; se observan crestas y rugosidades, debidas a cargas localizadas aplicadas al hueso.

Como se ha observado, la forma del hueso y la distribución de tejido compacto y esponjoso no es caprichosa, sino que obedece a diversos factores, especialmente, el debido a las cargas. Es importante entonces, conocer las sollicitaciones mecánicas para entender mejor el porqué de la forma del hueso y la distribución del tejido.

Está claro que es difícil proporcionar recursos matemáticos útiles y uniformes de las características físicas del hueso como material, porque las diferentes formas de esfuerzos, resistencia y elasticidad varían en diferentes regiones de un mismo hueso. Existe una complejidad estructural de un elemento esquelético completo, en el que aparecen variaciones notables de espesor, densidad y modelado, que aunado a una marcada variación del patrón trabecular, hace difícil proporcionar modelos matemáticos que simulen el comportamiento mecánico de los huesos.

2.2 Anatomía del hueso

Por su forma los huesos se clasifican en: huesos largos, cortos y planos. El estudio de las propiedades mecánicas se desarrolla para huesos largos, debido a la frecuencia de fracturas que ocurren y a su importancia. Estos poseen una porción central llamada diáfisis que generalmente es tubular de tejido compacto, rodeando el espacio medular. Los extremos generalmente abultados se denominan epífisis y en su mayoría son de tejido esponjoso. Todos los huesos están rodeados por una capa fina de tejido conectivo denso llamado periostio (Figura 2.3).

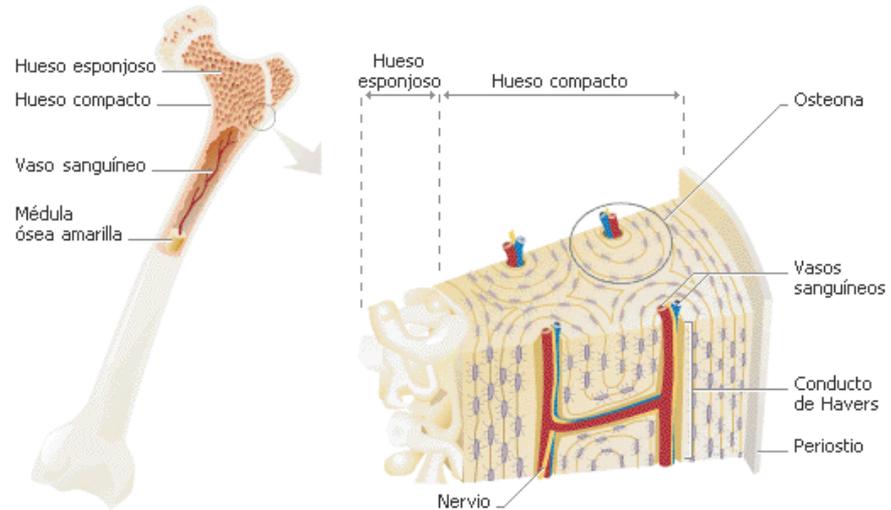


Figura 2.3 Anatomía del hueso

2.2.1 Anatomía del fémur

Hueso largo, par, dirigido oblicuamente de arriba hacia abajo y de fuera hacia adentro, incurvado en arco de concavidad posterior, ligeramente torcido alrededor de su eje. Consta de extremidad superior e inferior y de cuerpo. En el presente estudio es pertinente estudiar el cuerpo donde se abarca la diáfisis del fémur (Figura 2.4).

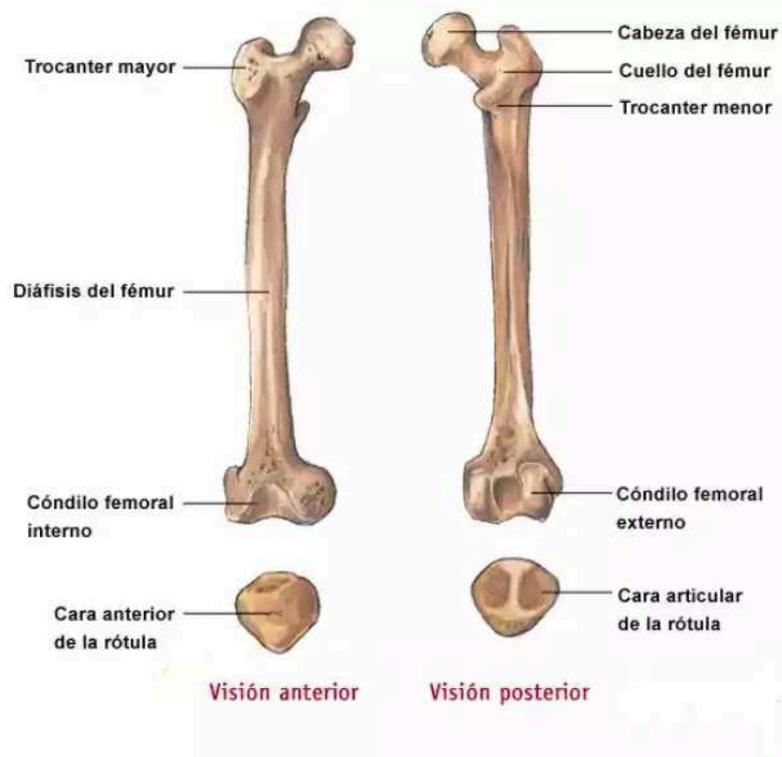


Figura 2.4 Caracterización del fémur

El fémur, considerando el esqueleto en posición vertical, se dirige oblicuamente de arriba hacia abajo y de afuera hacia adentro, de modo que los dos fémures están separados en el extremo superior o proximal y cercanos en el extremo inferior o distal. Para estudiar al fémur definimos diferentes ejes, caras y tercios.

Se denominará eje anatómico a la línea recta que se extiende desde el punto medio de la escotadura intercondílea hasta el borde superior del trocánter mayor. El eje mecánico se define como la vertical que pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral hasta la escotadura intercondílea.

Es de observar que el ángulo que forman éstos dos ejes es de 8 a 9 grados. (Figura 2.5)

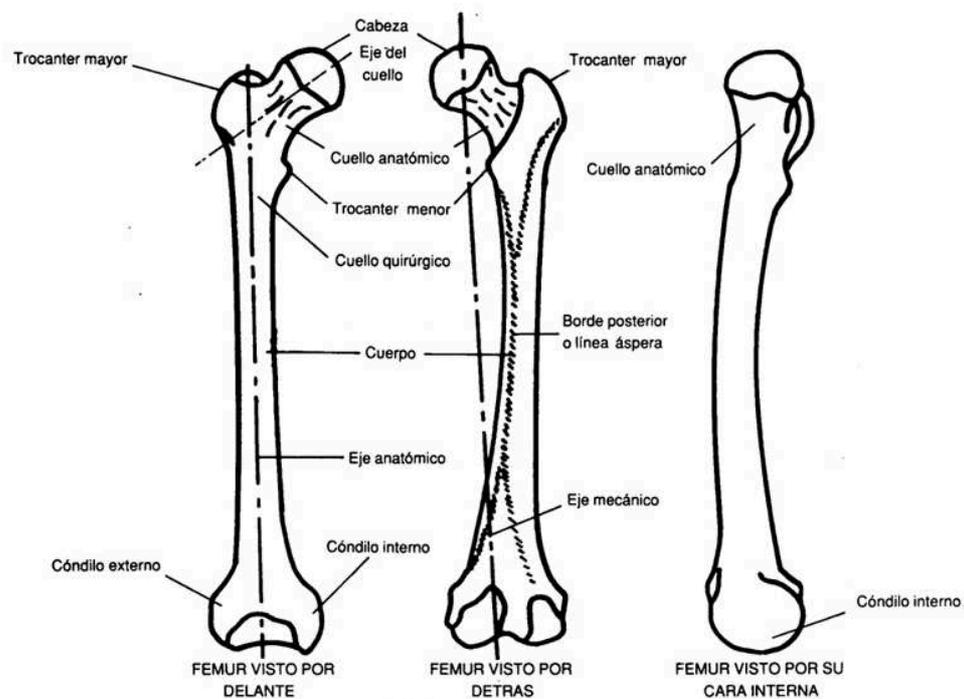


Figura 2.5 Anatomía del Fémur

2.2.2 Anatomía de la tibia

La tibia es un hueso largo, voluminoso, que ocupa la porción antero-interna de la pierna y recibe el peso del cuerpo desde el hueso fémur y lo transmite al pie por medio del hueso astrágalo. Presenta, como todo hueso largo, dos epífisis y una diáfisis. La epífisis superior participa sola en la articulación de la rodilla, mientras que la epífisis inferior comparte la articulación del tobillo con la epífisis inferior del hueso peroné (Figura 2.6).

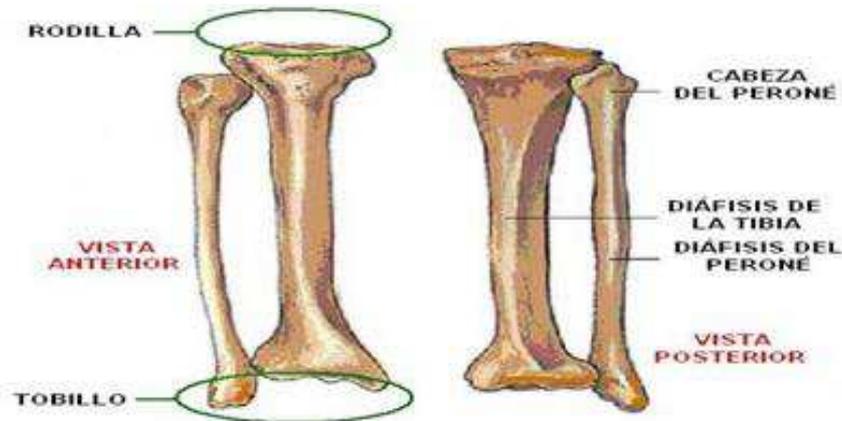


Figura 2.6 Caracterización de la tibia

La epífisis superior es voluminosa y maciza, algo proyectada hacia atrás. Tiene forma de pirámide triangular invertida, estando su vértice orientado hacia la diáfisis y su base es la cara superior, llamada meseta tibial, presenta dos superficies articulares horizontales, ligeramente excavadas, que reciben a los cóndilos femorales, son las cavidades glenoidales medial y lateral. La medial es más larga y excavada, la lateral es más extendida en sentido transversal. Cada una de ellas presenta un borde periférico semicircular, los cuales en la parte central de la meseta, se elevan para formar los respectivos tubérculos medial y lateral. En conjunto, ambos tubérculos, forman la espina de la tibia, por delante y por detrás de la cual se encuentran las superficies preespinal y retroespinal, respectivamente (ambas comprendidas entre las dos cavidades glenoidales). Las cavidades glenoidales están soportadas por las tuberosidades tibiales media y lateral, que se perciben como salientes en la parte lateral de la epífisis superior. La tuberosidad lateral presenta postero-lateralmente una cara articular, redondeada u oval, es la cara articular para el peroné.

En la parte anterior se observa una importante prominencia denominada tuberosidad tibial anterior, lateralmente a la cual se encuentra una pequeña protuberancia, el tubérculo de Gerdy donde se inserta la fascia lata. Entre las tuberosidades tibiales anterior y medial hay una zona triangular plana de textura rugosa, denominada pata de gansa, donde se insertan los músculos sartorio, recto interno y semitendinoso. (Figura 2.7)

La diáfisis o cuerpo es de sección transversal triangular, su cara anteromedial es subcutánea, superficial. Su cara lateral es cóncava en su parte superior para hacerse convexa en la inferior, en tanto que la cara posterior está atravesada por una saliente filosa que transcurre de arriba hacia abajo y de lateral a medial, es la línea para el sóleo, que da inserción al músculo del mismo nombre. El borde anterior tiene forma de ese "s", está muy expuesto a traumatismos debido a su ubicación anterior superficial y subcutánea. El borde medial es poco marcado arriba y más saliente abajo. El borde lateral, llamado borde interóseo, da inserción a la membrana interósea. Dicho borde se bifurca en la parte más inferior para circunscribir, ya en la epífisis inferior, a la cara articular para el peroné.

La epífisis inferior es notablemente más pequeña que la superior. Participa en dos articulaciones: la tibiotarsiana y la tibioperonea inferior. Tiene forma de pirámide cuadrangular en la que se describen su cara inferior o base, y sus cuatro caras laterales. Su cara inferior se articula con la tróclea del astrágalo por una superficie cuadrilátera, lisa y uniforme, cóncava de adelante hacia atrás y algo más ancha lateral que medial. Una cresta anteroposterior la divide en dos vertientes que apoyan en la tróclea astragalina, la cresta se corresponde con la garganta de la tróclea. La cara anterior es convexa y lisa, sin relieves óseos. La cara posterior está marcada por canales oblicuos orientados medialmente para el paso de los tendones de los músculos flexores plantares del pie y de los dedos. La cara lateral, orientada

algo hacia atrás, presenta la superficie articular para la extremidad inferior del peroné. La cara medial está prolongada hacia abajo por el maléolo medial, cuya cara medial, convexa y lisa es subcutánea. La cara lateral del maléolo es plana y es la continuación de la cara inferior de la epífisis inferior de la tibia y se articula con la cara medial del astrágalo. Su borde posterior presenta el canal maleolar de la tibia para los músculos tibial posterior y flexor largo común de los dedos.

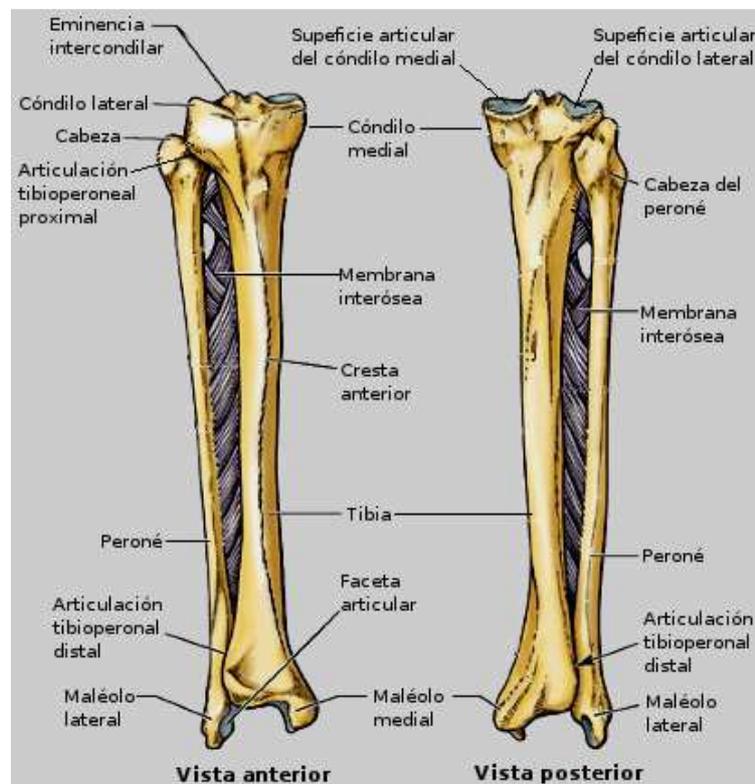


Figura 2.7 Anatomía de la tibia

2.3 El hueso y sus propiedades mecánicas

El estudio de las propiedades mecánicas del hueso permite predecir las fuerzas que el hueso es capaz de resistir, y las posibles consecuencias

de las enfermedades, así como entender el efecto de envejecimiento y otras características. Currey (1970) afirma que el hueso es casi dos veces más resistente a compresión de lo que lo es a tensión. La resistencia máxima a tensión se ha considerado como la propiedad mecánica más importante de esta estructura. Por consiguiente, la mayoría de las pruebas hechas para estudiar las propiedades mecánicas de los huesos han sido a tensión con probetas orientadas a lo largo del eje axial de los huesos.

Una gran cantidad de investigadores han hecho trabajos experimentales para determinar los valores de estas constantes, entre ellos se puede nombrar a Ashman et. al. (1984) quien utilizó una técnica de ondas acústicas para encontrar el promedio del módulo de Young en dirección transversal (13.4 GPa) y en dirección longitudinal (20.0 GPa); Zysset et. al. (1999) que llevó a cabo un estudio mecánico para medir el módulo de Young del hueso trabecular y del hueso cortical, ellos encontraron que el módulo de Young en la dirección longitudinal es aproximadamente 40% mayor que el de la dirección transversal. También notaron que el módulo de Young del hueso trabecular era algo mayor que el del hueso cortical transversal y sustancialmente menor que el del hueso cortical en dirección longitudinal. Ellos estimaron el coeficiente de Poisson entre 0.2 y 0.4, obteniendo que la variación en este rango no producía mayor variación en los resultados. Algunos investigadores han publicado las propiedades del hueso en todas las direcciones, entre los más destacados están Reilly y Burstein (1975), Yoon y Katz (1976) quienes consideraron el hueso transversalmente isotrópico; Knets et. al. (1981) y Ashman et. al. (1984) quienes consideraron el material como ortotrópico. En la Tabla 1 se muestran los resultados de estas investigaciones. Mientras que en la Tabla 2 se encuentran los valores de los últimos esfuerzos anisotrópicos y asimétricos del hueso cortical de un fémur humano.

	σ_u (Tracción) [Mpa]	σ_c (Compresión) [Mpa]	Cortante [Mpa]
Longitudinal	150	172	64
Transversal	49	133	

Tabla 2.1 Últimos esfuerzos anisotrópicos y asimétricos del hueso cortical de un fémur humano

Referencia	Reilly y Burstein (1975)	Yoon y Katz (1976)	Knets (1978)	Ashman et al (1984)
Tipo de hueso	Fémur	Fémur	Tibia	Fémur
Método de medición	Pruebas mecánicas	Ultrasonido	Pruebas mecánicas	Ultrasonido
Simetría	Transversalmente Isotrópico	Transversalment e Isotrópico	Ortotrópico	Ortotrópico
E1 (GPa)	11.5	18.80	6.91	12.00
E2 (GPa)	11.5	18.80	8.51	13.40
E3 (GPa)	17.0	27.40	18.4	20.00
G12 (GPa)	3.6	7.17	2.41	4.53
G13 (GPa)	3.28	8.71	3.56	5.61
G23 (GPa)	3.28	8.71	4.91	6.23
v12	0.58	0.312	0.488	0.376
v13	0.31	0.193	0.119	0.222
v23	0.31	0.193	0.142	0.235
v21	0.58	0.312	0.622	0.422
v31	0.46	0.281	0.315	0.371
v32	0.46	0.281	0.307	0.350

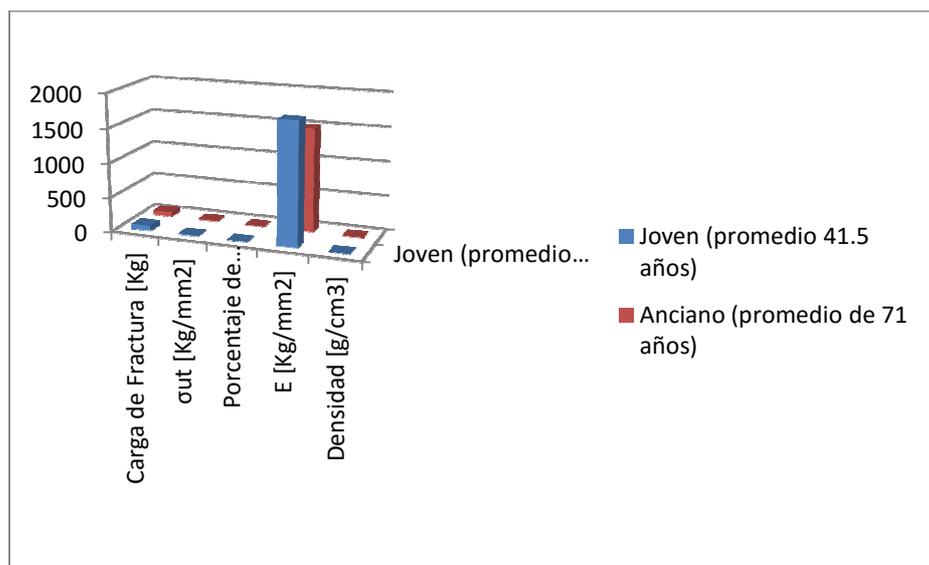
Tabla 2.2 Propiedades mecánicas del hueso humano. La dirección 3 coincide con la dirección longitudinal del hueso. (Comín et. al 1999)

La edad es un factor importante que influye en la variación de las propiedades mecánicas del hueso cortical, donde alcanzan sus valores máximos en la tercera y cuarta década de la vida y posteriormente disminuyen progresivamente al ir envejeciendo la persona. Por ejemplo, el esfuerzo último a la tracción decae en un 10% por década a partir de un valor máximo alcanzado en la juventud, la energía absorbida hasta la fractura (área bajo la curva esfuerzo deformación) decae igualmente con la edad (Burnstein. Reilly. 1976).

El debilitamiento de los huesos por el paso de los años se evidencia en la tabla 2.3, donde se comparan los valores de esfuerzo máximo a tensión y densidad, entre otros valores relevantes, entre un hueso joven y un hueso anciano. Esta tabla es extraída del estudio realizado por F. Gaynor Evans, en el cual analiza 207 especímenes de hueso cortical tomados de fémures y tibias de 17 hombres de edades comprendidas entre 36 y 75 años, a los cuales se les determinaron ciertas propiedades mecánicas (último esfuerzo de tensión, módulo de elasticidad), densidad y microestructura. La conclusión de este estudio demostró que los huesos de adultos mayores y jóvenes no solo difieren en sus esfuerzos de tensión y densidad, sino también en la microestructura cercana a las zonas de fracturas. El hueso, a medida que se hace más viejo, además de disminuir sus esfuerzos de tensión y su densidad, aumenta su porosidad fragilizándolo y aumentando así las posibilidades de una fractura.

	Carga de Fractura [Kg]	Último esfuerzo a la tensión [Kg/mm ²]	Porcentaje de elongación	Módulo de elasticidad [Kg/mm ²]	Densidad [g/cm ³]
Joven (promedio 41.5 años)	73,03	10,27	1,73	1766	1,93
Anciano (promedio de 71 años)	61,87	7,73	1,27	1500	1,8

Tabla 2.3 Valores promedio de las propiedades mecánicas y densidad del hueso cortical para hombres jóvenes y ancianos



Gráfica de la tabla 2.3

2.4 Generalidades de las fracturas

Las fracturas son una discontinuidad en los huesos, a consecuencia de los golpes, fuerzas o tracciones, cuyas intensidades superan la elasticidad del hueso. En una persona sana siempre son provocadas por algún tipo de

traumatismo, pero existen otras fracturas denominadas patológicas que se presentan en personas con alguna enfermedad de base sin que se produzca un traumatismo fuerte. Es el caso de algunas enfermedades orgánicas y del debilitamiento óseo propio de la vejez.

Si se aplica más presión sobre un hueso de la que puede soportar, éste se parte o se rompe. Una ruptura de cualquier tamaño se denomina fractura y si el hueso fracturado rompe la piel se denomina fractura abierta (fractura compuesta).

La fractura por estrés o sobrecarga es una fractura delgada en el hueso que se desarrolla por la aplicación prolongada o repetitiva de fuerza sobre el mismo.

Las causas más comunes son por caídas desde una altura, accidentes automovilísticos, golpe directo, maltrato al menor, fuerzas repetitivas.

2.4.1 Tipos de Fracturas

2.4.1.1 Según la causa

- Por traumatismo directo, en la cual se sostiene que la energía transmitida por un impacto se transmite a través de los tejidos blandos como los músculos y la piel hasta llegar al hueso, por ejemplo: caídas y golpes con objetos contundentes.
- Por traumatismo indirecto, sucede cuando la fractura no se localiza sobre el punto de aplicación de la fuerza, por ejemplo; en el deporte de las "Vencidas" o "Pulseadas") (Arm Wrestling), las lesiones por fractura más frecuentes

ocurren en el húmero aunque la fuerza sea aplicada directamente sobre la mano en el extremo del miembro (Figura 2.8).

2.4.1.2 Por causas ajenas a fuerzas externas elevadas

Es de notar que existen factores que hacen de una fractura un fenómeno de altas probabilidades, por ejemplo, en el caso de las personas con osteoporosis o metástasis propagada al hueso se puede notar que la resistencia máxima de éste se ve afectada.

En caso de que una fractura ocurra en estas circunstancias se le puede considerar una fractura por causas patológicas. Otro caso mencionable son las fracturas periprostéticas, éstas suceden en un punto débil al extremo de un implante prostético.



Figura 2.8 Fractura Indirecta por el deporte "vencidas"

2.4.1.3 Según el daño causado a nivel cutáneo

En la medicina ortopédica, las fracturas pueden estar clasificadas en fracturas simples y compuestas. La primera abarca aquellas en las cuales la piel circundante al hueso fracturado está intacta. Las fracturas compuestas refieren heridas causadas por el hueso cuando este se proyecta a través de la piel quedando expuesto al medio ambiente.

2.4.1.4 Según el daño causado al hueso

Ver Figura 2.9

- Fractura completa: Fractura en la cual fragmentos del hueso se separan completamente. Ver Figura 2.9.
- Fractura incompleta: Fractura en la cual los huesos están parcialmente unidos, en estos casos existe una grieta en el mismo que no atraviesa completamente el área transversal.
- Fractura transversal: Es una fractura donde existe desplazamiento perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- Fractura oblicua: ésta fractura se identifica por su diagonalidad en Angulo agudo con respecto al eje longitudinal del hueso.
- Fractura en espiral: se producen alrededor del eje del hueso y en general, se ven afectados con ellas, los nervios, vasos sanguíneos e incluso la piel. Este tipo es muy frecuente en rupturas por torsión. Cuando se realiza una fuerza que el hueso no puede soportar, en la que su elasticidad se ve superada, entonces se produce una

fractura y en el caso de una de tipo espiral, el hueso se torna más débil al ser torcido.

- Fractura conminuta: Ésta, de naturaleza más complicada en cuanto al tratamiento, sucede cuando el hueso se rompe en varios fragmentos.
- Fractura Impactada: Causada cuando los fragmentos de hueso se encuentran enfrentados contra sí mismos, formando una pequeña forma de cuña.

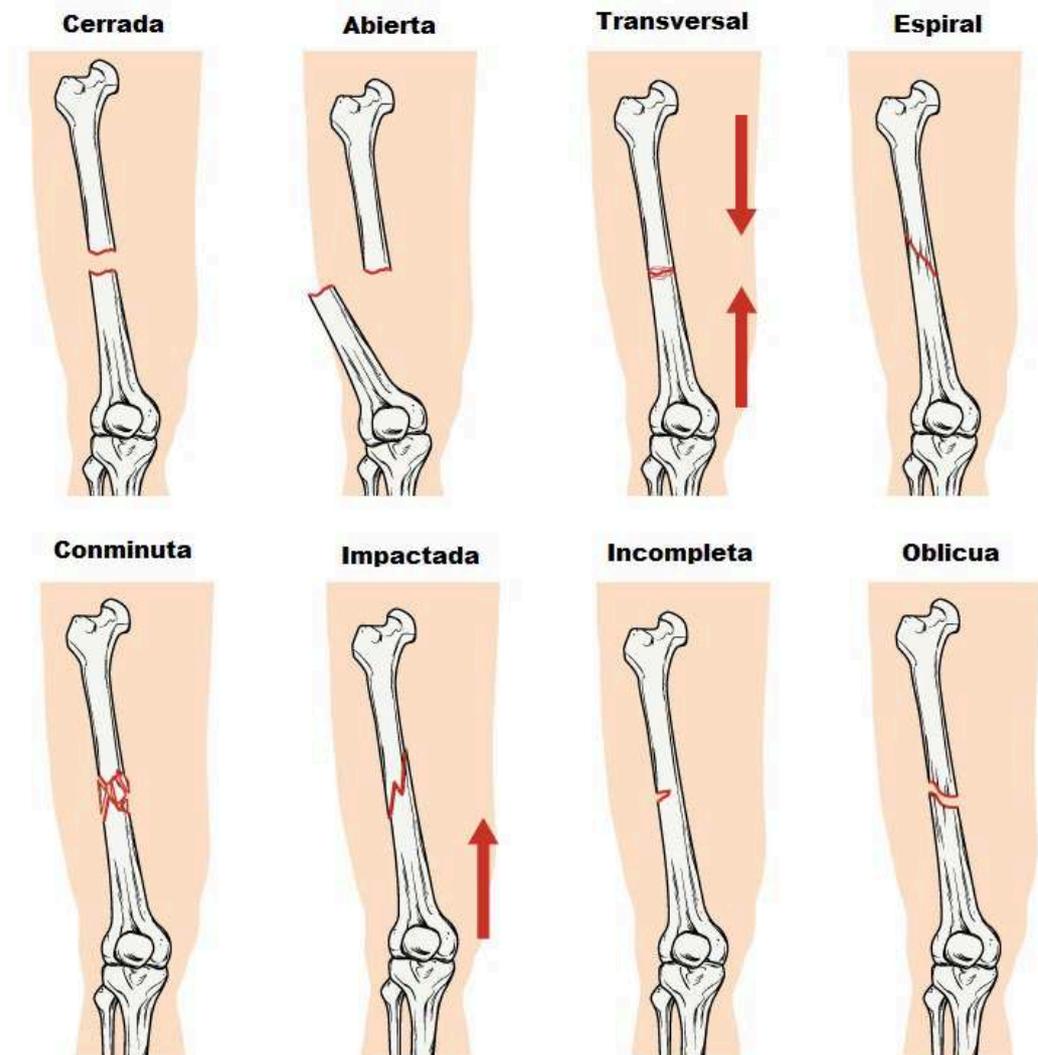


Figura 2.9 Tipos de fracturas

2.5 Tratamientos de fracturas

Varias complicaciones pueden ocurrir con fracturas en función del hueso, la gravedad de la ruptura y edad de la persona. Los niños son susceptibles a formas adicionales de fractura, pero sus huesos tienden a sanar más rápido en comparación a fracturas en edad adulta.

La infección es una amenaza para cualquier fractura abierta, ya que la lesión en la piel puede permitir que gérmenes entren, las costillas rotas potencialmente pueden perforar órganos internos y el proceso de curación en sí, puede dañar inadvertidamente a otros órganos o tejidos. En el síndrome de compartimento, se hincha el músculo lesionado de una fractura con tanta fuerza que el oxígeno no puede entrar en el tejido de alta presión. Sin suficiente oxígeno, el tejido muscular puede continuar hinchándose hasta que las lesiones y la muerte del músculo sobrevienen. La embolia pulmonar se produce cuando se rompe la coagulación de la sangre de una fractura pierden y se bloquea una arteria pulmonar. Esta condición es especialmente común con fracturas de cadera y pelvis, lo que representa un estimado de un tercio de las muertes por fractura de cadera según los Manuales Merck (Medical Library Online Home Edition).

Con todas estas posibilidades en mente, un médico se acerca a una presunta fractura siguiendo varios pasos para asegurar que el hueso sane correctamente.

2.5.1 Diagnóstico

El primer paso implica determinar si se ha producido una fractura y, si es así, la gravedad de la lesión. Los siguientes pasos del tratamiento dependen del médico, de saber exactamente lo que él o ella está tratando. Generalmente, los médicos logran esto al examinar al paciente e inspeccionar la radiografía de la zona dañada.

2.5.2 Inmovilización

Así como el cuerpo hace su parte para alinear los huesos rotos que limitan la movilidad, el médico debe asegurarse de esta alineación. Él o ella inmovilizan aún más el área afectada con una férula, un yeso, férula o

cabestrillo. Debido a una fractura puede requerir un mayor alineamiento, un paciente podría necesitar algo de anestesia local para la anestesia espinal para aliviar temporalmente el dolor.

2.5.3 Tracción

Simple inmovilización no siempre es suficiente para asegurar la consolidación ósea adecuada. En el caso de fracturas más complejas, un sistema de pesos, cuerdas y poleas tira constantemente en los miembros fracturados para mantener la alineación .

2.5.4 Cirugía

La mayoría de las fracturas se pueden tratar sin cirugía. Sin embargo, algunas lesiones requieren la intervención de los médicos para tratar agresivamente el hueso dañado. A veces, los médicos realizan una cirugía para remover materiales extraños o fragmentos óseos.

La mejor manera de estabilizar ciertas fracturas es entrar y alinear los huesos con varillas de metal, tornillos y pernos implantados en conjunto con placas LCP, ya que algunas de estas permiten tanto la fijación como la compresión de los fragmentos del hueso roto. Algunas fracturas, tales como las de la cadera y las articulaciones, requieren reemplazos artificiales.

2.5.5 Rehabilitación

La misma inmovilización que mantiene la tensión en el hueso a curar, también deja los músculos circundantes con poco que hacer. Esto conduce a la pérdida de masa muscular, fuerza y flexibilidad. Regímenes especiales de ejercicios permiten a los individuos rehabilitar gradualmente

sus extremidades recientemente cicatrizadas sin correr el riesgo de volver a lesionarlas.

2.5 Osteosíntesis

La osteosíntesis es un tratamiento quirúrgico de fracturas, en donde son reducidas y fijadas de forma estable, para lo que se utiliza la implantación de diferentes dispositivos tales como placas, clavos, tornillos, alambre, agujas y pines, entre otros. Inicialmente, estos implantes estaban fabricados de acero de grado médico, pero al ir evolucionando se han sumado otros materiales más biocompatibles, como aleaciones de titanio y polímeros bioabsorbibles, como lo es el polímero de ácido poliláctico.

Considera, además de la reducción y fijación estable de la fractura, las variables biomecánicas y la importancia fisiológica de los tejidos blandos (aquellos no óseos que se relacionan con el esqueleto). Para ello se han desarrollado técnicas de osteosíntesis mínimamente invasivas, permitiendo una recuperación precoz de los pacientes.

Estos procedimientos son realizados por ortopedistas, cirujanos plásticos y maxilofaciales y neurocirujanos.

2.5.1 Historia

La osteosíntesis comenzó a ser utilizada por Albin Lambotte, en Bélgica, a finales del siglo XIX. Este pionero de la ortopedia fue el primero en acuñar el término "osteosíntesis" en su libro *L'intervention opératoire dans les fractures recentes et anciennes*, donde, además de describir con detalle sus intervenciones quirúrgicas, aseveró que la osteosíntesis era vital para estabilizar con precisión la fractura y tener una mejor evolución en su

tratamiento. Sin embargo, destacaba que tenía dos limitaciones importantes: la carencia de un instrumental quirúrgico apropiado de colocación y un alto riesgo de infección.

En 1939, el alemán Gerard Küntscher, luego de señalar los problemas que traía aparejados la inmovilización prolongada, a los que denominó "enfermedad de la fractura", utilizó por primera vez, en el Hospital Universitario de Kiel, un enclavijado endomedular de técnica simple, que permitía una rápida rehabilitación y ofrecía una solución práctica y popular, empleada con éxito durante la Segunda Guerra Mundial. Los primeros sistemas de fijación endomedular hasta esa fecha habían fracasado por corrosión, infección o fatiga. Ya a principios de ese siglo, Hey Grooves, Rush y Smith Petersen habían trabajado al respecto.

En las décadas de los sesenta y los ochenta, los clavos endomedulares cayeron otra vez en desuso debido a la llegada de la escuela de la AO y los fijadores externos. Pero con la mejoría de sus diseños (fresado, acerrojado) y los adelantos en la radioscopia intraoperatoria volvieron a tener nuevamente gran aceptación.

En 1949, Robert Danis, conocido como el padre de la osteosíntesis moderna, fue el primero en proponer la compresión de la fractura mediante placas con tornillos, formación del callo primario y rehabilitación funcional temprana, basado en ideas planteadas por Lambotte, Championnière, Lane y Sherman.

En 1952, Gavril Ilizarov comenzó sus estudios en el tratamiento de las fracturas y la distracción osteogénica con el uso del fijador externo circular. Mientras tanto, las observaciones de Danis llamaron la atención del cirujano suizo Maurice E. Müller quien, junto con un grupo de ortopedistas y cirujanos

generales (Robert Schneider, Hans Villenegger y Martin Allgöwer), fundó en 1958 la AO, *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*, llamada más tarde, en los países de habla inglesa, *Association for the Study of Internal Fixation* (ASIF).

Son esenciales para el éxito de la osteosíntesis, según los principios de la escuela de la AO (anatomía, biomecánica, biología y estabilidad):

- Reducción anatómica de los fragmentos, sobre todo en las fracturas articulares.
- Osteosíntesis estable efectuada con conocimiento de las condiciones biomecánicas locales.
- Preservación de la vascularización de los fragmentos óseos y tejidos blandos mediante una técnica quirúrgica.
- Movilización temprana, activa e indolora de los músculos y articulaciones adyacentes para prevenir la aparición de complicaciones propias de las fracturas.

El elemento de osteosíntesis por excelencia de la AO fue, y lo sigue siendo, la placa con tornillos. Se comenzó con la elaboración de placas de diferentes grosores, longitudes (0.5 a 0.75 metros) y formas (pequeños fragmentos, compresión, neutralización, en puente o soporte). Con el tiempo, aparecieron nuevos modelos (placas de bajo contacto y bloqueadas) que preservan la circulación perióstica para evitar la osteopenia por debajo del implante (*stress shielding*), causada por un defecto en la transmisión de las fuerzas.

Otros sistemas de osteosíntesis creados por la AO fueron los tornillos (de tracción, de corticales, de esponjosa) y los tutores externos. Queda para

el futuro seguir con las investigaciones sobre nuevos diseños, aleaciones y estudios de la interfaz entre el hueso y el implante para evitar las altas tensiones y distribuir las fuerzas transmitidas al hueso en forma compartida.

2.5.2 Elementos de osteosíntesis

2.5.2.1 Tornillos

Los tornillos son los elementos más eficaces para la fijación de una fractura mediante compresión ínterfragmentaria o para fijar al hueso implantes en función de férula, como una placa, clavo o fijador.

La fuerza axial producida con un tornillo es la resultante de la rotación del tornillo en el sentido de las agujas del reloj, de forma que las superficies inclinadas de sus pasos de rosca se deslicen a lo largo de una superficie de hueso con la que se correspondan. La inclinación de la hélice de la rosca debe ser lo bastante pequeña como para que proporcione autobloqueo del tornillo, y prevenga que se afloje o se suelte. Por otra parte, debe ser lo bastante grande como para permitir la inserción completa con un número aceptablemente bajo de vueltas, de manera que provoque una sensación familiar en las manos del cirujano.

Hay dos componentes de fuerza activos, uno a lo largo de la circunferencia de la rosca y otro a lo largo del eje del tornillo. El primero procede de la torsión, mientras que el segundo produce tracción axial (Figura 2.10). De la torsión aplicada durante el apretado, solo alrededor del 40% se transforma en fuerza axial; el 50% se utiliza para vencer la fricción en la interfaz de la cabeza del tornillo y alrededor del 10% para vencer la fricción de la rosca.

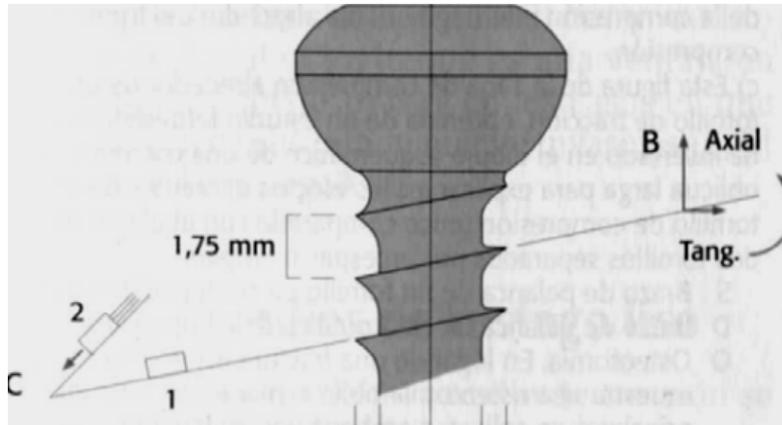


Figura 2.10 Componentes de fuerza para tornillos de fijación en fracturas

La compresión que se aplica con un solo tornillo afecta a una zona relativamente pequeña del hueso que lo rodea. Por tanto, un tornillo único que comprima una fractura oblicua no contrarresta de forma efectiva la rotación de los fragmentos óseos alrededor del eje mismo.

2.5.2.1.1 Tornillos corticales

Están diseñados para introducirse en la cortical del hueso que presenta una estructura relativamente rígida y dura. Son de rosca completa y tienen un paso de rosca estrecho, es decir, existe poca distancia entre las espiras de la rosca. La superficie inferior de la cabeza del tornillo es esférica permitiendo un ajuste congruente aunque el tornillo se coloque inclinado en el agujero de una placa. La rosca es asimétrica, las mediciones y angulación se han diseñado para permitir una buena relación entre las fuerzas axiales y las torsionales, dimensiones que originan una inclinación de la rosca de acción autobloqueante. Figura 2.11



Figura 2.11 Tornillos corticales

Previo a su introducción, es necesario perforar el camino del tornillo con una broca algo mayor que el diámetro menor del tornillo. Posteriormente, se debe terrajar el camino perforado con un macho de terraja de calibre similar al del diámetro mayor para labrar una espira negativa, la cual el tornillo seguirá cuando se introduzca sin provocar microfracturas en el hueso a su paso.

Los tornillos corticales simples o bloqueados están disponibles en diámetros de 2mm, 2.5mm, 3.0mm, 3.5mm, 4.0mm, 4.5mm y 6.5mm, con largos que van desde los 10mm hasta los 120mm.

2.5.2.1.2 Tornillos esponjosos

Diseñados para la fijación en hueso esponjoso metafisario y epifisario con gran porosidad. Este tipo de tornillo posee una gran diferencia entre el diámetro mayor de la rosca y el diámetro menor del alma, es decir tiene una rosca más ancha, así como un paso de rosca más

ancho que los de cortical. No se debe sobrepasar la cortical distal, pues en este tipo de hueso, al ser menos gruesa y compacta no aportará estabilidad alguna. Los de esponjosa se encuentran en diámetros de 4.5mm y 6.5mm desde los 10mm hasta los 120mm. Figura 2.12



Figura 2.12 Tornillos esponjosos

2.5.2.1.3 Tornillos de compresión

Disponen de una rosca en la cabeza y otra en la punta. Son diseñados para el tratamiento quirúrgico de Osteotomía de Scarf, osteotomía de Chevron, artrodesis de la articulación metatarsfalángica, fractura de escafoides. La rosca en la cabeza del tornillo posee un diámetro mayor y un paso más pequeño que la de la ubicada en la punta del tornillo. De ahí que, al introducirse la rosca proximal en el hueso, se produzca un acercamiento del fragmento distante, es decir, que se obtiene una compresión. De esta forma, el resultado es una fijación interna estable del fragmento dada por la compresión.

Al realizar un agujero de mayor tamaño que el diámetro exterior de la rosca del tornillo en la cortical próxima se permite que el tornillo se deslice en el interior del hueso. Cuando se utiliza esta técnica para un tornillo colocado inclinado, cuya cabeza se apoya en una superficie paralela al eje longitudinal del hueso, entonces uno de los componentes de la fuerza axial del tornillo, actúa a lo largo del eje longitudinal del hueso. Esto tiende a llevar la cabeza del tornillo hacia el foco de la fractura. La rosca del tornillo puede entonces engranarse en el agujero de deslizamiento y perderse cierto grado de compresión.

2.5.2.1.4 Tornillos canulados

Tienen un orificio central que les permite ser guiados por una aguja (Figura 2.13), aumentando la precisión para la localización de los tornillos. Estos tienen un grosor algo mayor que los de esponjosa, ya que, tras la calidad del hueso, el diámetro del tornillo es el factor que más condiciona la capacidad de fijación del tornillo. Se ha demostrado la misma resistencia a la tracción para los tornillos de esponjosa en 6,5 mm que para los canulados de 7 mm.



Figura 2.13 Tornillo canulado

2.5.2.1.5 Placas

La fractura una vez fijada con tornillos de compresión, consigue una estabilidad absoluta del foco, pero esta fijación resiste solo mínimas sobrecargas. El empleo de placas que punteen el foco de fractura reducirá la carga que soporta esta zona ósea (Ver Figura 2.14). El diseño de las placas ha evolucionado con el tiempo, variando sus características biomecánicas. Es decir, hay diversos tipos de placas según el diseño. En principio, se conoce dos tipos de osteosíntesis realizados con placas:

- Osteosíntesis rígida: Se aplica cuando se tratan fracturas de articulación, fracturas simples de la parte media del hueso (cuando no es posible proceder a un enclavado), así como en el caso de osteotomías. Además, de las posibilidades anatómicas de reducción, el hueso contribuye aquí, por sí mismo, a la estabilidad de la osteosíntesis, lo que permite una sollicitación más rápida y menos dolorosa de la extremidad. Las ventajas de un tratamiento estable de la fractura son observadas también donde la circulación sanguínea del hueso es muy reducida por el traumatismo. Cuando se tratan fracturas no consolidadas o en caso de infección, la fractura debe tratarse de manera estable con el fin de permitir una curación del hueso y de no irritar todavía más la infección por la inestabilidad existente en el intersticio de la fractura.
- Osteosíntesis biológica: Ofrece ciertas ventajas observadas en el tratamiento de fracturas conminutas al nivel de la parte media de los huesos largos. En estas fracturas, el objetivo es preservar la longitud del hueso, así como mantener las extremidades del hueso (articulaciones) en una posición correcta, una respecto a la otra. La zona fracturada no es aquí

directamente fijada ni manipulada, con el fin de no perjudicar, de manera suplementaria, el riego de esta zona. Las placas de osteosíntesis funcionan de manera semejante a un clavo medular de enclavamiento que está únicamente anclado en las metáfisis. Si se observan ahora estos dos extremos de la osteosíntesis por placas, se percibe que son muy diferentes entre sí.

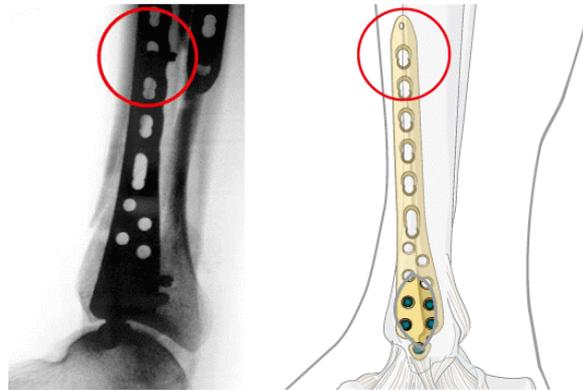


Figura 2.14 Ejemplo de placas como elementos de osteosíntesis

Todas las fracturas no siempre se pueden clasificar en uno u otro de los dos tipos de osteosíntesis anteriormente citados y, con frecuencia, el cirujano debe aplicar soluciones de compromiso, puesto que no dispone de ningún implante que le permita combinar estos dos métodos sin hacer concesiones. Así, una combinación sería, por ejemplo, conveniente cuando una fractura de articulación puede comprimirse por medio de tornillos de tensión pasados a través de la placa de osteosíntesis y que, por medio de un fijador interno, el conjunto de la parte que constituye la articulación está conectado a la diáfisis con la ayuda del tornillo de posición angular estable.

Un amplio campo de aplicación sería, por ejemplo, el caso de huesos afectados de osteosíntesis, donde es posible anclar, con la ayuda de tornillos axialmente estables y composiciones angulares estables, una placa de osteosíntesis en el fragmento metafisario, pudiendo así obtenerse un posicionamiento estable en la zona diafisaria, completada por un tornillo de tensión pasado a través de la placa al nivel de la fractura.

2.5.2.1.6 Clavos intramedulares

Su característica biomecánica es la permisividad de movimiento en el foco de fractura, permitiendo la formación de un callo periférico. En el terreno de las fracturas abiertas, sus ventajas se centrarían en la preservación de la circulación endostal y su colocación sin fresado (Figura 2.15). Sin embargo, su principal problema se presenta ante la estabilización axial de las fracturas, siendo habitualmente insuficiente y obligando a la utilización de yesos e inmovilizaciones prolongadas. Existen unas modalidades de estos clavos que son acerrojados que permiten una mayor estabilización de la fractura, tanto en el plano rotacional como en el plano axial, pero a pesar de ello el índice de pseudoartrosis con estos dispositivos es mayor que con otros enclavados.



Figura 2.15 Clavos intramedulares

La tensión a la que está sometido el clavo depende tanto de la fuerza axial como de la sección del mismo, siendo inversamente proporcional al cuadrado del diámetro. De igual modo, las tensiones en flexión son proporcionales a la relación entre el momento de flexión y el momento de inercia.

Hay diferentes opciones a la hora de colocar un clavo: fresado, no fresado, estático, bloqueado, dinámico. La elección del mismo dependerá tanto de la localización de la fractura como del tipo de fractura.

2.5.2.1.7 Clavos quirúrgicos

Son un tipo de dispositivos que se utilizan para reparar de forma quirúrgica un hueso fracturado. Puede utilizarse en algunos casos, una combinación de placas y clavos ortopédicos, así como también se pueden realizar injertos óseos con el fin de facilitar la cicatrización y acelerar

el proceso de curación. Se procede a la colocación de los clavos ortopédicos cuando el paciente se encuentra bajo anestesia, realizando una incisión quirúrgica sobre el hueso fracturado.

2.5.2.1.8 Grapas

Se utilizan para conectar entre sí, dos miembros de un tejido biológico orgánico. Consta de un cuerpo que comprende dos patillas separadas en forma de U, en el que cada patilla tiene un extremo distal que puede ser insertado en un orificio de un hueso. El tipo de fracturas para las cuales las grapas quirúrgicas están indicadas, según la clasificación anatómica, sería en diversos tipos de fijaciones.

2.5.2.1.9 Fijadores externos

Se utilizan en el método quirúrgico de osteosíntesis que se basa en el uso de un dispositivo situado fuera de la piel que estabiliza los fragmentos óseos por medio de agujas, tornillos o clavos conectados a una o más barras o tubos longitudinales (Figura 2.16). Son muy diversos los fijadores externos utilizados y según los planos que controlan pueden clasificarse en unilaterales, bilaterales o en cuadro, trilaterales y circulares.



Figura 2.16 Ejemplo de fijadores externos

Distintas articulaciones del fijador permiten la movilización de los fragmentos en distracción, compresión, angulación y rotación, consiguiendo una buena reducción de la fractura. Realmente, todos los fijadores externos, que se solidarizan con el hueso a distancia, actúan como osteosíntesis puente. Desde el punto de vista técnico, cuando se consigue un montaje con un buen contacto y compresión interfragmentaria, el hueso contribuye a la estabilidad y es posible utilizar sistemas de fijación externa simple, con cierta elasticidad para estimular la producción del callo de fractura, lo que permite mantener la función y, eventualmente, la carga precoz.

Otras veces, es imposible conseguir que haya contacto entre los fragmentos fracturarios. En estos casos, el fijador externo hace de puente, soportando todos los esfuerzos mecánicos que le son transmitidos desde los fragmentos a través de los anclajes de los tornillos o clavos, sobre los que fácilmente se producen fenómenos de osteólisis y aflojamiento. En estos casos, el sistema de fijación externa debe ser más rígido, aplicado en más de un plano y debe limitarse la fijación hasta bien avanzada la unión ósea.

El fijador externo permite una buena reducción e inmovilización de la fractura sin abordar el foco y permite la realización de intervenciones quirúrgicas diferidas complementarias sobre partes blandas y hueso sin que se alteren la reducción de las fracturas y su fijación. Esta es, probablemente su ventaja principal.

Siempre ha sido un método muy útil para el tratamiento de las fracturas abiertas, en las que la fijación interna es altamente peligrosa y se requieren de varios tiempos quirúrgicos reparadores a lo largo de su evolución. Actualmente, debido al gran desarrollo y fiabilidad que han

adquirido los fijadores externos, se han ampliado sus indicaciones a fracturas cerradas complejas, difíciles de estabilizar con fijación interna.

2.6 Placas de bloqueo

El cuerpo de las placas LCP (del inglés locking compression plate, placa de compresión de bloqueo) tiene agujeros combinados que pueden funcionar como agujero de compresión dinámica y también como agujero roscado de bloqueo. El agujero combinado aporta al cirujano, así, la flexibilidad que suponen la compresión axial y el bloqueo con estabilidad angular en todo el cuerpo de la placa LCP. Esto permite colocar tanto tornillos bloqueados (directamente a 90°), como tornillos no bloqueados (en cualquier dirección).

En lo que respecta a la ubicación de colocación de las placas, se ha mantenido constante con el paso del tiempo. En el caso del fémur se colocan en la parte externa, mientras que en la tibia se colocan del lado medial. Esto se debe a que hay un plano de distribución de ejes de cargas desde la cadera hasta el tobillo, donde las cargas en el fémur pasan más por el cortical externo y en la tibia por la cortical medial. En cirugías reconstructivas de tibia, muchas veces la zona medial, por partes blandas en malas condiciones, no soporta la placa, por lo que es válido colocarla en la parte externa como en el caso del fémur.

Con respecto a los materiales, se han utilizado titanio y acero de diferentes aleaciones y porcentajes (cromo, vanadio, etc.), ya que el cuerpo reacciona menos a estos elementos. En la actualidad, se utiliza el AISI 316L porque es el más inerte para ser introducido en el cuerpo humano. Para las placas se está usando titanio, pero debido a su alto costo y que no presenta diferencias significativas con respecto al acero con aleaciones ha perdido su popularidad.

En lo que concierne al diseño de las placas, se toman en cuenta como parámetros la forma, grosor, perfil y flexibilidad de las mismas. Ya que, por ejemplo, si se tienen dos placas que resisten las mismas cargas pero son de diferentes grosores es preferible usar la más delgada. De esta forma se coloca menos material al paciente, es más práctico para el cirujano y lo más importante es que se inflige menos daño al hueso.

La superficie de contacto al hueso es otra característica de las placas que ha ido cambiando con el paso del tiempo. Mientras menos superficie de contacto con el hueso mejor, ya que el hueso se necrosa menos y se daña menos periostio.

Las primeras placas que se fabricaron eran rectas en su superficie de contacto al hueso. Después de 20 años, se observó que el periostio debajo de los huesos se necrosa; se produce una reacción tisular y celular que a la larga hace que la placa se afloje y que los tornillos se salgan; el hueso muere producto de la presión de la placa contra él. A partir de ese momento, se comienzan a implementar las placas curvas que se adosan perfectamente sobre el hueso.

Las primeras placas rectas tenían orificios redondos comunes y corrientes. También tenían tornillos normales con cabezas gordas. No permitían mucha movilidad. Posteriormente se crearon las placas curvas DCP con orificios que permitían colocar los tornillos en diferentes direcciones. Dicho orificio permitió el principio de la compresión dinámica, el cual no ha variado en los últimos 40 años.

El concepto biomecánico por el que se idearon las placas DCP consiste en que al presentarse una fractura se coloca la placa y se ancla con un tornillo. El orificio permitía que a medida que se apretaba el tornillo, éste

se fuera deslizando por la cuenca cerrando la fractura. Este método permitía llegar hasta 3 o 4 mm de compresión en la fractura.

Posteriormente se dio más atención a la superficie interna de la placa, ya que se seguía reportando mucha necrosis y aflojamiento de las placas. Para disminuir la superficie de contacto con el hueso se modificó la parte interna colocando una especie de doblez (placas LC-DCP).

El periostio es el punto de origen de células osteoblásticas nuevas en un foco de fractura, por lo tanto, también se le empezó a dar prioridad. Tiene un grosor de aproximadamente 0.2-0.3 mm en condiciones normales. Para afectarlo lo menos posible se implementan las placas LC ya mencionadas (Low Contact) y las cirugías mínimamente invasivas. Para realizar estas cirugías se abren dos orificios en la piel por los cuales se introduce y fija la placa, así se colocan los tornillos de forma percutánea (sin abrir la piel). Se han hecho otras modificaciones a las placas para poder introducir las de forma percutánea sin comprometer tanto el tejido muscular ni el periostio. Si el hueso sana las placas se pueden retirar, en caso de que ocasionen molestias. De lo contrario, también pueden dejarse donde están.

Luego, se creó una placa con un estrellado en la parte posterior que la hacía de menos contacto al hueso. Sin embargo, el contacto puntiforme no daba la resistencia mecánica necesaria, esas placas fracasaban mucho y los tornillos se aflojaban. Posteriormente, se empezó a usar el titanio, pero con el tiempo se demostró que no era de mucha utilidad y quedó desfasado.

Recientemente (desde hace 8-10 años), se empezaron a usar las placas LCP. Se le coloca rosca al orificio y al tornillo. Cuando se colocan estas placas tienen 3 puntos de apoyo. Un punto de apoyo está en la rosca del DCP y los otros dos en las corticales.

Esto cambió toda la manera de colocar las placas. Anteriormente, en huesos cortos se necesitaban mínimo 6 corticales para poder colocar una placa. No podía ser más corta porque fracasaba, obligatoriamente debía cumplirse el principio de las 6 corticales proximales. En huesos largos, cuando se usaban placas de 4.5 mm, el principio era de 8 corticales. Eso era lo que daba el tamaño de las placas. La LCP permitió que el tornillo de bloqueo sustituyera una cortical, por lo que se podían usar placas más cortas con menos tornillos. En placas de 3.5 se necesitaban tan solo 2 tornillos.

Más adelante, se publicaron estudios que demostraban que cuando se ponían los tornillos continuos fracasaban más las placas, sobre todo en fémur y en tibia. Por eso, ahora al colocar las placas se intercalan unos orificios con tornillos y unos sin tornillo. La cantidad de tornillos a colocar también depende del criterio del cirujano.

Luego las placas LCP se implementaron con el principio de la fijación externa-interna. En el caso de una fractura de fémur, por ejemplo, la placa LCP no tiene que ir adosada al hueso, se puede despegar hasta 6 mm. Esto previene los posibles inconvenientes asociados al contacto de la placa con el hueso y, a su vez, provee la misma resistencia.

Debido a que las placas se rompían mucho se desarrolló el orificio con combinado. Esto le da la opción al cirujano de elegir bloqueo o cortical normal. Por lo general se utiliza bloqueo, pero tiene la limitante de que los tornillos sólo pueden ser colocados a 90°. Los orificios DCP hacen la compresión dinámica en el foco de fractura y pueden ponerse en la dirección que se desee. No se pueden usar simultáneamente, pero pueden colocarse unos DCP para hacer compresión, retirarlos y luego hacer el bloqueo.

Los tornillos, por representar un área pequeña de contacto al hueso, no son tan contraproducentes, ya que el tejido es capaz de regenerarse.

Cuando son grandes áreas de contacto sí pueden producirse trastornos de consolidación por lesiones periólicas. Luego se empezó a probar con la disposición de los orificios para poder poner varios tornillos de bloqueo en distintas direcciones que no llegaban a chocar entre sí.

Después de ver la transformación que han sufrido las placas a lo largo del tiempo se pueden plantear posibles modificaciones a: orificios, forma, aleación, superficie medial, tamaño de los tornillos, número de tornillos, anatomía, etc.

Así pues, la evolución de estas placas ha venido desde las placas DCP (Dynamic Compression Plate), pasando por las LC-DCP (Limited Contact Dynamic Compression Plate), las PC-Fix (Point Contact Fixator), hasta llegar a las actuales LCP (Locking Compression Plate por sus siglas en inglés o placas de bloqueo). Ver Figura 2.17 y Figura 2.18

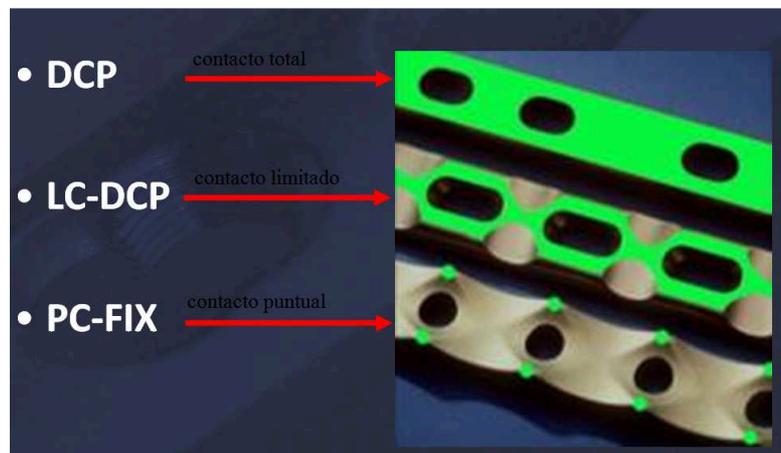


Figura 2.17 Placas DCP, LC-DCP, PC-Fix

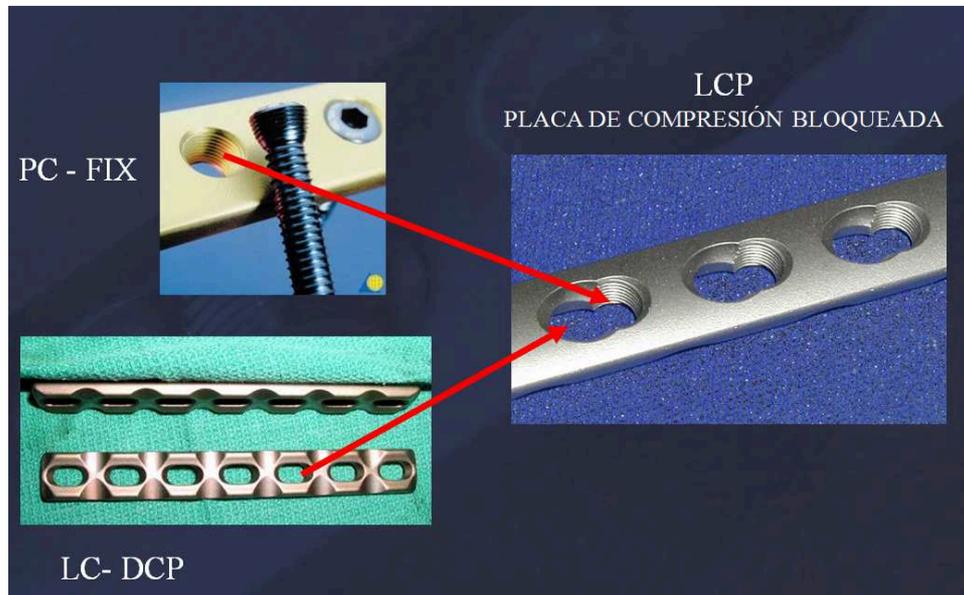


Figura 2.18 Evolución de las placas a LCP

2.6.1 Funciones que debe cumplir una placa de bloqueo

Primeramente, debe cumplir con los principios de la AO mencionados con anterioridad. El caso específico de las placas de bloqueo cumple las siguientes funciones:

- Reducción anatómica: el perfil anatómico de la placa facilita la reducción de la metáfisis con respecto a la diáfisis gracias a la correcta colocación con los tornillos.
- Fijación estable: la combinación de fijación tradicional y fijación bloqueada garantiza la fijación óptima con independencia de la densidad ósea.
- Conservación del riego sanguíneo: el diseño de contacto limitado contribuye a conservar la irrigación perióstica y disminuye el contacto entre la placa y el hueso.

- Movilización precoz: las características de la placa crean condiciones favorables para la consolidación ósea, acelerando así el restablecimiento pleno de la funcionalidad.

Además, cumplen funciones tales como:

- ✓ Reducida pérdida de masa ósea. Figura 2.19

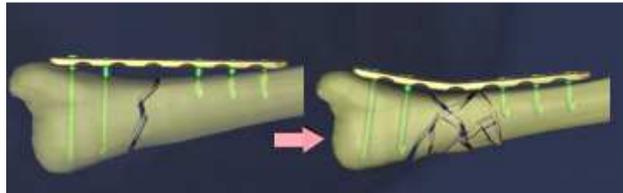


Figura 2.19 Reducción de pérdida

- ✓ Aflojamiento reducido de los tornillos. Figura 2.20

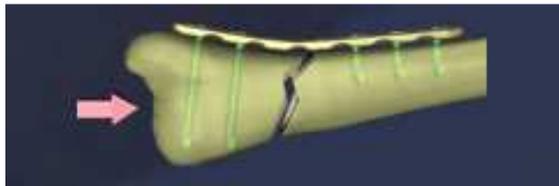


Figura 2.20 Aflojamiento de los tornillos

- ✓ Puenteo de fracturas multifragmentarias más estable. Figura 2.21

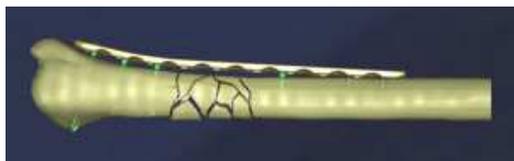


Figura 2.21 Puenteo de fracturas

- ✓ Mejor agarre en huesos osteoporóticos. Figura 2.22

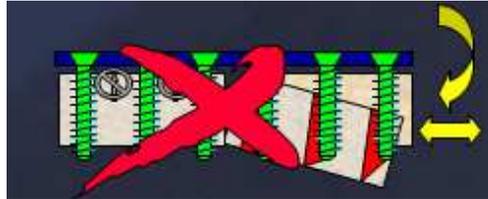


Figura 2.22 Agarre en huesos osteoporóticos

- ✓ Mejor alimentación sanguínea. Figura 2.23

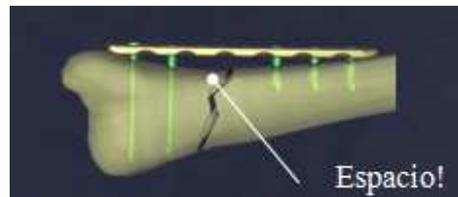


Figura 2.23 Evitar daño al periostio

2.6.2 Partes de una placa de bloqueo

- Cuerpo de la placa
- Agujeros
- Tornillos de fijación; ya sean de bloqueo o corticales

Ver Figura 2.24 y Figura 2.25

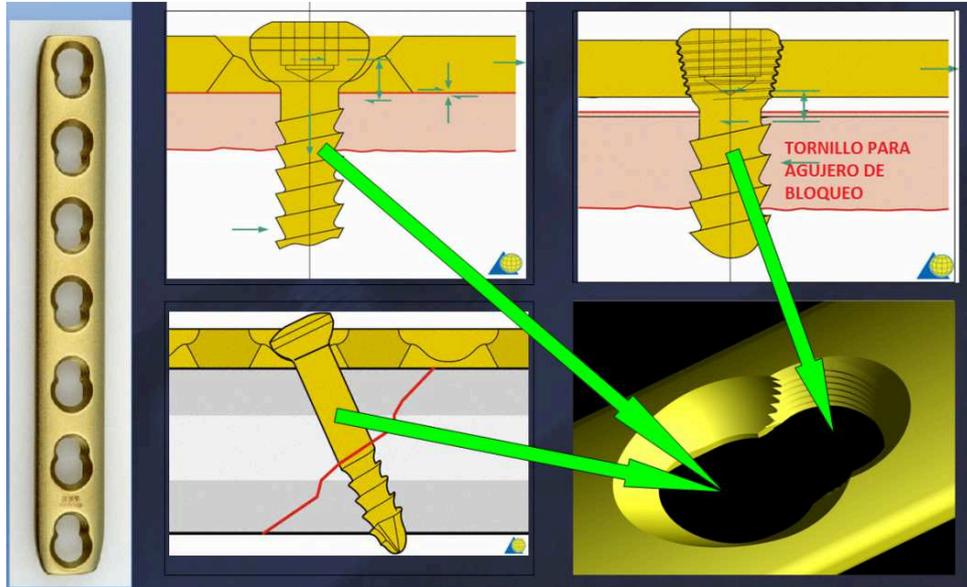


Figura 2.24 Partes LCP

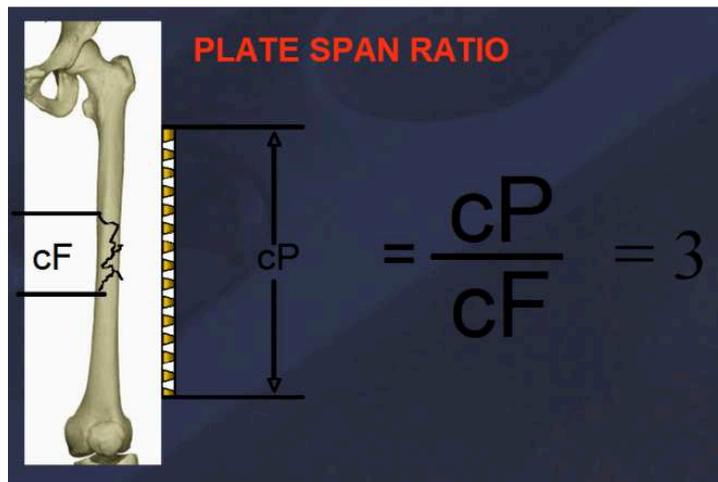


Figura 2.25 Longitud de una placa de bloqueo

2.6.3 Placas de bloqueo para diáfisis de fémur



Figura 2.26 LCP para diáfisis de fémur

2.6.4 Placas de bloqueo para diáfisis de tibia

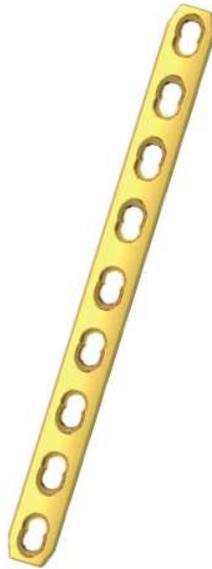


Figura 2.27 LCP para diáfisis de tibia (Cortesía IRENE Catalog)

2.6.5 Placas de bloqueo para tibia distal



Figura 2.28 LCP para tibia distal (Cortesía IRENE Catalog)

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1 Diseño de las placas de bloqueo

Debido a que no se trabajó con un paciente fijo, para el diseño de las placas se establecieron los parámetros de diseño y se optó por patrones ideales y supuestos, tales como la carga en función del peso promedio de una persona y la sujeción de las placas.

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

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

Una forma para mejorar la consolidación bajo la placa es una construcción que permita micromovimientos a través de la fractura. Estos micromovimientos deben estar limitados a la dirección axial, por lo que la construcción debe resistir las fuerzas de flexión, torsión y cizallamiento.

Los beneficios de los micromovimientos axiales para la formación del callo de fractura estimulan la osteogénesis (proceso interactivo entre las células con capacidad para producir tejido óseo con los factores quimiotácticos que las estimulan para llevar a cabo dicha formación).

Durante las últimas décadas, en el tratamiento de las fracturas con placas, se ha ido desplazando el protagonismo de las características mecánicas hacia las biológicas. Una fijación más flexible puede estimular la formación de callo óseo y, además, la reducción indirecta disminuirá la lesión intraoperatoria. Este planteamiento está descrito como fijación interna biológica. Ello engloba el uso de placas con un contacto mínimo entre implante y hueso, puenteando la fractura en un tramo largo, utilizando pocos tornillos (la perforación del hueso necesaria para colocar los tornillos lesiona el endostio y la cavidad intramedular) para la fijación y permitiendo cierto grado de movimiento en el foco de la fractura.

El fémur y la tibia poseen geometrías complejas presentando cambio de sección, varios tipos de curvaturas, entre otros, esto se suma a una técnica muy común en los servicios traumatológicos en Venezuela y el mundo, la cual es el doblado en quirófano de estas placas por parte de los médicos para adaptarlas, según su criterio y experiencia, a los requerimientos de cada caso, por lo que se debió diseñar las placas de manera que no sólo se acercaran a la geometría promedio del hueso, sino que pudiesen permitir el conformado en quirófano por el especialista para adaptarlo a la forma del hueso, según el caso.

El proceso de fabricación propuesto se explica más adelante en el apartado de proceso de fabricación, mientras que los planos de las placas se encuentran en los apéndices.

Las placas de bloqueo propuestas se muestran a continuación en las Figuras 3.1 y 3.2



Figura 3.1 Placa de bloqueo para diáfisis de fémur y tibia (12 agujeros)



Figura 3.2 Placa de bloqueo para distal de tibia (6 agujeros)

3.2 Diseño del troquel de doblado

El troquel de doblado es una herramienta empleada para dar forma a materiales sólidos y, en especial, para el estampado de metales en frío.

En el estampado se utilizan los troqueles en pares. El troquel más pequeño: punzón, encaja dentro de un troquel mayor: matriz. El metal al que va a darse forma, que suele ser una lámina o una pieza en bruto recortada, se coloca sobre la matriz en la bancada de la prensa y se hace bajar mediante presión hidráulica o mecánica. Ver Figuras 3.3, 3.4 y 3.5

Los troqueles de flexión o doblado están diseñados para efectuar pliegues simples o compuestos en la pieza en bruto.

El proceso de fabricación se explica más adelante en el apartado de proceso de fabricación, mientras que los planos de instrumental de doblado se encuentran en los apéndices.



Figura 3.3 Matriz (arriba) y punzón (abajo) troquel diáfisis de fémur y tibia



Figura 3.4 Troquel distal de tibia (punzón boca abajo) y LCP colocada sobre la matriz



Figura 3.5 Troquel distal de tibia (punzón boca arriba) y LCP colocada sobre la matriz

Para esta parte del proceso se debió prestar mucha atención al fenómeno conocido como restitución o recuperación (Springback).

3.2.1 Springback

Dicho fenómeno ocurre cuando un material es deformado por medio de una carga que al ser retirada experimenta una recuperación de la deformación sufrida; es decir, que si se desea un ángulo de 90° para una lámina se deberá doblar dicha lámina a un ángulo inicial mayor a 90° (Figura 3.6). Este fenómeno aumenta a medida que se incremente la relación radio de curvatura/espesor, se aumente el esfuerzo de fluencia del material o se disminuya el módulo de Young.

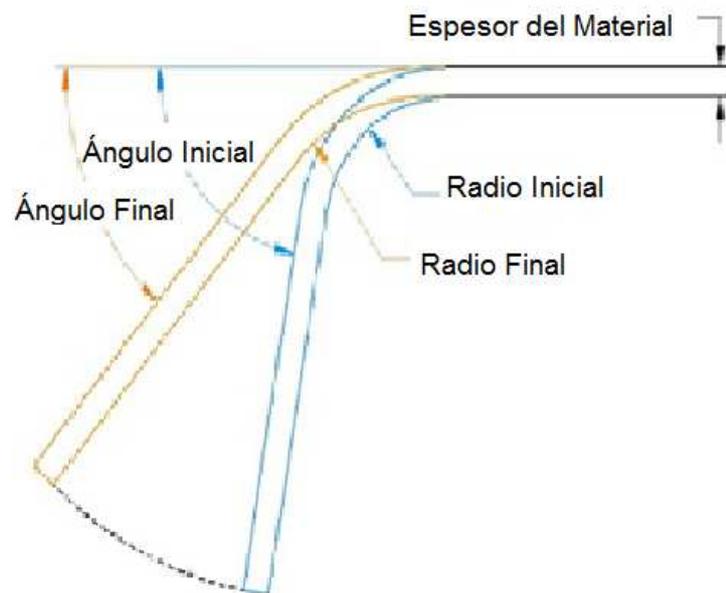


Figura 3.6 Fenómeno de restitución o Springback

A continuación se presentará la ecuación utilizada para el cálculo preliminar del Springback:

$$\frac{R_i}{R_f} = 4 \left(\frac{R_i \times \sigma}{E \times t} \right)^3 - 3 \left(\frac{R_i \times \sigma}{E \times t} \right) + 1$$

Donde:

R_f = Radio deseado

R_i = Radio necesario para lograr el radio deseado luego del fenómeno de Springback

σ = Esfuerzo de fluencia

E = Módulo de Young

t = Espesor de la pieza

Utilizando dicha ecuación para calcular los radios de curvatura del troquel de doblado de diáfisis (para que la placa obtenga dicho radio y se adapte mejor al hueso) se obtuvieron los siguientes datos:

-Curvatura de la matriz

Ri [mm]	29
Rf [m]	0,0295
σ [Pa]	1,7E+08
E [Pa]	2E+11
t [m]	0,0045

Tabla 3.1 Springback de la matriz para troquel de doblado

- Curvatura del punzón

Ri [mm]	24,65
Rf [m]	0,025
σ [Pa]	1,7E+08
E [Pa]	2E+11
t [m]	0,0045

Tabla 3.2 Springback del punzón para troquel de doblado

Para conocer la exactitud de la fórmula antes expuesta se realizó una comprobación mediante el uso del software ANSYS (simulación para predecir cómo funcionará y reaccionará determinado producto bajo un entorno real). Y

se obtuvo como resultado que para la matriz es necesario un valor del radio inicial (R_i) de 27,46 mm y para el punzón 23,58 mm.

Lo que significa que para los radios iniciales de las tablas (calculados con la fórmula del Springback) hay una similitud del 98,31% y 98,6%, respectivamente, con respecto a los cálculos obtenidos mediante ANSYS; es decir, que la fórmula antes mencionada es valedera.

Cabe destacar, que la ecuación utilizada se emplea para temperaturas superiores a la ambiental (condición que no aplica al presente estudio), sin embargo, en este caso se obtuvieron resultados favorables mediante su uso.

3.3 Diseño del instrumental para la realización de las perforaciones de los agujeros y las entallas

Fue necesario el diseño de unas herramientas que permitieran sujetar las placas de bloqueo (tanto de diáfisis como distal) para realizar los agujeros y las entallas de las mismas, así como el agujero en el cacho de las placas de distal. (Ver Figura 3.2)

De igual forma que los anteriores, el proceso de fabricación se explica más adelante en el apartado de proceso de fabricación, mientras que los planos de los instrumentales se encuentran en los apéndices.

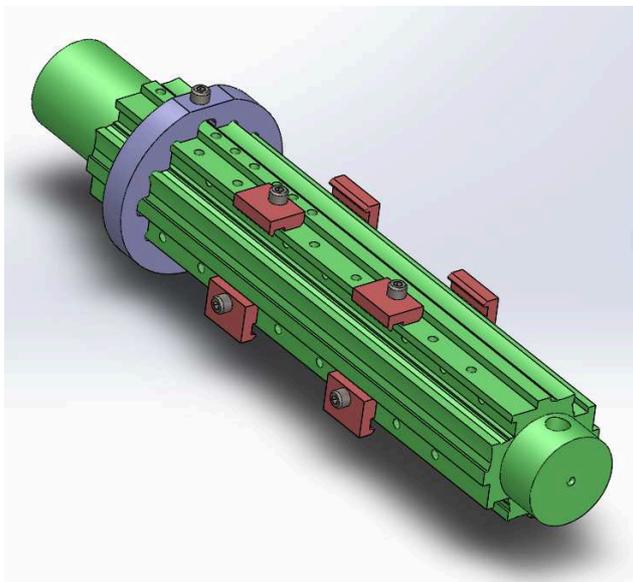


Figura 3.7 Instrumental para las perforaciones de las placas de diáfrisis para parte superior de la LCP (Elaborado por el Ingeniero Gustavo González)

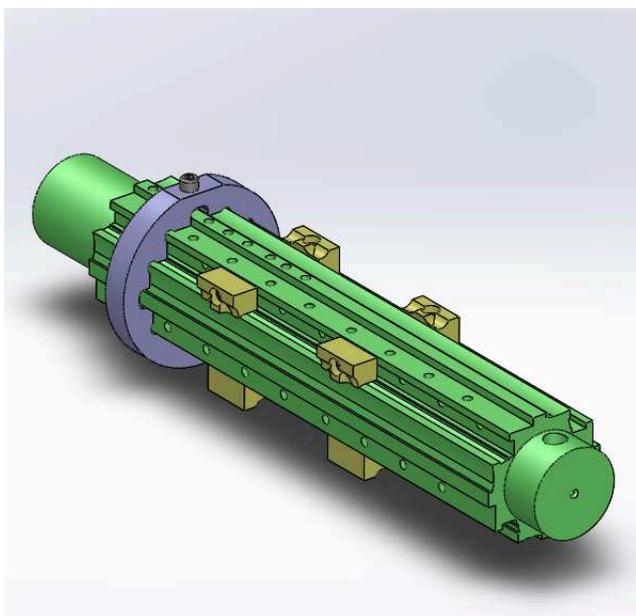
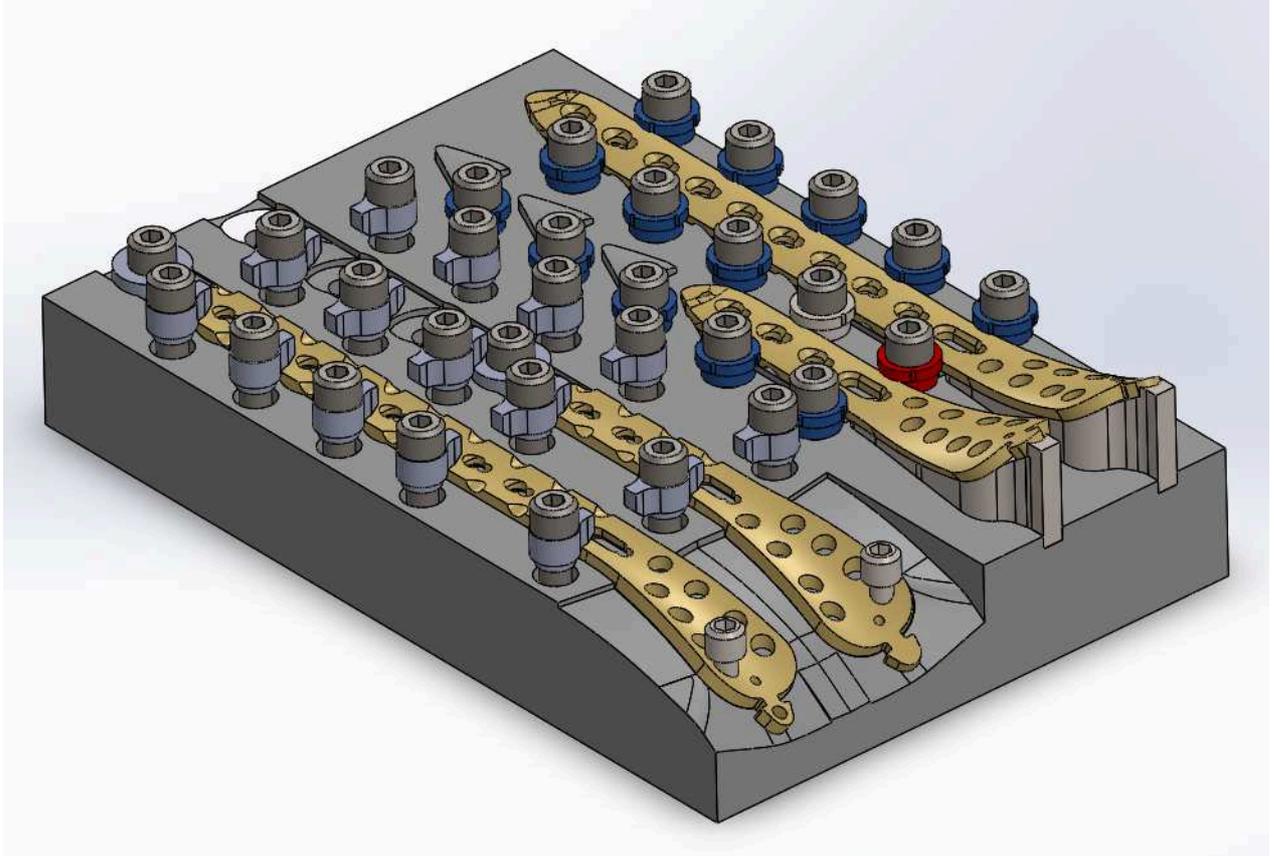


Figura 3.8 Instrumental para las perforaciones de las placas de diáfrisis para parte posterior de la LCP (Elaborado por el Ingeniero Gustavo González)



**Figura 3.9 Instrumental para las perforaciones de las placas de distal
(colocadas placas LCP para muestra)**

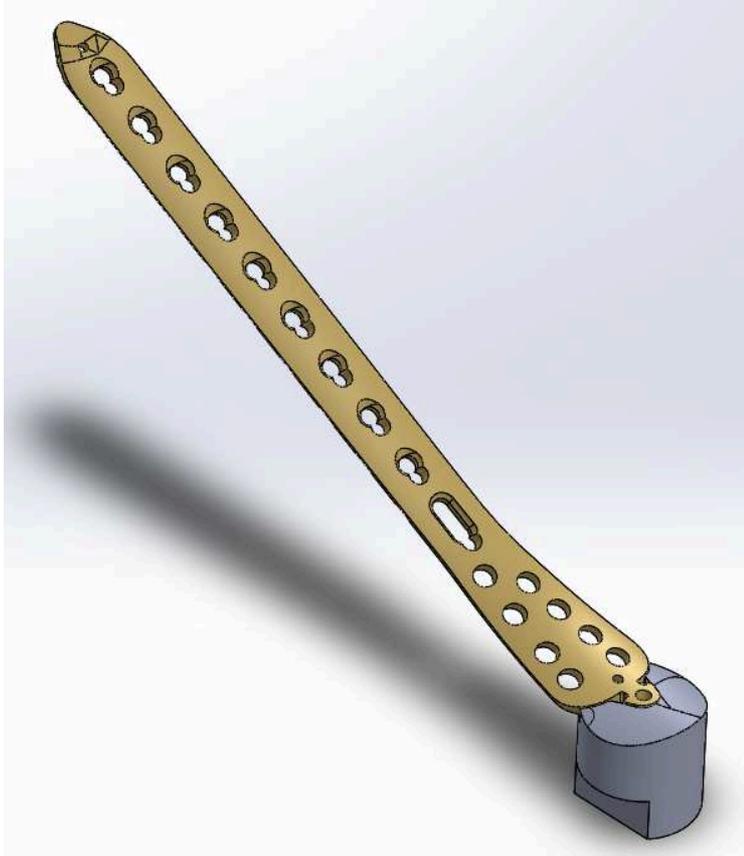


Figura 3.10 Instrumental para la perforación del agujero superior de la cabeza de la placa distal (colocada placa LCP para muestra)

3.4 Estudio de la curvatura de la placa de bloqueo para tibia distal utilizando el copiador de perfiles

Para verificar la semejanza del diseño elaborado en el software computarizado (Solidworks) con las placas a construir, se construyó un prototipo de la placa de bloqueo para tibia distal (la de 10 agujeros específicamente). Abarcando en la fabricación el corte de la lámina de acero inoxidable AISI 316L (el cual fue realizado por el CNC del taller del IMME de la Universidad Central de Venezuela) para la obtención de la placa plana y

su doblez mediante el troquel de doblado (Figuras 3.4 y 3.5). No fueron realizadas las perforaciones de los agujeros mediante el instrumental destacado en la figura 3.9, ya que no eran concernientes a dicho estudio.

En las figuras 3.10 y 3.11 se puede apreciar el diseño del instrumental para el corte de la placa y el proceso realizado por el CNC.

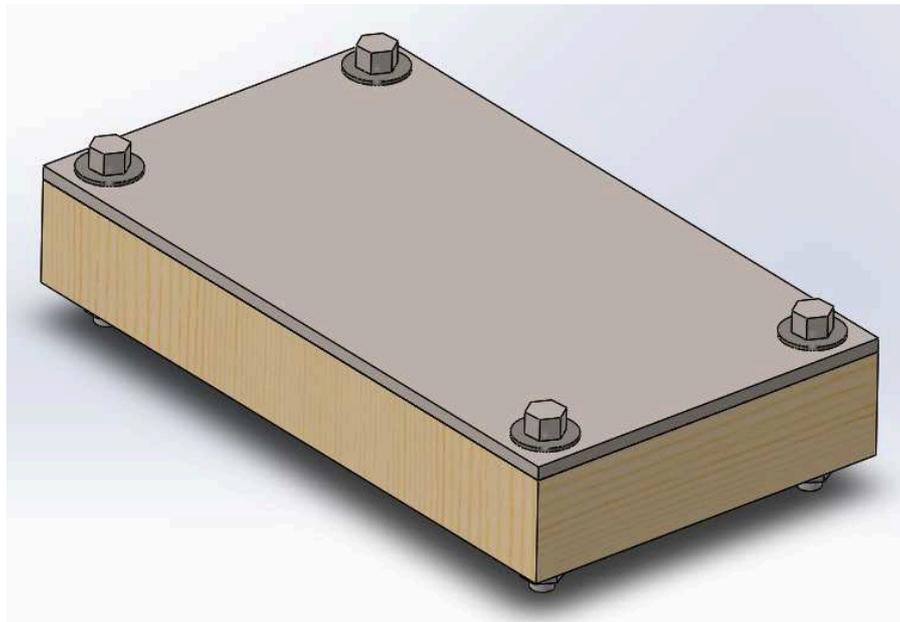


Figura 3.11 Instrumental para el corte de la LCP de tibia distal de 10 agujeros

El instrumental permite obtener tres placas planas. Véase Figura 3.12 (para más detalle en los apéndices se encuentran los planos del mismo); y para el presente caso se construyeron 12 LCP (sin agujeros) con el fin de realizar un análisis estadístico básico. (Véase Figura 3.13) De las cuales, dos se utilizaron para ensayos de prueba y las diez restantes se sometieron al análisis de los perfiles de curvatura.



Figura 3.12 Instrumental para el corte de la LCP de tibia distal de 10 agujeros luego de operar con el CNC



Figura 3.13 Placas planas de tibia distal obtenidas

Luego de tener las placas planas se procedió con el doblado de las mismas mediante el troquel de doblado, el cual se acopló a un sistema portacolumna diseñado por el ingeniero Gustavo González (jefe de taller IMME).

Las placas fueron dobladas mediante la prensa de la Fundación Instituto de Ingeniería (ver Anexos). Tomando en cuenta las consideraciones de *Aritz A. Bilbao, Carlos E., Hernández O., en su investigación "Diseño Concurrente de Placas Para Fracturas Periarticulares"* se aplicó una carga de 20 Megapondios; o lo que es lo mismo, 20 toneladas.

El arreglo del sistema y un modelo de placa doblada se encuentra en las siguientes figuras:



Figura 3.14 Sistema Punzón-Matriz-Portacolumna



Figura 3.15 Doblez de las placas. Antes



Figura 3.16 Doblez de las placas. Después



Figura 3.17 Placa de tibia distal doblada. Vista superior



Figura 3.18 Placa de tibia distal doblada. Vista inferior

Dicho análisis se realizó mediante el copiador de perfiles ubicado en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Central de Venezuela (Ver Anexos).

Los resultados, luego de utilizar el copiador de perfiles, fueron los siguientes:

Placa N°	Sección 1 (mm)	Sección 2 (mm)	Sección 3 (mm)
1	10,47	1,14	0,6
2	10,28	1,71	0,76
3	11,28	1,14	0,76
4	12,74	1,9	0,95
5	13,3	1,14	0,6
6	13,2	1,14	0,87
7	14,1	0,95	0,57
8	13,92	1,71	0,76
9	13,29	1,9	0,84
10	13,01	0,76	0,46

Promedio	12,56 mm	1,35 mm	0,72 mm
----------	----------	---------	---------

Diseño 1 =	13,93 mm
Diseño 2 =	1,51 mm
Diseño 3 =	0,86 mm

Desviaciones (%)	
Diseño 1 =	9,84
Diseño 2 =	10,66
Diseño 3 =	16,63

Tabla 3.3 Resultados obtenidos con el copiador de perfiles

Las secciones vienen representadas por las siguientes figuras:

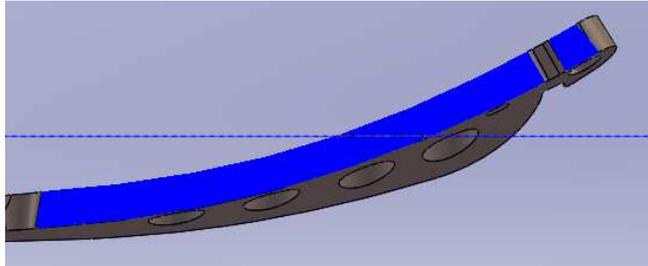


Figura 3.19 Sección 1 de la placa de bloqueo distal para estudio con el copiator de perfiles

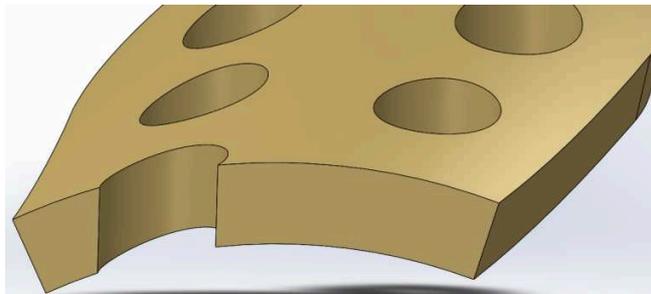


Figura 3.20 Sección 2 de la placa de bloqueo distal para estudio con el copiator de perfiles

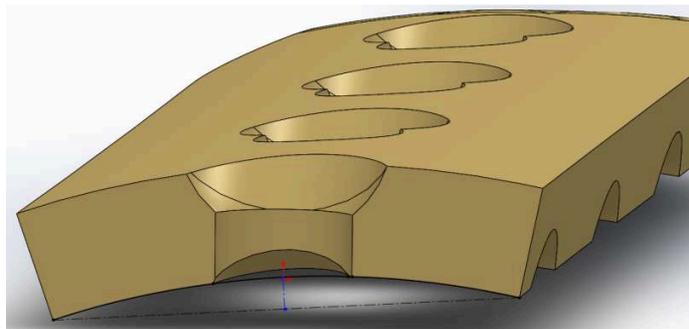


Figura 3.21 Sección 3 de la placa de bloqueo distal para estudio con el copiator de perfiles

Realizando una comparación con los valores de diseño (1, 2 y 3) y los valores promedio de las secciones (1, 2 y 3) es notorio que los primeros son

mayores que los segundos ($13,93 \text{ mm} \geq 12,56 \text{ mm}$; $1,51 \text{ mm} \geq 1,35 \text{ mm}$; $0,86 \text{ mm} \geq 0,72 \text{ mm}$), dejando claro la presencia del fenómeno del Springback como ya se ha mencionado en secciones anteriores. Por lo que será necesario aumentar las curvaturas (de las figuras 3.19, 3.20 y 3.21) en los elementos del troquel de doblado para tener una mejor aproximación al valor de diseño deseado.

Adicional al punto anterior, las diferencias entre los valores promedio y los de diseño destacan:

- Proceso de fabricación: corte de las placas con el CNC (por no disponer de maquinaria para corte con chorro de agua), cuando debían haber sido cortadas con chorro de agua.
- Las medidas del perfilómetro son recabadas visualmente, por ende, sabiendo que cada punto de vista humano es diferente, existirán discrepancias en las mediciones.
- Existencia del fenómeno del Springback.
- Tensiones residuales producto de cortar con chorro de agua (se generan esfuerzos de corte al utilizar el CNC).

Por último, se puede observar que, de los tres porcentajes de desviaciones calculados, el de la sección 3 es el que más se aleja del valor teórico deseado. Esto es debido a que el método de sujeción con el que se contaba con el perfilómetro no supe las necesidades geométricas de las placas.

3.5 Análisis de esfuerzos

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

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

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

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

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

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

$$\sigma_{vonMises} \geq \sigma_{limit}$$

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

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

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

- Suposiciones del análisis estático lineal

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

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

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

- Método de elementos finitos

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

El análisis de elementos finitos (FEA), proporciona una técnica numérica fiable para analizar diseños de ingeniería. El proceso empieza con la creación de un modelo geométrico. Luego el programa subdivide el modelo en partes pequeñas de formas sencillas llamadas elementos que

están conectadas en puntos comunes denominados nodos. El proceso de subdividir el modelo en pequeñas partes se llama mallado.

- Pasos del análisis

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

1) Sujeciones: Se colocan para evitar que la pieza se mueva cuando se aplican cargas, sin embargo las sujeciones son tratadas como perfectamente rígidas, ocasionando resultados no realistas en los alrededores de la pieza.

2) Cargas: Para simular los efectos de una carga en una pieza se aplican fuerzas, presiones o ambas.

3) Material: Se definen todas las propiedades de material y el modelo de material especificado. Un modelo de material describe el comportamiento de éste y determina las propiedades requeridas.

4) Ejecutar: Después de asignar el material, definir las cargas y restricciones, se malla el modelo, en esta opción existe la posibilidad de modificar los parámetros del mallado. La precisión de la solución depende de la calidad de la malla, en general, cuanto más fina es la malla mayor es la precisión.

5) Resultados: Luego de ejecutar el análisis, el programa muestra la respuesta de la pieza en animación para así comprobar que se aplicaron las cargas y sujeciones correctas, en caso de no obtener la deformación esperada el programa permite regresar para modificar las sujeciones y/o las cargas. Si la deformación es la esperada se muestran los resultados, entre ellos, distribución de tensión (tensión de von Mises), distribución de

desplazamiento, deformación unitaria y la distribución del factor de seguridad.

También, se obtienen los ciclos de carga a la cual se encuentra sometida la pieza. Se podrá observar la vida de la misma mediante el diagrama S-N (diagrama de tensión, frente al logaritmo del número N de ciclos hasta la rotura).

Los análisis de esfuerzos para las placas de diáfisis y de distal mediante el estudio de cargas estáticas y dinámicas se encuentran más detallados en los apéndices.

CAPÍTULO IV

4. MATERIAL Y PROCESO DE FABRICACIÓN

A continuación se dará a conocer el material y los procesos de fabricación de las placas de bloqueo para fracturas de diáfisis de fémur y tibia y tibia distal. Debido a que el organismo del ser humano es un ambiente hostil para cuerpos extraños en él, el material utilizado debe tener características particulares que serán expuestas a continuación.

4.1 Materiales

4.1.1 Acero Inoxidable 316L

Para garantizar la inmunidad de las placas ante el ambiente fuertemente corrosivo del cuerpo humano, los materiales más usados son Acero Inoxidable 316L y las aleaciones de titanio, siendo los más utilizados en la fabricación de implantes quirúrgicos por poseer características que los hacen estar en equilibrio con el organismo del cuerpo humano.

	Fe	C	N	Mn	Mo	P	Si	S	Cr	Ni
%	62-69	0,03	0,1	2	2-3	0,045	0,75	0,03	16-18	10-14

Tabla 4.1 Elementos aleantes del Acero 316L (Fuente: www.matweb.com)

De esta composición química se derivan las propiedades que hacen del acero inoxidable 316L un material ideal para prótesis médicas, entre las cuales encontramos:

- Por su alto contenido de níquel posee una alta resistencia a la corrosión; el níquel también propicia la formación de austenita con estructura FCC o cúbica centrada en las caras, la cual otorga a este acero altas propiedades mecánicas.
- Por ser un acero austenítico es un material no magnético.
- Su contenido en cromo (mayor al 10%) crea una capa pasiva que lo hace inoxidable.

Además de ser amigable con el cuerpo humano, el material debe tener propiedades mecánicas acordes con los esfuerzos presentes en la mecánica del paciente para asegurar que estos implantes no fallen en servicio. Véase la Tabla 4.2:

Esfuerzo de Fluencia (σ_y)	170 MPa
Último Esfuerzo a la Tracción (σ_{ut})	485 MPa
Módulo de Young (E)	200 GPa
Dureza Rockwell B (HrB)	95

Tabla 4.2 Propiedades Mecánicas del Acero 316L (Fuente: www.matweb.com)

4.1.2 Acero para herramientas AISI O1

Acero grado herramienta de alto carbono con adecuada resistencia al desgaste para producciones cortas, presenta distorsión dimensional media tras el tratamiento térmico. Dureza típica de uso 57 – 62 HRc, medio susceptible a la decarburización, con buena maquinabilidad, con resistencia baja al desgaste y de baja tenacidad.

Se utiliza en punzones, herramientas de doblado, embutido y conformado, dados para moldes de plástico, bushings, tijeras y otras aplicaciones de corte a baja temperatura.

Según lo anterior, se optó por fabricar los troqueles de doblado, tanto el de diáfisis como el de distal, con un acero para herramientas de este tipo y las siguientes propiedades mecánicas:

Esfuerzo de Fluencia (σ_y)	2150 MPa
Último Esfuerzo a la Tracción (σ_{ut})	2695 MPa
Módulo de Young (E)	186 MPa
Dureza Rockwell C (HrC)	50
Densidad	7750 kg/m ³
Módulo de Corte	82 GPa

Tabla 4.3 Propiedades mecánicas del acero para herramientas AISI O1
(Fuente: www.matweb.com)

4.1.3 Acero al carbono estructural ASTM A36

El acero estructural A36 se produce bajo la especificación ASTM A36; abrigando los perfiles moldeados en acero al carbono, placas y barras de calidad estructural para clavados, atornillados, o soldados de la construcción de puentes, edificios, y estructuras de diferentes propósitos.

Las aplicaciones comunes del acero estructural A36 son la construcción y moldeo en perfiles y láminas, usados en edificios en instalaciones industriales, cables para puentes colgantes, atirantados y concreto reforzado; varillas y mallas electrosoldadas para el concreto forzado; láminas plegadas usadas para techos y pisos.

En el caso del presente proyecto se utiliza para fijar la matriz y el punzón (trabajados en acero para herramientas O1) del troquel de doblado de distal de tibia con la prensa. Esto permitirá adaptar, de ser necesario, la matriz y el punzón con otro instrumental si la geometría de la prensa lo requiere.

Las propiedades mecánicas de este elemento se citan a continuación:

Esfuerzo de Fluencia (σ_y)	250 MPa
Último Esfuerzo a la Tracción (σ_{ut})	400 MPa
Módulo de Young (E)	200 GPa
Densidad	7860 kg/m ³
Módulo de Corte	79,3 GPa

Tabla 4.4 Propiedades mecánicas del acero al carbono estructural ASTM A36
(Fuente: www.matweb.com)

4.1.4 Poliuretano

Para la sujeción de la placa de diáfisis de fémur y de tibia al troquel de doblado, se optó por la utilización de tacos de poliuretano (ver Figura 3.3) colocados en la matriz del instrumental. Ello debido a que este elemento permite una elevada resistencia a la tracción, gran alargamiento a la rotura y alto módulo de elasticidad frente a los cauchos convencionales. Dureza Shore A entre 75 y 98. Muy buena resistencia al desgaste, que puede todavía mejorarse con lubricación. Elevada resistencia al desgarre progresivo, buena recuperación, gran flexibilidad y buena amortiguación. Buena adherencia sobre metales. No utilizable como material aislante en alta tensión. Siempre y cuando se opere a una temperatura - 40 ° y + 80 °.

Sus aplicaciones son diversas: para la industria de automoción, elementos de amortiguación, atenuadores de vibraciones, ruedas y revestimiento de rodillos, cabezas de martillo, ruedas de patines y monopatín, juntas, etc.

Entre sus propiedades mecánicas se tiene:

Último Esfuerzo a la Tracción (σ_{ut})	45 MPa
Módulo de Young (E)	130 MPa
Densidad	850 kg/m ³
Módulo de Corte	30 MPa

Tabla 4.5 Propiedades mecánicas del poliuretano 90 Shore (Fuente: www.matweb.com)

4.1.5 Tornillos Allen

A partir de determinados diámetros, lo normal es que la cabeza de los tornillos comerciales sea hexagonal, principalmente los que enroscan en piezas metálicas o en su correspondiente tuerca. Hay varios tipos de tornillos comerciales de cabeza hexagonal fabricados según normas DIN que difieren unos de otros en la longitud de la rosca que tienen sus cañas.

Los tornillos Allen o con cabeza hexagonal se utilizan principalmente cuando se desean superficies lisas y las fuerzas de apriete no son muy elevadas.

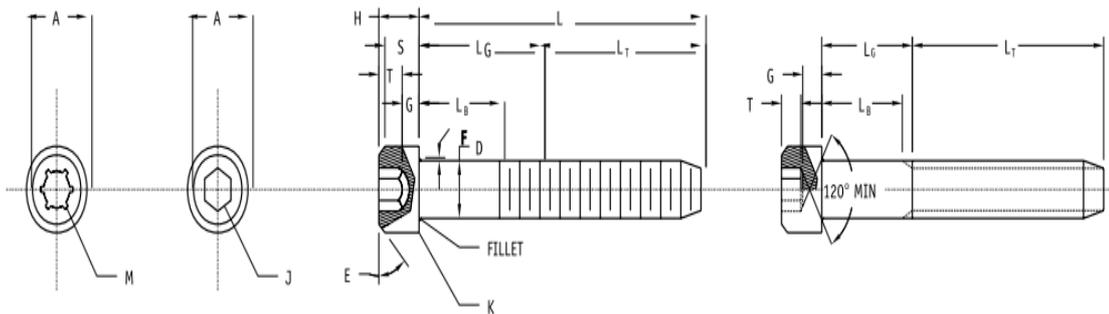


Figura 4.1 Esquema tornillo Allen

Estos tornillos hechos de un acero aleado de alta resistencia, fueron usados para la sujeción de los punzones y las matrices de los instrumentales con sus respectivos porta matriz y porta punzón.

A continuación se muestra una tabla con los tornillos Allen comunes de rosca gruesa y su especificación según ANSI B18.3:

	ROSCA GRUESA						
	Nominal Size	Body Diameter	Head Diameter	Head Height	Head Socket Size	Key Engagement	Specification
	DNOM	D	HD	HH	HS	KE	UNC
Tornillo Allen 1/4	TA-1/4	0,2500	0,375	0,250	3/16	0,120	1/4-20 UNC
Tornillo Allen 5/16	TA-5/16	0,3125	0,469	0,312	1/4	0,151	5/16-18 UNC
Tornillo Allen 3/8	TA-3/8	0,3750	0,562	0,375	5/16	0,182	3/8-16 UNC
Tornillo Allen 7/16	TA-7/16	0,4375	0,656	0,438	3/8	0,213	7/16-14 UNC
Tornillo Allen 1/2	TA-1/2	0,5000	0,750	0,500	3/8	0,245	1/2-13 UNC
Tornillo Allen 5/8	TA-5/8	0,6250	0,938	0,625	1/2	0,307	5/8-11 UNC
Tornillo Allen 3/4	TA-3/4	0,7500	1,125	0,750	5/8	0,70	3/4-10 UNC
Tornillo Allen 7/8	TA-7/8	0,8750	1,312	0,875	3/4	0,432	7/8-9 UNC
Tornillo Allen 1	TA-1	1,0000	1,500	1,000	3/4	0,495	1-8 UNC

Tabla 4.6 Especificaciones de los tornillos Allen para rosca gruesa

4.2 Procesos de fabricación

Debido a que las placas a desarrollar poseen una geometría compleja por las curvas que poseen, se debió seleccionar meticulosamente los procesos de fabricación que pudiesen realizar el diseño de manera precisa y eficiente, así como la secuencia que deben seguir dichos procesos.

Esta sección abarcará el proceso de fabricación de las placas. Los procesos a continuación citados fueron escogidos de acuerdo con la disponibilidad de maquinarias que poseía Corpórea Producciones. En los apéndices se encuentran las hojas de procesos de cada uno de estos.

A continuación se expondrán en orden los métodos utilizados para la realización de las placas.

4.2.1 Corte con chorro de agua abrasivo (Water Jet Cutter)

El corte por chorro de agua es un proceso de índole mecánica, mediante el cual se consigue cortar cualquier material, haciendo impactar sobre éste un chorro de agua a gran velocidad que produce el acabado deseado.

Es un proceso revolucionario que hoy en día es de máxima utilidad y comienza a ser un recurso habitual a la hora de mecanizar piezas, es bastante simple pero a la vez muy complejo. Resulta una herramienta muy versátil y cuya aplicación es extensible a prácticamente todos los trabajos industriales.

Al ser un procedimiento de corte en frío resulta especialmente interesante, ya que está demandado en todas las aplicaciones en las que el material no se pueda ver afectado por el calor. Existen numerosas ventajas

que hacen de éste un producto destacado en el mundo industrial, respecto a otros métodos más limitados.

El dispositivo consiste en un chorro de agua a presión, cuyo diámetro de la boquilla oscila entre 0,08 mm a 0,45 mm de diámetro, por el cual, sale una mezcla de agua y abrasivo lanzado a una presión muy elevada, capaz de cortar cualquier tipo de material. Uno de los elementos más importantes es la boquilla por la que sale el chorro, de ella depende la cohesión del chorro que condiciona en gran medida la viabilidad técnica de la aplicación, pues si el chorro es cónico se pierde poder de corte, precisión, calidad y las características de corte en seco.

El motivo de añadirle abrasivo al agua es debido a que un simple chorro de agua no sería capaz de desarrollar cortes como los actuales en los materiales más duros, por ello se le aporta este abrasivo, mezcla de arcillas y vidrios, que dota al sistema de un aumento de posibilidades de corte infinito. El chorro de agua abrasivo es cientos, si no miles de veces, más potente que el chorro de agua pura. Tanto el chorro de agua pura como el chorro de agua abrasivo tienen sus aplicaciones. Mientras que el chorro de agua pura corta materiales blandos, el chorro de agua abrasivo corta materiales duros, tales como metales, piedra, materiales compuestos y cerámica.

La máquina está dotada (Ver Figura 4.2) de una balsa, sobre la que se proyecta el chorro de agua, y la cual sujeta las piezas mediante una reja que mantiene el material en la superficie de trabajo, pero que permite que la mezcla de agua y el material eliminado se deposite dentro de la misma, evitando así que el líquido proyectado caiga fuera de la zona de corte, e incluso que salpique, pudiéndose reciclar el abrasivo para ser reutilizado de nuevo.

Como característica del proceso cabe destacar además, que el proceso de corte no afecta a los materiales porque no los endurece ni deforma, de esta manera es un método que en diversos casos puede ser más útil que el láser o el plasma cuando en los trabajos sea imprescindible un buen acabado.

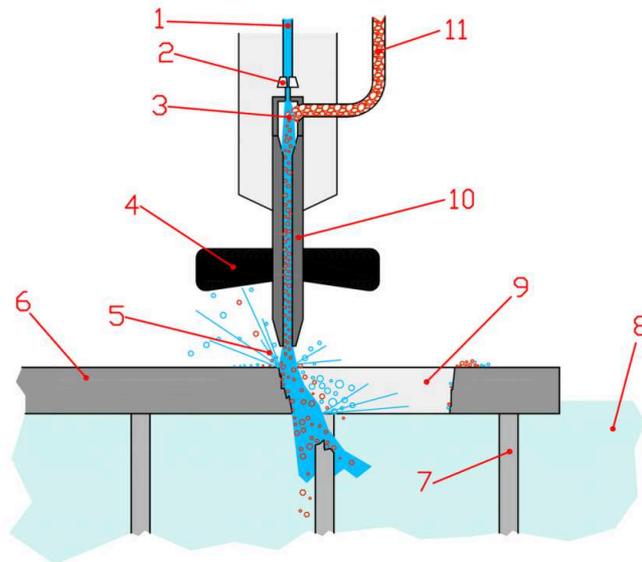


Figura 4.2 Partes de la Water Jet Cutter. 1. Alta presión de agua - 2. Enfoque - 3. Cámara de mezcla - 4. Tapa - 5. Salpicaduras - 6. Pieza de trabajo - 7. Pieza de red permanente - 8. Agua - 9. Parte de la pieza de trabajo cortada - 10. Boquilla - 11. Arena abrasiva

Entre las ventajas de emplear corte con chorro de agua se pueden mencionar:

- Al no haber herramientas de corte, no existe el problema de desgaste de las mismas.
- Corte de excelente calidad, en la mayoría de casos no se necesita un acabado posterior.

- Universal, ya que la misma máquina puede cortar una enorme variedad de materiales.
- Proceso sin exfoliación ni desgarros.
- Apta para mecanizar perfiles intrincados.
- Proceso sin aporte de calor.
- Inexistencia de tensiones residuales debido a que el proceso no genera esfuerzos de corte.
- No genera contaminación ni gases.
- El mecanizado lo puede realizar el mismo ingeniero que ha diseñado la pieza, ya que no requiere de trabajo manual bruto, simplemente programar la máquina, ubicar la pieza y recogerla una vez terminada.
- Reutilización de piezas procedentes de otros trabajos, abaratando de esta manera los costes finales.
- Si se compara con los sistemas de plasma, oxicorte y láser, al ser estos tres con aporte de calor, y el agua no, el corte por agua permite un trabajo sin afectar a ninguna zona del material sobre el cual se trabaja.
- Si se compara únicamente con el láser, el chorro por agua permite cortar espesores mucho mayores.

En la figura 4.3 se muestra el acabado superficial por corte con chorro de agua abrasivo vs corte por láser.

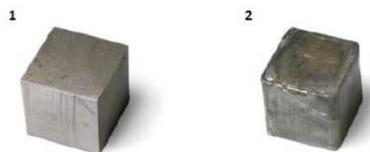


Figura 4.3 Acabados superficiales. 1. Corte por chorro de agua abrasivo - 2. Corte por láser

La tabla 4.7 muestra una comparación entre procedimientos de corte:

Comparación de procedimientos de corte			
	Láser	Plasma	Corte por chorro de agua
Deformación de material	sí	sí	no
Endurecimiento del material	sí	sí	no
Formación de rebaba	sí	sí	muy reducido
Esfuerzo para Trabajo posterior	sí	sí	muy reducido
Pérdida de material	alto	sí	muy reducido
Tolerancias	0,1 mm	0,2-0,5 mm	0,1-0,3 mm
Formación de gases tóxicos	sí	sí	no
Corte de varias capas	no	no	sí
Espesor de material	< 25 mm	< 30 mm	> 250 mm
Materiales no metálicos	no	no	sí
Aplicaciones multicabezal posibles	no	-	sí
Materiales compuestos	no	no	sí

Tabla 4.7 Tabla comparativa entre los procedimientos de corte

La velocidad de corte está relacionada con la presión de corte, flujo del abrasivo, diámetro de la joya, diámetro del mezclador y el espesor y dureza del material a cortar. La tabla 4.8 lo ejemplifica de la siguiente manera:

	Presión de Corte		Flujo de Abrasivo		Diámetro de la Joya		Diámetro del Mezclador		Espesor y Dureza del Material a Cortar	
	↑	↓	↑	↓	↑	↓	↑	↓	↑	↓
Velocidad Lineal de Corte.	↑	↓	↑	↓	↑	↓	↓	↑	↓	↑

Tabla 4.8 Relación entre los parámetros de corte mediante corte con chorro de agua

Para esta fase del proceso productivo no se pudo utilizar el waterjet cutter debido a que en los diversos lugares solicitados para realizar el corte, el dispositivo no se encontraba operativo por motivo de la escasez de repuestos en la zona.

Sin embargo, para el estudio de los perfiles de curvatura descrito en la sección 3.4, fue posible realizar el corte de las placas de tibia distal mediante el instrumental expuesto en la figura 3.10. Cabe destacar que, el acabado producido por el CNC al momento del corte no es el adecuado para la inserción de la(s) placa(s) en el paciente (sírvese ver la figura 4.3 a modo de ilustración). Pero, para realizar los ensayos mecánicos pertinentes al dobléz y su estudio en el copiador de perfiles resulta válido el corte de la lámina de acero inoxidable AISI 316L, empleando el CNC y el diseño del instrumental antes mencionado.

4.2.2 Doblado

Para esta parte del proceso se debió prestar mucha atención al fenómeno conocido como recuperación o restitución (Springback).

Lo referente a lo anterior se encuentra expuesto en la sección 3.2, tanto para el diseño del troquel de doblado, como el tema del Springback.

El maquinado de los punzones y matrices mostrados en las figuras 3.3, 3.4 y 3.5 fue realizado a través de una fresadora CNC del taller mecánico del IMME.

El arreglo para el doblado de las placas de diáfisis y de distal se encuentra ejemplificado mediante las figuras 4.4 y 4.5 que se muestran a continuación:

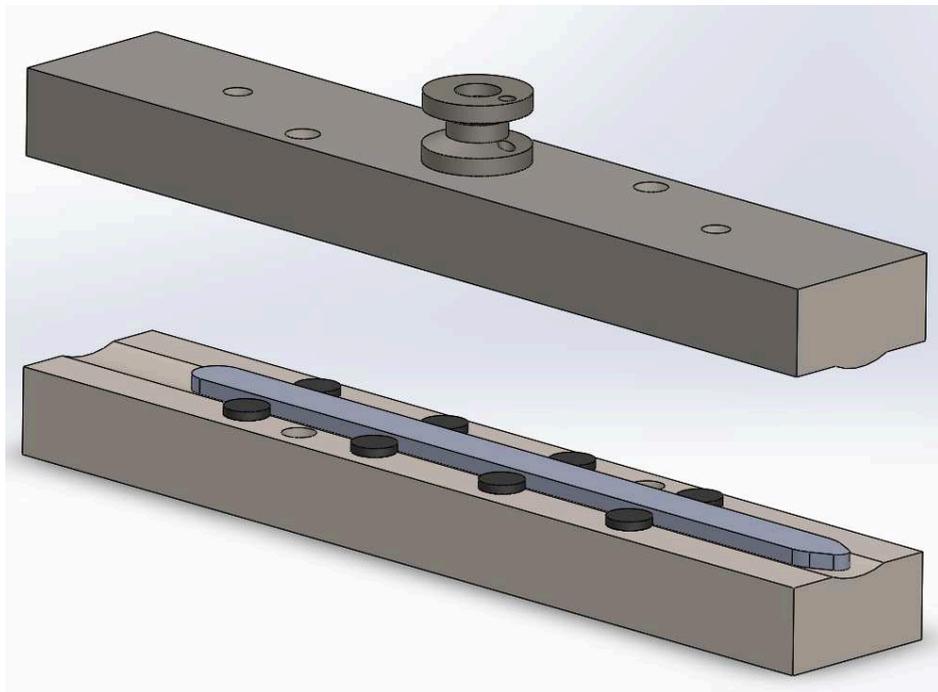


Figura 4.4 Montaje para doblado de las placas de diáfisis de fémur y tibia

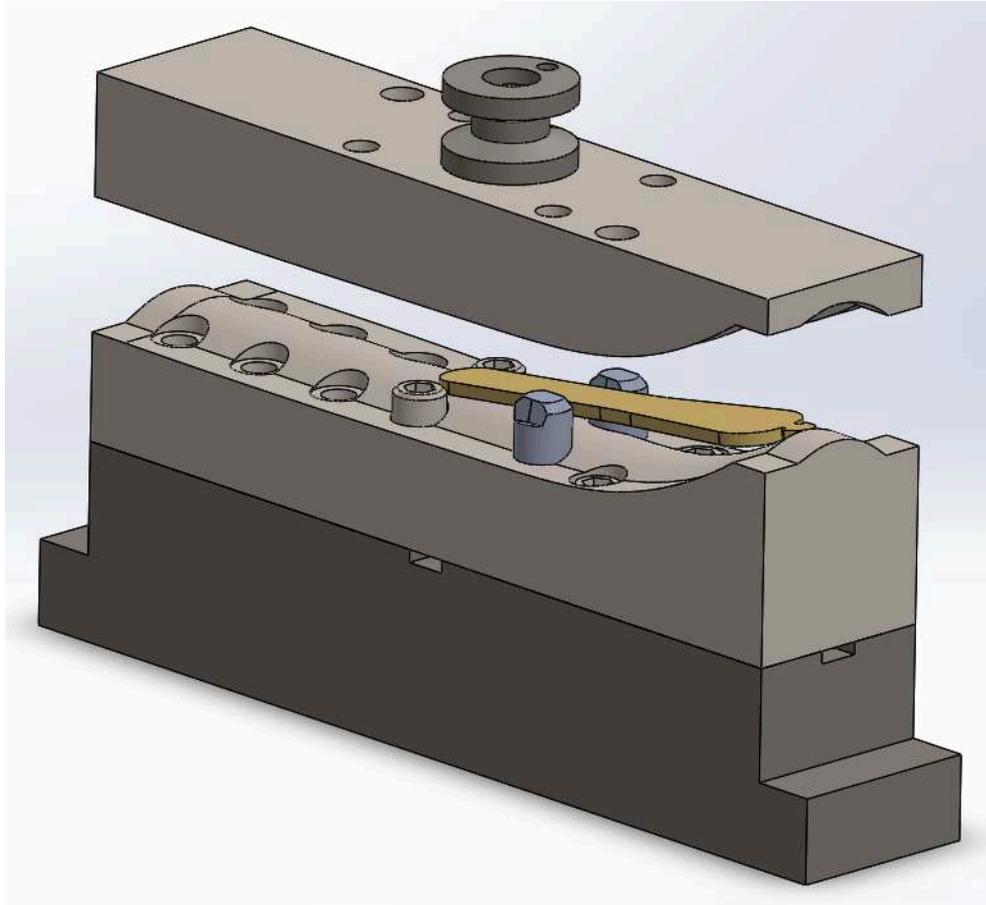


Figura 4.5 Montaje para doblado de las placas de distal de tibia

Como se puede observar, el instrumental para doblado de las placas de diáfisis de fémur y tibia, permite obtener el radio de curvatura de la sección transversal de 24,5 mm en la cara inferior y 29 mm en la cara superior.

De manera similar, el instrumental para doblado de las placas de distal de tibia, permite obtener el radio de curvatura de la sección transversal de 22 mm en la cara inferior y 25 mm en la cara superior. Adicionalmente, se

realiza un doblado en la cabeza de la placa, el cual tiene un radio de curvatura de 105 mm en la cara inferior y 125 mm en la cara superior.

Para más detalle de las dimensiones, sírvase revisar los planos de las placas y los troqueles de doblado en los apéndices.

4.2.3 Mecanizado

Mediante los procesos de arranque de viruta se culminará el proceso de fabricación. Para ello, se utilizará el CNC a fin de lograr que estos pasos sean lo más eficientes y precisos posible. Cabe destacar que el acero AISI 316L posee un buen porcentaje de maquinabilidad (50-60% como se muestra en la Figura 4.6), por lo que se debe realizar una selección adecuada de las herramientas a utilizar. En el presente caso, la mayoría de dichas herramientas de acero rápido HSS (High Speed Steel por sus siglas en inglés) vienen con un recubrimiento superficial de nitruro de titanio, pues dicho recubrimiento ofrece gran dureza y disminuye la fricción entre la herramienta y la pieza a trabajar facilitando el maquinado.

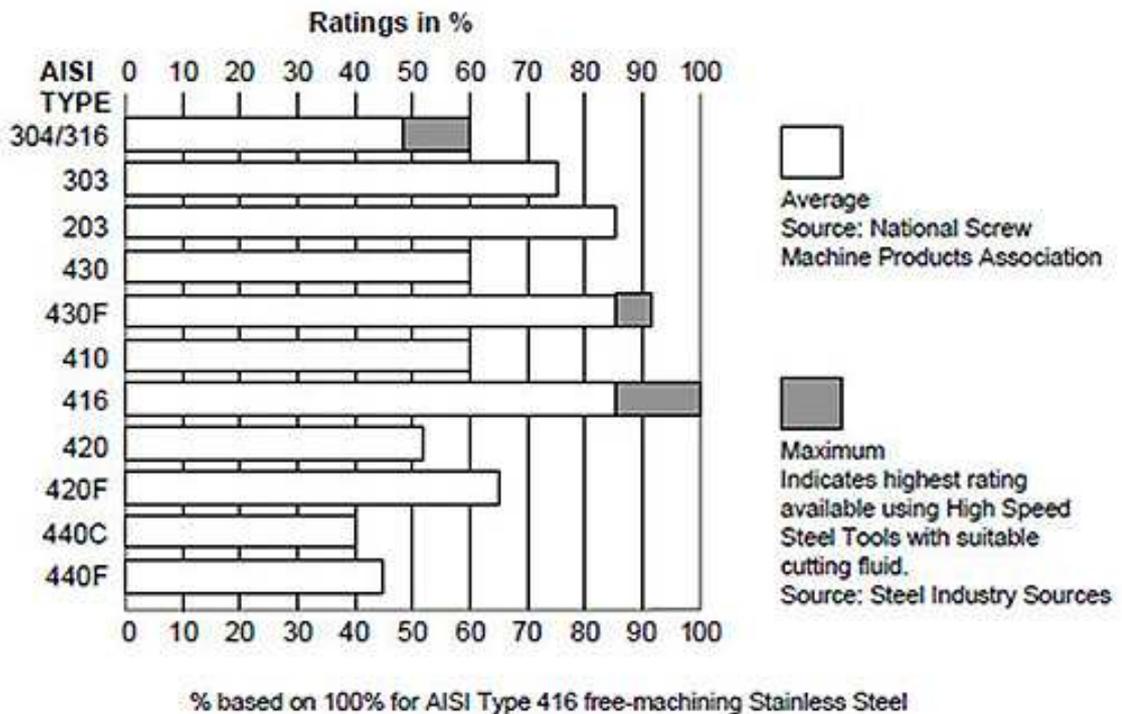


Figura 4.6 Porcentaje de maquinabilidad para diversos aceros inoxidables

4.2.3.1 Taladrado de los agujeros

Una vez que se logra la geometría definitiva en las placas se procede con la realización de los agujeros que albergarán los tornillos cuando la placa se implante en un paciente. Cabe destacar que estos agujeros presentan una forma particular, por lo que su fabricación debió ser dividida en partes, las cuales se presentan en las hojas de procesos de los apéndices. Para este paso serán utilizados los instrumentales de las figuras 3.7 para las placas de diáfisis de fémur y tibia; y las Figuras 3.9 y 3.10 para las placas de distal de tibia.

4.2.3.1.1 Condiciones de corte en el taladrado

La velocidad de corte en una operación de taladrado es la velocidad superficial en el diámetro exterior de la broca. Se especifica de esta forma por conveniencia, aunque casi todo el corte se realiza realmente a las velocidades más bajas cercanas al eje de rotación. Para fijar la velocidad deseada de corte en taladrado, es necesario determinar la velocidad de rotación de la broca por su diámetro. Si N representa las rev/min del husillo, entonces:

$$N = \frac{v}{\pi * D}$$

Donde v = velocidad de corte (mm/min); y D = diámetro de la broca (mm). En algunas operaciones de taladrado, la superficie de la pieza gira sobre una herramienta en reposo, pero se aplica la misma fórmula.

En el taladrado, el avance f se especifica en mm/rev. Las velocidades recomendadas son aproximadamente proporcionales al diámetro de la broca; los avances más altos se logran con brocas de diámetro grande (ver tabla 4.8). Como generalmente existen dos bordes de corte en la punta de la broca, el espesor de la viruta no cortada (carga de viruta) que se toma en cada borde de corte es la mitad del avance. El avance puede convertirse a velocidad de avance si se utiliza la siguiente ecuación:

$$fr = N * f$$

Donde fr = velocidad de avance (mm/min)

Los agujeros taladrados pueden ser completos o agujeros ciegos. En el presente caso se consideran completos o pasados y el tiempo de maquinado requerido para taladrar un agujero pasado se puede determinar con la fórmula siguiente:

$$T_m = \frac{t + A}{f_r}$$

Donde T_m = tiempo de maquinado (taladrado) (min); t = espesor del trabajo (mm); f_r = velocidad de avance (mm/min); A = tolerancia de aproximación que toma en cuenta el ángulo de la punta de la broca, y representa la distancia que la broca debe avanzar dentro del trabajo antes de alcanzar el diámetro completo (figura 4.7). Dicha tolerancia está determinada por:

$$A = 0.5 * \tan(90 - \theta/2)$$

Donde A = tolerancia de aproximación (mm); y θ = ángulo de la punta de la broca.

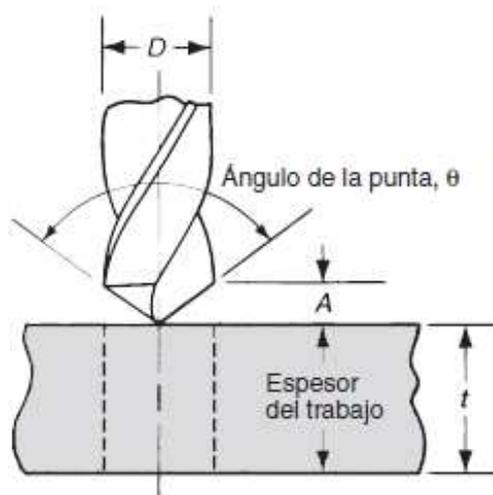


Figura 4.7 Disposición de la tolerancia de aproximación para agujero pasado

En la tabla 4.9 se muestran los avances para distintos tipos de brocas.

Material	Broca	Diámetro en mm				
		1 a 5	5 a 10	10 a 15	15 a 25	25 a 40
Hierro, acero, fundición maleable	Acero al carbono	0,05 a 0,1	0,1	0,1	0,15	0,2
	Acero rápido	0,05 a 0,1	0,1 a 0,15	0,15 a 0,2	0,2 a 0,25	0,25 a 0,30
Fundición, bronce, latón y aluminio	Acero al carbono	0,05 a 0,1	0,125	0,175	0,2	0,225
	Acero rápido	0,05 a 0,15	0,15 a 0,2	0,2 a 0,25	0,25 a 0,3	0,3 a 0,35

Tabla 4.9 Obtención de avances de taladrado para distintos tipos de brocas

MATERIAL	VELOCIDAD		
	Para trabajos corrientes		Para gran producción con buena refrigeración, con brocas de acero rápido
	Con brocas de acero al carbono	Con brocas de acero rápido	
Fundición	8 a 12	15 a 20	30 a 45
Fundición dura.	6 a 8	10 a 15	20 a 30
Fundición maleable.	6 a 12	10 a 15	25 a 27
Acero dulce	10 a 12	20 a 25	25 a 35
Acero semiduro	8 a 10	15 a 20	20 a 25
Acero duro	6 a 8	12 a 15	15 a 20
Bronce, latón y aluminio ordinarios	15 a 20	25 a 40	60 a 90
Acero moldeado	6 a 10	10 a 15	10 a 20

Tabla 4.10 Velocidad de corte (m/min) recomendada para taladrar diversos materiales con brocas helicoidales

Cabe destacar que los agujeros de las placas se realizarán con brocas de acero rápido con recubrimiento superficial de nitruro de titanio (HSS-TiN).

4.2.3.1.2 Operaciones relacionadas con el taladrado

Varias operaciones se relacionan con el taladrado. Dichas operaciones se muestran en la figura 4.8 y se describen en esta sección. La mayoría de las operaciones son posteriores al taladrado. Primero debe hacerse un agujero por taladrado y después modificarse por alguna de estas operaciones. El centrado y el refrentado son excepciones a esta regla. Todas las operaciones usan herramientas rotatorias.

- Escariado: se usa para agrandar ligeramente un agujero, suministrar una mejor tolerancia en su diámetro y mejorar su acabado superficial. La herramienta se llama escariador y, por lo general, tiene ranuras rectas.
- Roscado interior: esta operación se realiza por medio de un machuelo y se usa para cortar una rosca interior en un agujero existente.
- Abocardado: se produce un agujero escalonado en el cual un diámetro más grande sigue a un diámetro más pequeño parcialmente dentro del agujero. Se usa un abocardado para asentar las cabezas de los pernos dentro de un agujero, de manera que no sobresalgan de la superficie (en la figura 4.5, específicamente en la matriz del troquel de doblado de la distal de tibia, se aprecia el abocardado para los tornillos Allen).
- Avellanado: es una operación similar al abocardado, salvo que el escalón en el agujero tiene forma de cono para tornillos y pernos de cabeza plana.
- Centrado: también llamado taladrado central, esta operación taladra un agujero inicial para establecer con precisión el lugar donde se taladrará el siguiente agujero, La herramienta se llama broca de centros.

- Refrentado: es una operación similar al fresado que se usa para suministrar una superficie maquinada plana en la pieza de trabajo en un área localizada.

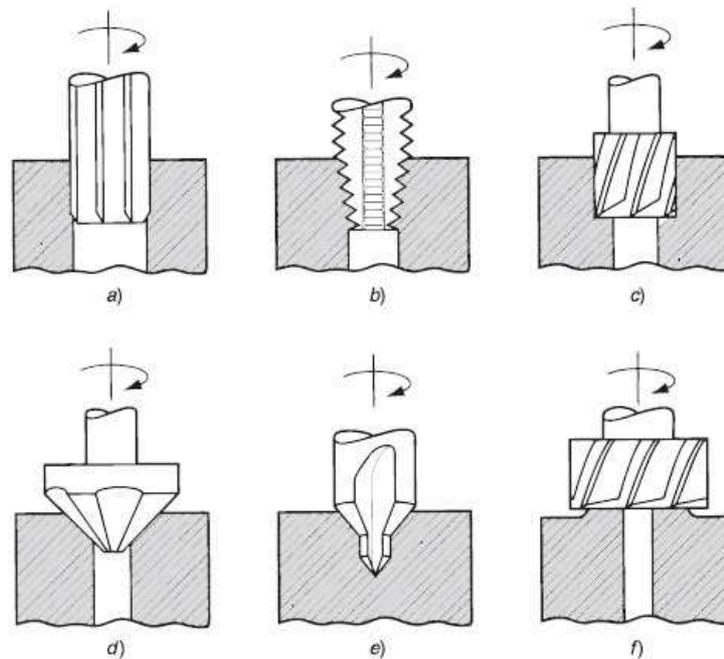


Figura 4.8 Operaciones de maquinado relacionadas con el taladrado: a) escariado, b) roscado interior, c) abocardado, d) avellanado, e) centrado y f) refrentado

Para generar los agujeros cónicos de las placas como se mostró en las Figuras 3.1 y 3.2 será necesario un escariado cónico, y para los agujeros de bloqueo se realizará un roscado.

Para más detalle, sírvase revisar las hojas de proceso en los apéndices.

4.2.3.2 Fresado de los agujeros combinados y las entallas

Una vez realizado el proceso de taladrado descrito en la sección anterior, es necesario realizar un fresado entre los agujeros (agujeros para tornillos corticales y tornillos de bloqueo) con el fin de empatarlos y generar un agujero combinado; esta operación también se conoce con el nombre de coliso. Adicionalmente, la parte inferior de las placas posee una serie de entallas que permitirán darle mayor flexibilidad a la misma, esta forma geométrica será realizada mediante un fresado con ángulo de inclinación.

Las hojas de proceso para este mecanizado se encuentran con más detalle en los apéndices.

4.2.3.2.1 Condiciones de corte en fresado

La velocidad de corte se determina con el diámetro exterior de la fresa. Ésta se puede convertir a la velocidad de rotación del husillo usando la fórmula:

$$N = \frac{v}{\pi * D}$$

Donde v = velocidad de corte (mm/min); y D = diámetro exterior de la fresa (mm).

El avance f en fresado se determina por lo general como el avance por diente cortante, llamado carga de viruta, y representa el tamaño de la viruta formada por cada filo de corte. Esto se puede convertir a velocidad de avance, tomando en cuenta que la velocidad del husillo y el número de dientes en la fresa, como sigue:

$$fr = N * n_t * f$$

Donde fr = velocidad de avance en mm/min; N = velocidad del husillo en rev/min; n_t = número de dientes en la fresa; y f = carga de viruta en mm/diente.

El tiempo requerido para fresar una pieza de trabajo de longitud L debe tomar en cuenta la distancia de aproximación requerida para enganchar completamente la fresa. Para el caso del fresado frontal (el cual es el pertinente al presente estudio) se acostumbra dejar una distancia de aproximación A más una distancia O , de recorrido adicional. Hay dos casos posibles, como se muestra en la figura 4.9. En ambos casos, $A = O$. El primer caso es cuando la fresa se centra sobre la pieza de trabajo rectangular. En la figura 4.9.a es evidente que A y O son iguales a la mitad del diámetro del cortador. Esto es:

$$A = O = \frac{D}{2}$$

Donde D = diámetro de la fresa en mm

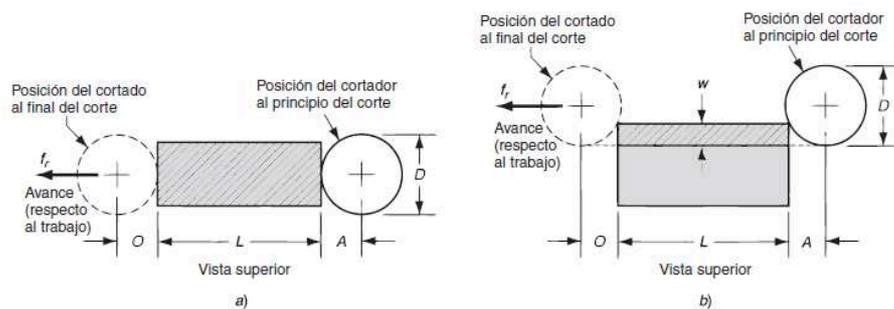


Figura 4.9 Fresado frontal en el que se muestran las distancias de aproximación y de recorrido adicional para dos casos: a) cuando el fresador está centrado sobre la pieza de trabajo y b) cuando el cortador está desplazado hacia un lado del trabajo.

El segundo caso es cuando la fresa sobresale a uno de los lados del trabajo, como se muestra en la figura 4.9.b. En este caso, las distancias de aproximación y la distancia adicional están dadas por:

$$A = O = \sqrt{w * (D - w)}$$

Donde w = ancho del corte en mm. Por tanto, el tiempo de maquinado en cada caso está dado por:

$$T_m = \frac{L + 2A}{f_r}$$

Tipos de material		Dureza HB	f_c
			kgf/mm ²
Acero al carbono,	C 0,15 %	125	275
	C 0,35 %	150	300
	C 0,70 %	250	330
Aceros baja aleación,	recocido	125 - 200	320
	templado	200 - 450	390
Aceros alta aleación,	recocido	150 - 250	350
	templado	250 - 500	410
Aceros inoxidables,	ferríticos	175 - 225	360
	austeníticos	150 - 200	390
Acero fundido,	no aleado	225	260
	baja aleación	150 - 250	280
	alta aleación	150 - 300	320
Acero extra duro		> 50 HRC	675
Fundición maleable,	viruta corta	110 - 145	220
	viruta larga	200 - 250	200
Fundición gris,	poco dúctil	150 - 225	140
	muy dúctil y aleada	200 - 300	180
Fundición nodular (tenaz)	ferrítica	125 - 200	150
	perlítica	200 - 300	225
Fundición en coquilla		40-60 HRC	475

Tabla 4.11 Tabla de fuerzas específicas de corte

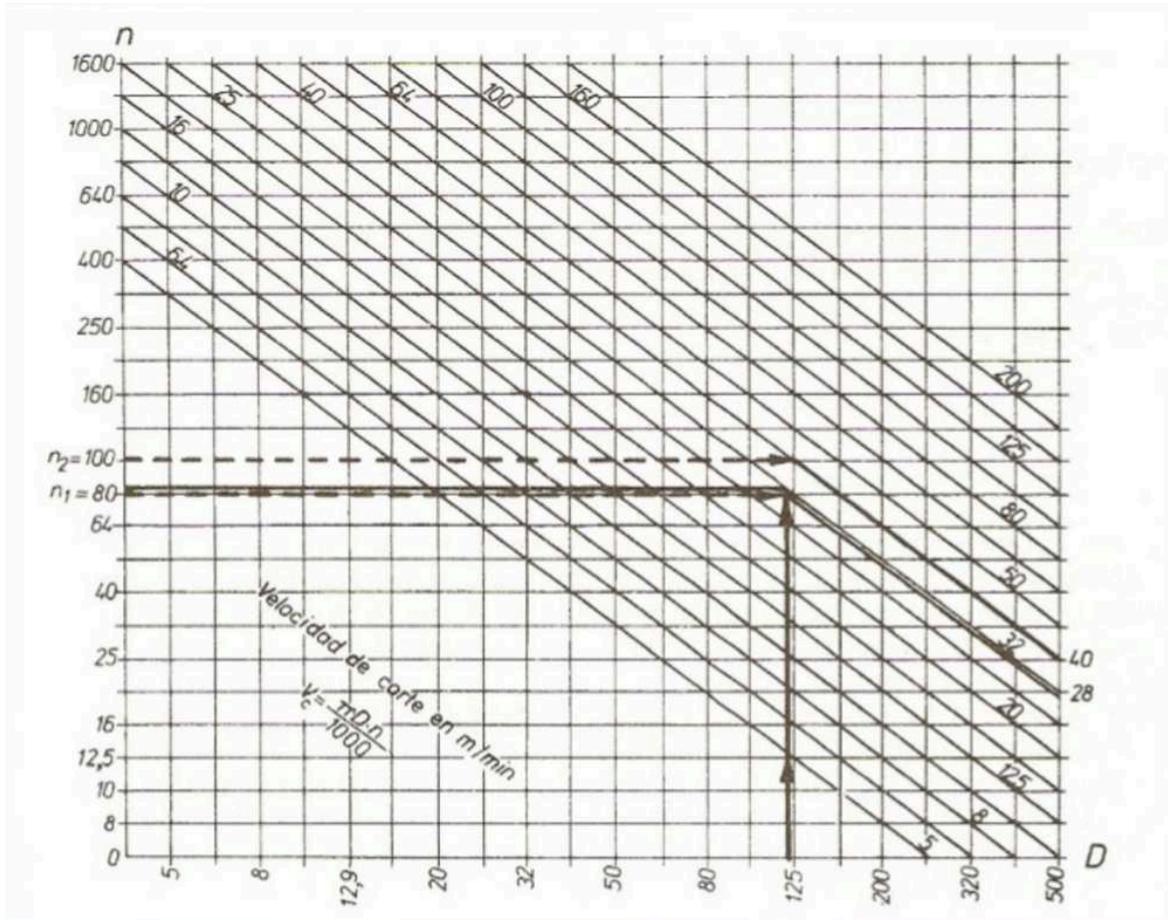


Tabla 4.12 Tabla de velocidad de corte

Material que se trabaja	Acabado		Desbastado			
	Profundidad del fresado hasta $p = 1$ mm		Profundidad del fresado hasta $p = 5$ mm		Profundidad del fresado hasta $p = 8$ mm	
	V_c	F	V_c	F	V_c	F
Fresas cilíndricas HSS ancho de fresado hasta 100 mm						
Acero de aleación mejorado hasta 100 kgf/mm ²	10 ... 14	35 ... 45	10 ... 12	45 ... 70	8 ... 10	25 ... 35
Acero de aleación recocido hasta 75 kgf/mm ²	14 ... 18	45 ... 70	12 ... 14	70 ... 100	10 ... 12	40 ... 60
Acero no aleado hasta 70 kgf/mm ²	18 ... 22	60 ... 90	16 ... 18	90 ... 150	12 ... 14	60 ... 80
Fundición hasta 180 Brinell ...	14 ... 18	70 ... 100	12 ... 14	100 ... 170	10 ... 12	70 ... 100
Metales ligeros	200 ... 300	100 ... 150	150 ... 250	150 ... 300	150 ... 200	90 ... 150
Latón	40 ... 60	100 ... 160	30 ... 40	160 ... 220	30 ... 40	100 ... 150

Tabla 4.13 Tabla de profundidad de fresado

4.2.3.3 Acabado superficial

Con la finalidad de eliminar cualquier defecto de fabricación (rebabas, aristas filosas, etc.), las placas serán pasadas por un pulidor automático que removerá estos defectos y a la vez dará un acabado superficial, dejando al producto listo para el envasado y comercialización.

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- Se desarrollaron las geometrías más eficientes posibles para las placas de bloqueo de diáfisis de fémur y tibia y tibia distal, utilizando el software de diseño Solidworks 2013 y 2015.
- Se logró identificar los factores involucrados en el proceso de fabricación de las placas antes mencionadas, tales como: Springback, tipo de corte para generar las placas planas, proceso de doblado y realización de agujeros y entallas en las mismas.
- Se pudo analizar el funcionamiento de las placas mediante la técnica de elementos finitos, tanto para la zona diafisaria como distal. Para más información, ver los apéndices J, K, L y M.
- Se logró desglosar el proceso de fabricación de las placas LCP mencionadas. Afirmando que deben ser cortadas con chorro de agua, dobladas mediante un instrumental, y un proceso de taladrado y fresado para los agujeros y entallas de las mismas. Para más detalle, ver los apéndices N y O con las hojas de proceso para zona diafisaria y distal, respectivamente.
- Se logró diseñar el instrumental para doblez y perforado de las placas de bloqueo. Sin embargo, sólo se construyeron los troqueles de doblado debido a factores económicos de fuerza mayor.

- No se elaboraron las placas de bloqueo en su totalidad, es decir, no se perforaron, debido a que no se fabricó el instrumental para realizar las perforaciones de los agujeros y las entallas, como ya fue justificado en el punto anterior.
- Las placas, al ser fabricadas nacionalmente, tendrán un costo monetario menor comparado con el de las placas importadas.

5.2 Recomendaciones

- Para cortar la placa plana se recomienda utilizar una máquina de corte con chorro de agua para generar un mejor acabado superficial y poder insertarla al paciente con mayor facilidad.
- Para las placas de distal se recomienda la realización de un instrumental de doblado que, al calzar con los tornillos Allen, según la Figura 4.5, tenga la forma en su extremo como las placas de distal de la figura 3.2.
- Para los instrumentales de taladrado de zona diafisiaria y distal se recomienda construirlos con acero AISI 4140 ó 4340.
- Basándose en el segundo punto, se recomienda realizar un estudio mediante la utilización de la ecuación del Springback (verificada con las placas de diáfisis) para obtener curvaturas más cercanas a las deseadas en el diseño de las placas de distal de tibia.
- Realizar el mismo estudio que se empleó con las placas distales, mediante el copiador de perfiles, para las placas de diáfisis y verificar el fenómeno del Springback.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ashman R.B., Cowin S.C., van Buskirk W.C., Rice,(1984), *A continuous wave technique for measurement of elastic properties of cortical bone* , J. Biomechanics, 17:349-361.
2. Ashman R.B., Rho J.Y., (1988), *Elastic Moduli of trabecular bone material*, J. Biomechanics, 21:177-181.
3. Bray, Timothy J., (1993), *Techniques in Fracture Fixation As Practiced by the Reno Orthopaedic Clinic*.
4. Buckwalter J.A., Glimcher M.J. Cooper R.R., Recker R., (1995), *Bone Biology. Part I: Structure, Blood Supply, Cells, Matrix, and Mineralization*, J. Bone and Joint Surgery, 77A(8) :1256-1275.
5. Comín M., Peris J.L., Prat J.M, Dejoz J. R., Vera P. M., Hoyos J. V., (1999), *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Instituto de Biomecánica de Valencia, ISBN 84-923974-5-4.
6. Cowin S.,(1989), *Bone Mechanics*,CRC Press Inc. Florida USA.
7. Currey (1970) *The Mechanical Properties of Bone*, Clinical Orthopaedics and Related Research, 73:211:231.
8. F. Séquin, Texhammar R., *Instrumental AO. Manual de Utilización y Mantenimiento*

9. Gaynor, E. (2005). *Mechanical Properties and Histology of Cortical Bone from Younger and Older Men*. Revista. The anatomical record volumen 185.
10. Gómez G., Sergio. Solidworks Simulation. Editorial Alfaomega Rama.
11. Groover, M. P. (1997). Fundamentos de manufactura moderna. Materiales, procesos y sistemas. Editorial Prentice Hall.
12. International Organization for Standardization, (1988), *Implants for Surgery-Metal Bone Plates-Holes Corresponding to Screws with Asymmetrical Thread and Spherical Under-Surface. ISO 5836*
13. McRae, Ronald, *Tratamiento Práctico de Fracturas*, (1998), Editorial McGraw-Hill, 3ª Edición.
14. Müller-Karger C. M., Cerrolaza M., (2001), *Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión p de elementos finitos*.
15. Nigg B., Herzog W. (1994), *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, John Wiley & Sons Ltd.
16. Pettermann H.E., Reiter T.J., Rammerstorfer F.G., (1997), *Computational Simulation of Internal Bone Remodeling*, Archives of Computational Methods in Engineering, 4(4):295-323.

17. Reilly D.T., Burstein A. H., (1975), *The elastic and ultimate properties of compact bone tissue*, J. Biomechanics, 8: 393-405.
18. Tianjin Zheng Tian Medical Instrument Co., Ltd., (2013), *IRENE® Products Catalog*.
19. Varaona, José M, (2010), *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, Vol.75 No.3.
20. Yoon, H.S., y Katz J.L. (1976) *Ultrasonic wave propagation in human cortical bone: Measurement of elastic properties and micro hardness*. J. Biomechanics, 9:459-465.
21. Zysset P.K., Guo X.E., Hoffer C.E., Moore K.E., Goldstein S.A., (1999), *Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur*, J. of Biomechanics, 32:1005-1012.

REFERENCIAS ELECTRÓNICAS

1. A. Viladot Voegeli y J. C. Lorenzo Roldán. *Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor. Factores que influyen en las propiedades mecánicas de los huesos*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://books.google.co.ve/books?id=SQLjKjpZwY8C&pg=PA50&lpg=PA50&dq=propiedades+mecanicas+de+los+huesos&source=bl&ots=gsPEqO-zYf&sig=7QPXjPdY3DJXXGeHfe-56mQZeGM&hl=es-419&sa=X&ei=BceHUe7YJ4rS9QT5s4HgBw&ved=0CDQQ6AEwAQ#v=onepage&q=propiedades%20mecanicas%20de%20los%20huesos&f=false>
2. Álvarez S. Velutini K. 2010. *Anatomía de la Cabeza Femoral Humana: Consideraciones en Ortopedia, Parte I. Anatomía y Relaciones Antropométricas del Fémur Proximal*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://www.scielo.cl/pdf/ijmorphol/v28n2/art16.pdf>
3. Buzzle. *Different Types of Bone Fractures*. Consultado el 04 de mayo de 2013 en:
<http://www.buzzle.com/articles/different-types-of-bone-fractures.html>
4. Departamento de Ciencia de Materiales de la Universidad Politécnica de Madrid. *Hueso: Composición, Estructura y Propiedades Mecánicas*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:

<http://www.mater.upm.es/docencia/materiales/biomateriales/archivos.pdf/hueso.pdf>

5. Direct Industry. *Tibia y Peroné*. Consultado el 24 de julio de 2014 en:
<http://anatomica10.galeon.com/productos1962274.html>
6. Dra. Patricia Pérez Sepúlveda. *Biomecánica del Hueso*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://biofiscamedica.tripod.com/elast2.pdf>
7. Dynamic Adsorbents Inc. *Placas de Cromatografía en Capa Fina (TLC)*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://www.dynamicadsorbents.com/spanishweb/tlcplates.htm>
8. Facultad de Medicina UNAM-México. 2011. *Anatomía del Fémur*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://anatomiaunam.blogspot.com/2011/03/femur.html>
9. Facultad de Medicina UNAM-México. 2011. *Anatomía de la Tibia*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://anatomiaunam.blogspot.com/2011/03/tibia.html>
10. Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales (GEMM). 2008. *Caracterización Mecánica de las Propiedades del Tejido Óseo Cortical*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://www.gef.es/Congresos/25/pdf/2-3.pdf>

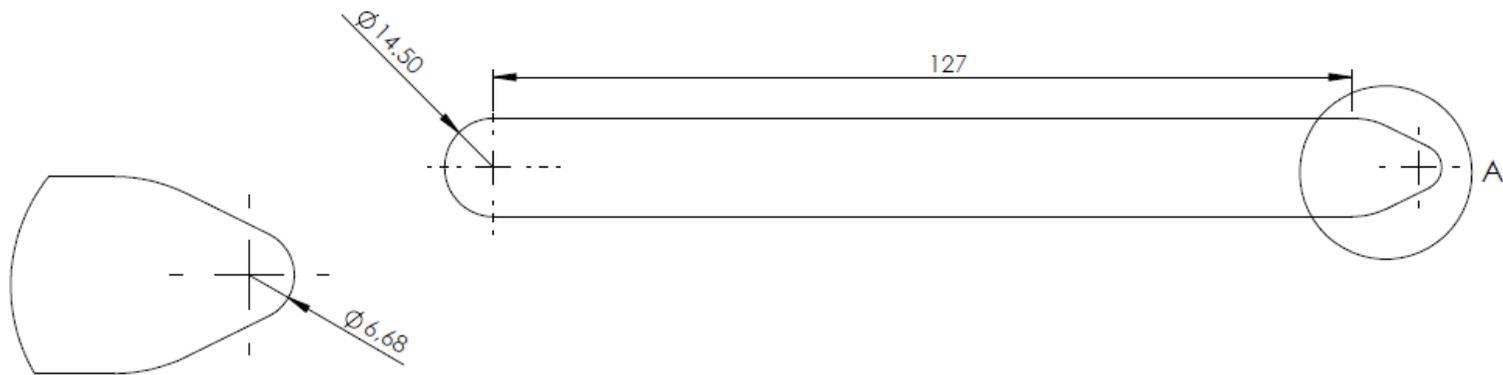
11. Home Trauma O'nil Trauma Nail Linea Vet. *Tibia Distal*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://www.intrauma.com/page.php?id=30&tipo=articoli&lang=ES>
12. Primeros Auxilios Org. *Clasificación y Tipos de Fracturas*. Consultado el 04 de mayo de 2013 en:
<http://www.primerosauxilios.org/primeros-auxilios/clasificacion-y-tipos-de-fracturas.php>
13. Ricketts RM. *Fragm. Biology and Mechanics in Human Architectural Design. Propiedades Físicas del Hueso y los Tejidos Conectivos Adyacentes*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://www.ortodonciaeimplantologia.com/Articulos/9.pdf>
14. Scientific Electronic Library Online. *Generalidades del Hueso Humano*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0376723X2001000300003&script=sci_arttext
15. Synthes. *Placa LCP Para Fémur. Sistema de Placas LCP Para Osteosíntesis*. Consultado el 06 de agosto de 2014 en:
http://www.ipm.com.ve/archivos/pro/4i12ipm21iapplicationi12ipm21i1cd1769a50i12ipm21ipdf_lcp_femur_proximal.pdf
16. Testut L., Latarjet A. *Anatomía del Fémur*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://www.anatomia.tripod.com/femur.htm>

17. Texas Orthopedic Spine Institute. *Types of Bone Fractures*. Consultado el 04 de mayo de 2013 en:
<http://www.houstonspineandjoint.com/bone-fracture-types.htm>
18. Wikipedia. *Bone Fracture*. Consultado el 04 de mayo de 2013 en:
http://en.wikipedia.org/wiki/Bone_fracture
19. Wikipedia. *Hueso*. Consultado el 06 de mayo de 2013 en:
<http://es.wikipedia.org/wiki/Hueso>
20. Zacatecas S.A. *Osteosíntesis y Sistemas*. Consultado el 29 de julio de 2014 en:
<http://www.osteosintesisysistemas.com/productos/osteosintesis.htm>

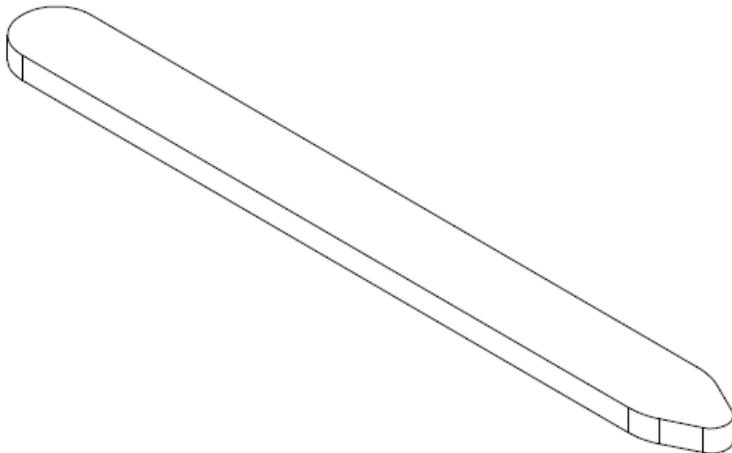
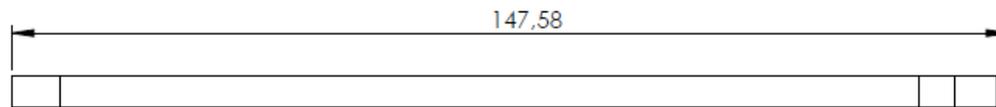
APÉNDICES

**Apéndice A. Planos de las placas de bloqueo planas
de diáfisis de fémur**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

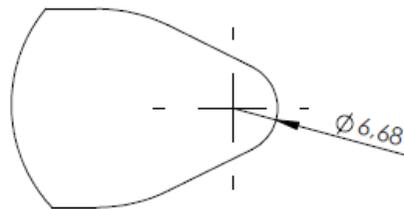
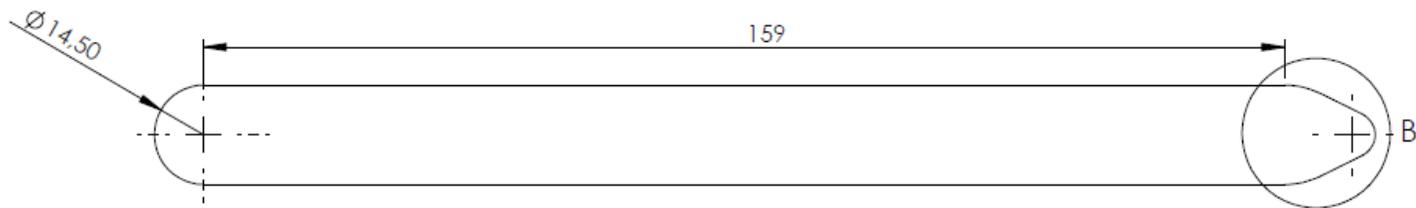


DETALLE A
ESCALA 2 : 1

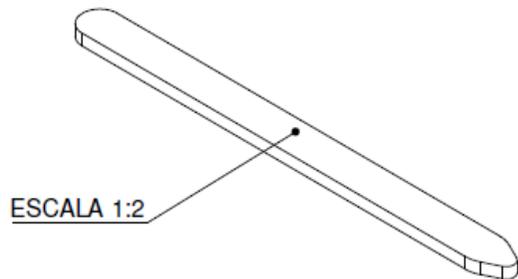
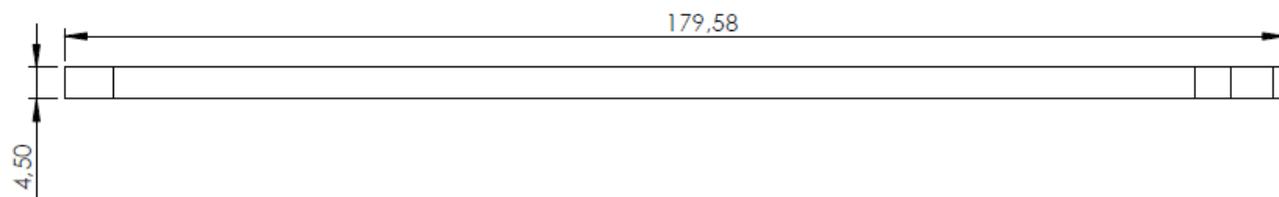


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT N EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		TITULO LCP PLANA DIÁFISIS FÉMUR 8 AGUJEROS
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. LCPDF00-0100
			MATL		ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDF00-0000_S
					SHEET 1/5

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

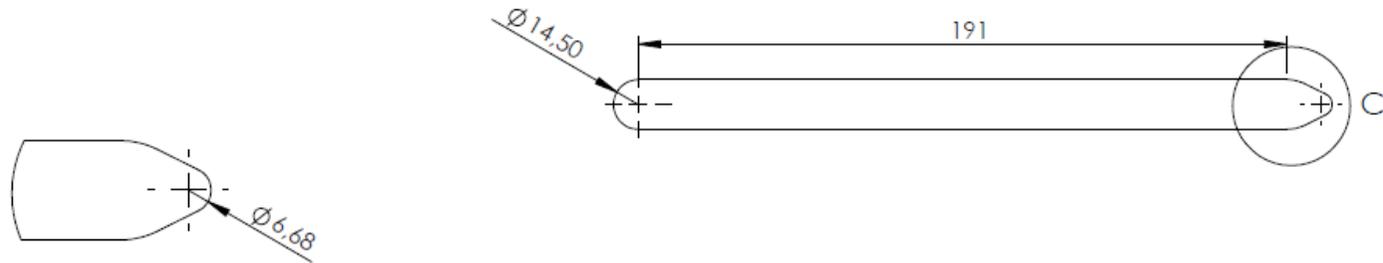


DETALLE B
ESCALA 2 : 1

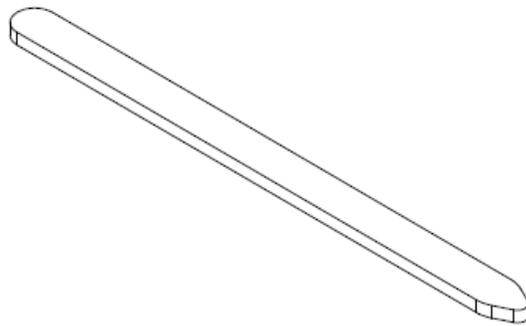
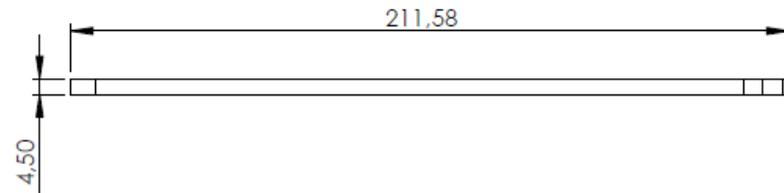


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL. ES DE COPIAR EL DOCUMENTO EN LOS DATOS PUEDE SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL			LCP PLANA DIÁFISIS FÉMUR 10 AGUJEROS
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		DWG NO.
			MATL		LCPDF00-0200
					ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDF00-0000_S
					REV
					SHEET 2/5

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

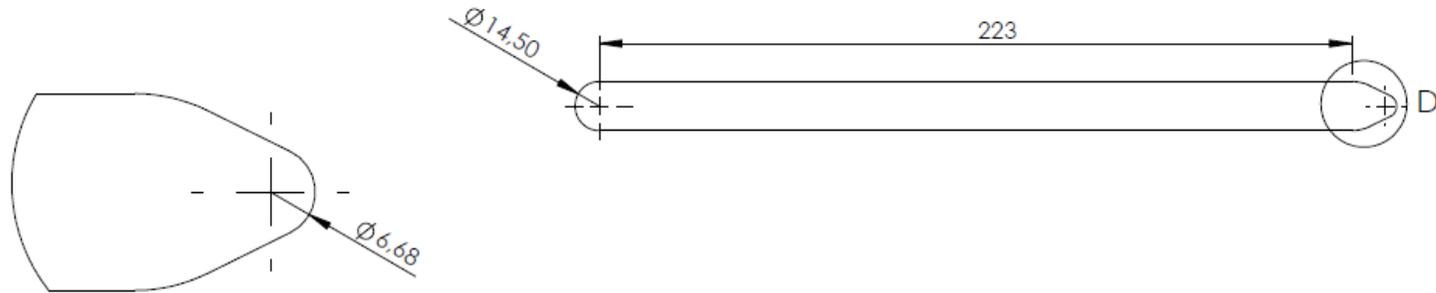


DETALLE C
ESCALA 1 : 1

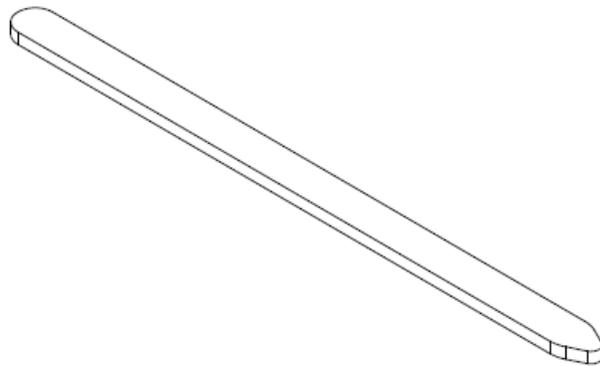
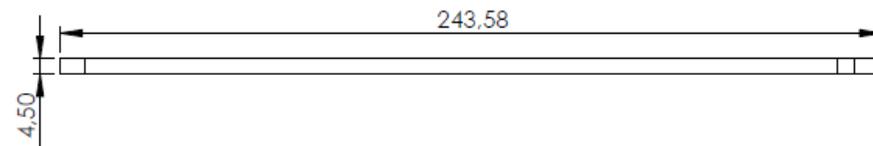


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDTN. EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		TITULO LCP PLANA DIÁFISIS FÉMUR 12 AGUJEROS
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. LCPDF00-0300
			MATL		REV
					ESCALA 1:2
					CAD FILE: LCPDF00-0000_5
					SHEET 3/5

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

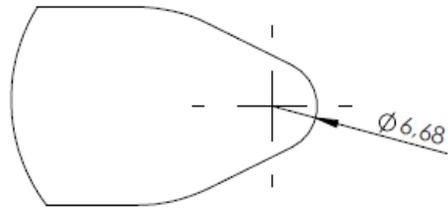
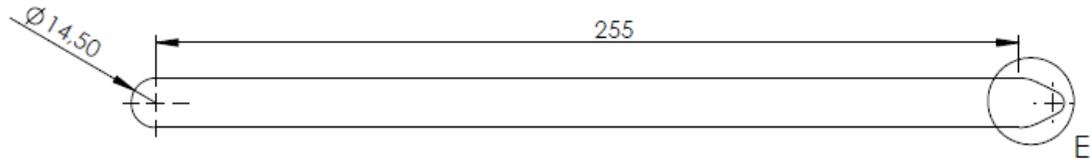


DETALLE D
ESCALA 2 : 1

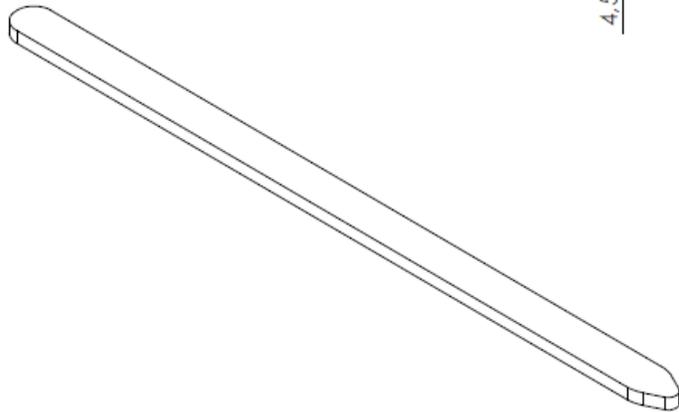
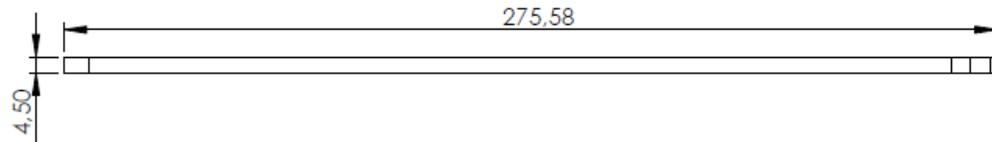


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL ES DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.		
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN			TITULO LCP PLANA DIÁFISIS FÉMUR 14 AGUJEROS	
		FINISH	CHKR		DWG NO. LCPDF00-0400	REV	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDF00-0000_S	SHEET 4/6
			MATL				

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	8/9/15		



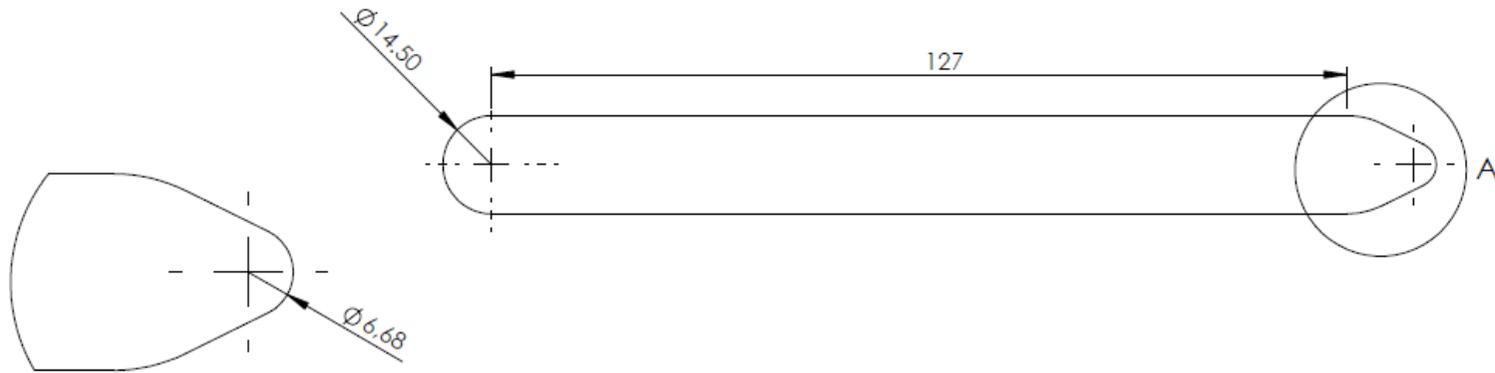
DETALLE E
ESCALA 2 : 1



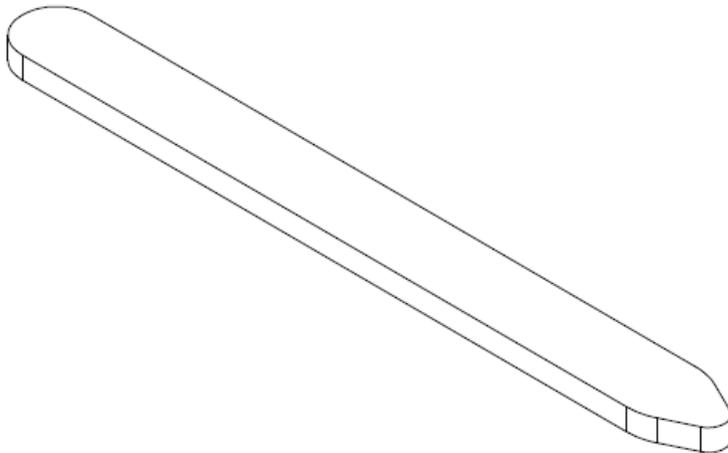
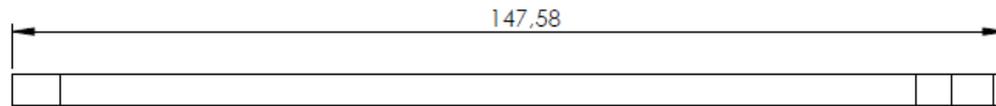
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT. NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			MATERIAL	DFTSMN	
			AISI 316L	CHKR	LCP PLANA DIÁFISIS FÉMUR 16 AGUJEROS
			FINISH	ENGR	
PART			PRODUCT	MFG	DWG NO.
DASH				MATL	LCPDF00-0500
NO					ESCALA 1:2
					CAD FILE: LCPDF00-0000_S
					SHEET 5/5

**Apéndice B. Planos de las placas de bloqueo planas
de diáfisis de tibia**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

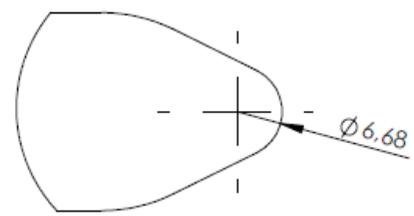
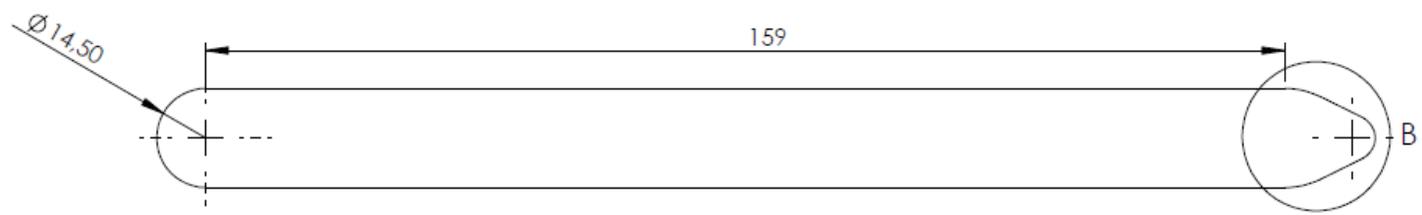


DETALLE A
ESCALA 2 : 1

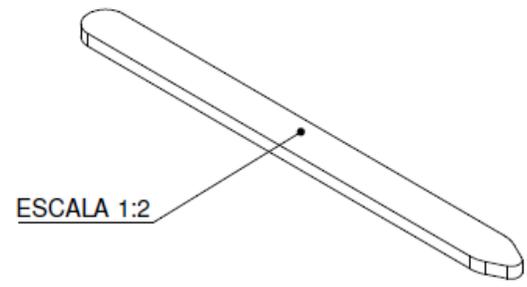
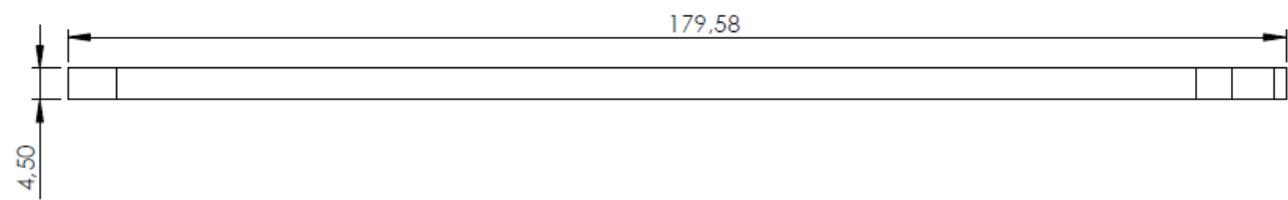


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIALES DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L	CHKR	LCP PLANA DIÁFISIS TIBIA 8 AGUJEROS	
		FINISH	ENGR	DWG NO.	REV
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	LCPDT00-0100	
			MATL	ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDT00-0000_S SHEET 1/4

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		



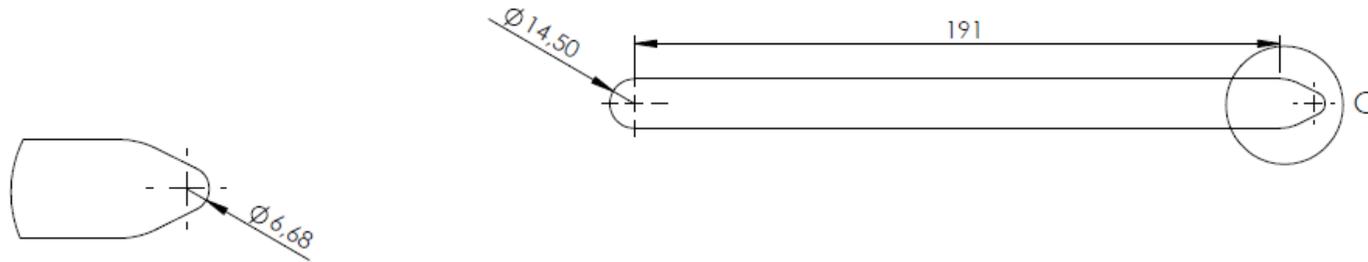
DETALLE B
ESCALA 2 : 1



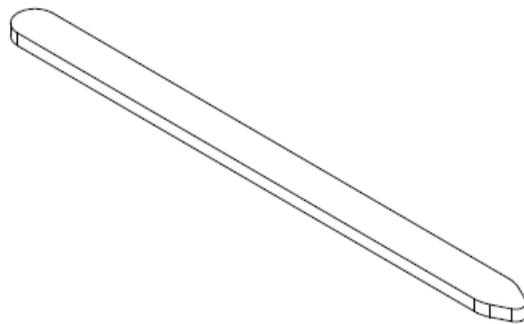
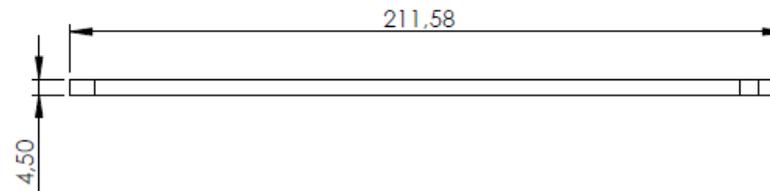
ESCALA 1:2

		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT. EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO			
		AISI 316L		LCP PLANA DIÁFISIS TIBIA 10 AGUJEROS			
		FINISH	CHKR	DWG NO.		REV	
			ENGR	LCPDT00-0200			
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	ESCALA 1:1		CAD FILE: LCPDT00-0000_S	SHEET 2/4
			MATL				

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

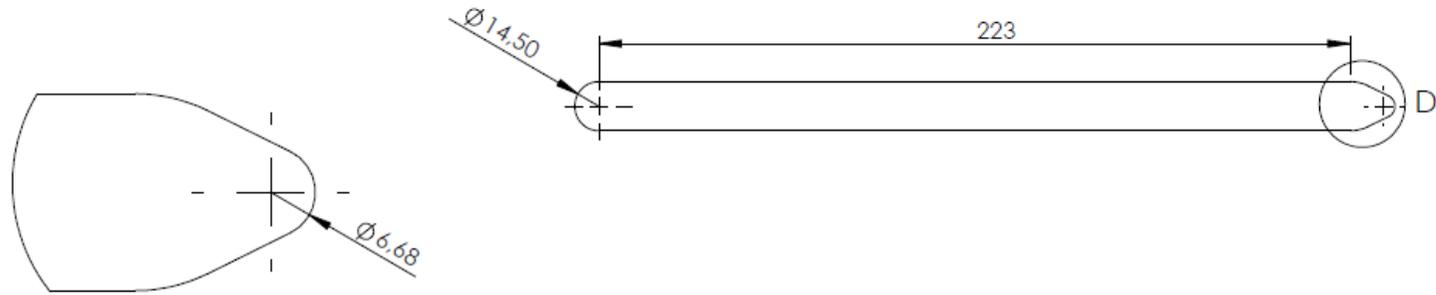


DETALLE C
ESCALA 1 : 1

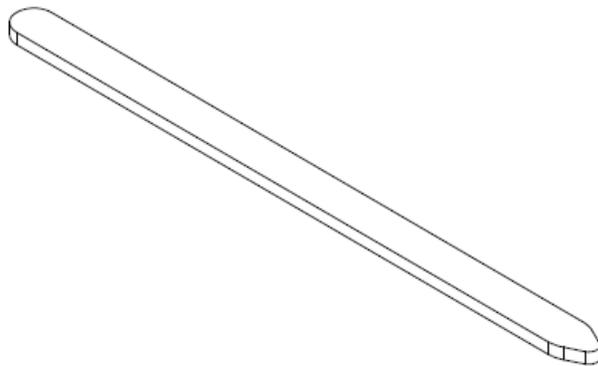
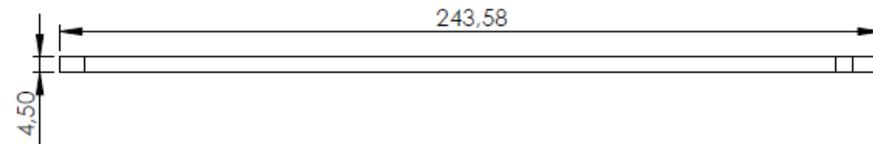


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL	CHKR		LCP PLANA DIÁFISIS TIBIA 12 AGUJEROS
		FINISH	ENGR		DWG NO.
PART		PRODUCT	MFG		LCPDT00-0300
DASH			MATL		ESCALA 1:2
NO					CAD FILE: LCPDT00-0000_S
					REV
					SHEET 3/4

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		



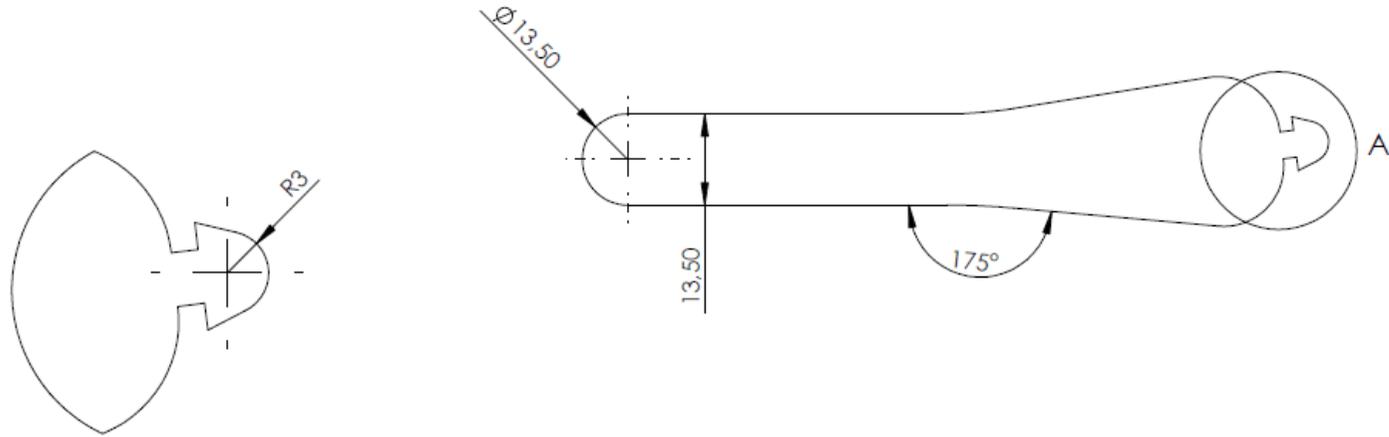
DETALLE D
ESCALA 2 : 1



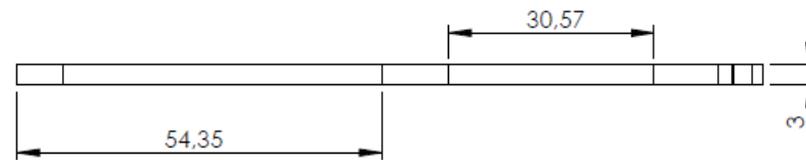
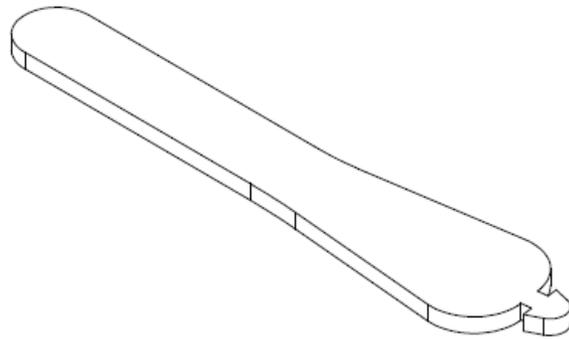
MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT N EL DOCUMENTO EN LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L	CHKR	LCP PLANA DIÁFISIS TIBIA 14 AGUJEROS	
		FINISH	ENGR	DWG NO.	REV
PART		PRODUCT	MFG	LCPDT00-0400	
DASH		MATL		ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDT00-0000_S
NO					SHEET 4/4

**Apéndice C. Planos de las placas planas de bloqueo
de distal de tibia**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

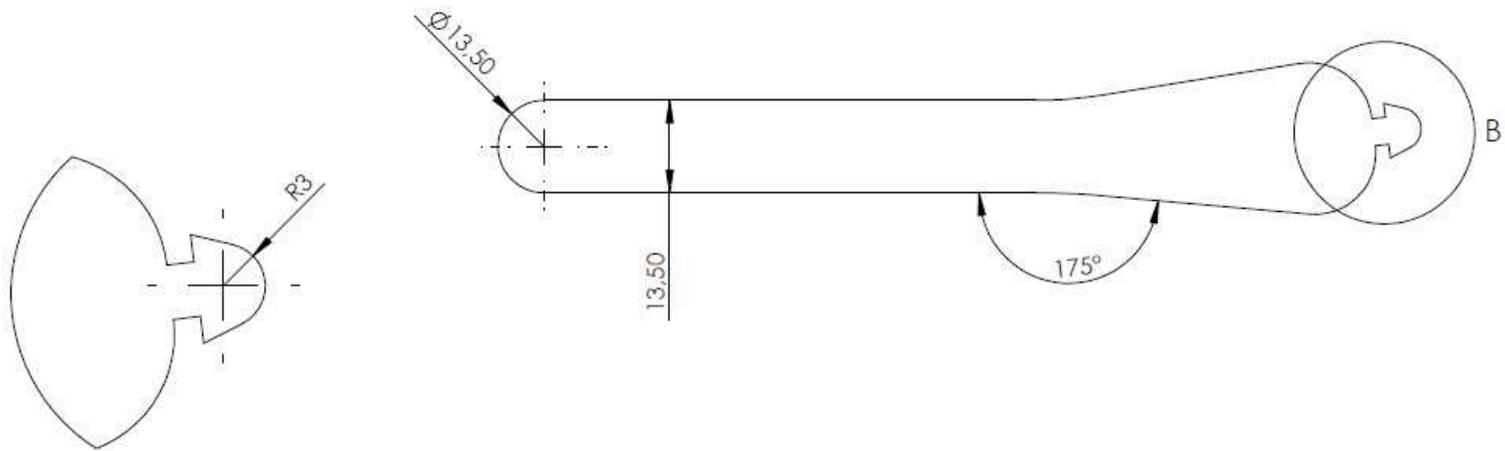


DETALLE A
ESCALA 2 : 1

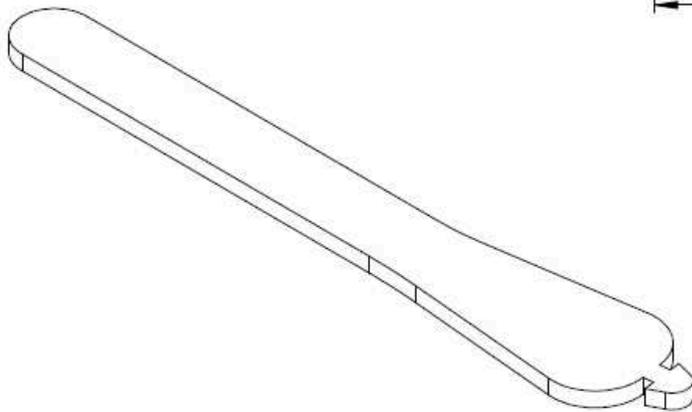
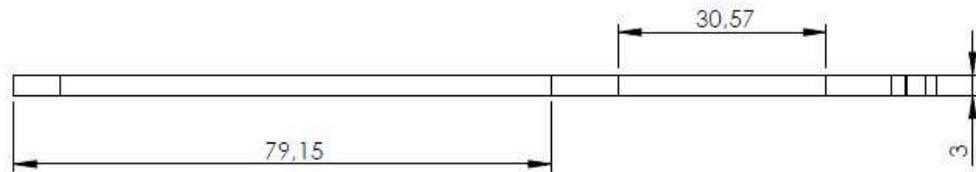


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMERCIALES DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCIONES, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L	CHKR	LCP PLANA DISTAL TIBIA 4 AGUJEROS	
		FINISH	ENGR	DWG NO.	REV
PART		PRODUCT	MFG	LCPDST00-0100	
DASH		MATL		ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDST00-0000_S
NO					SHEET 1/4

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

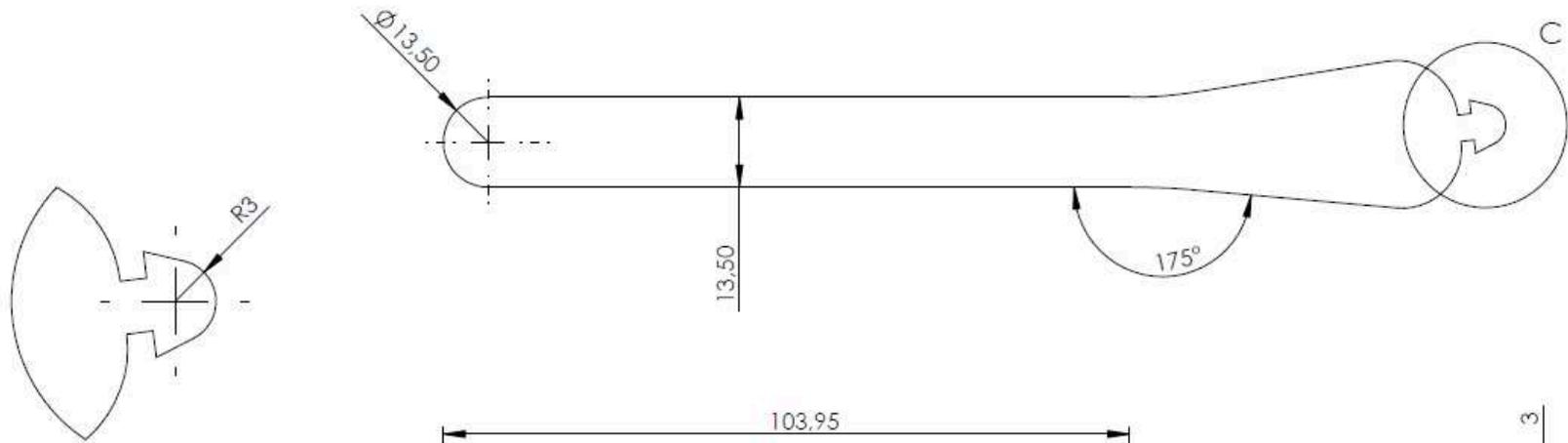


DETALLE B
ESCALA 2 : 1

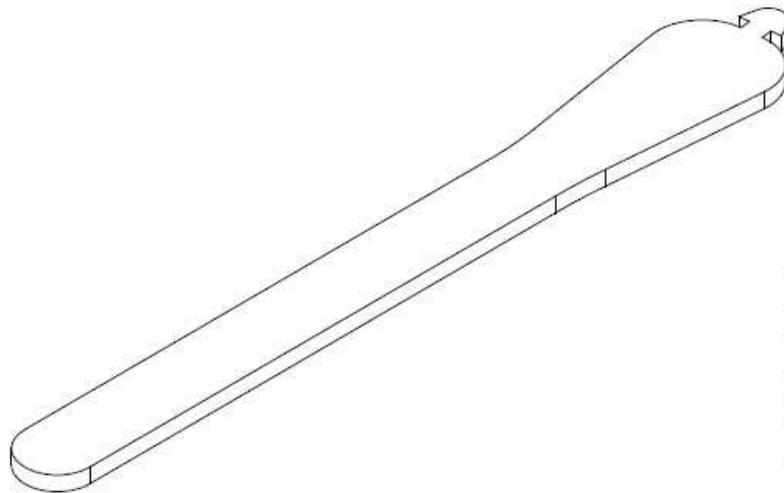


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECTORES COMERCIALES DE CDTM EL DOCUMENTO EN LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O CUALQUIER OTRA EN EL RESPECTIVO FUENTE		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		
		FINISH	CHKR		
		PRODUCT	ENGR		
PART NO			MFG		DWG NO. LCPDST00-0200
DASH NO			MATL		ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDST00-0000_S
					REV
					SHEET 2/4

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		

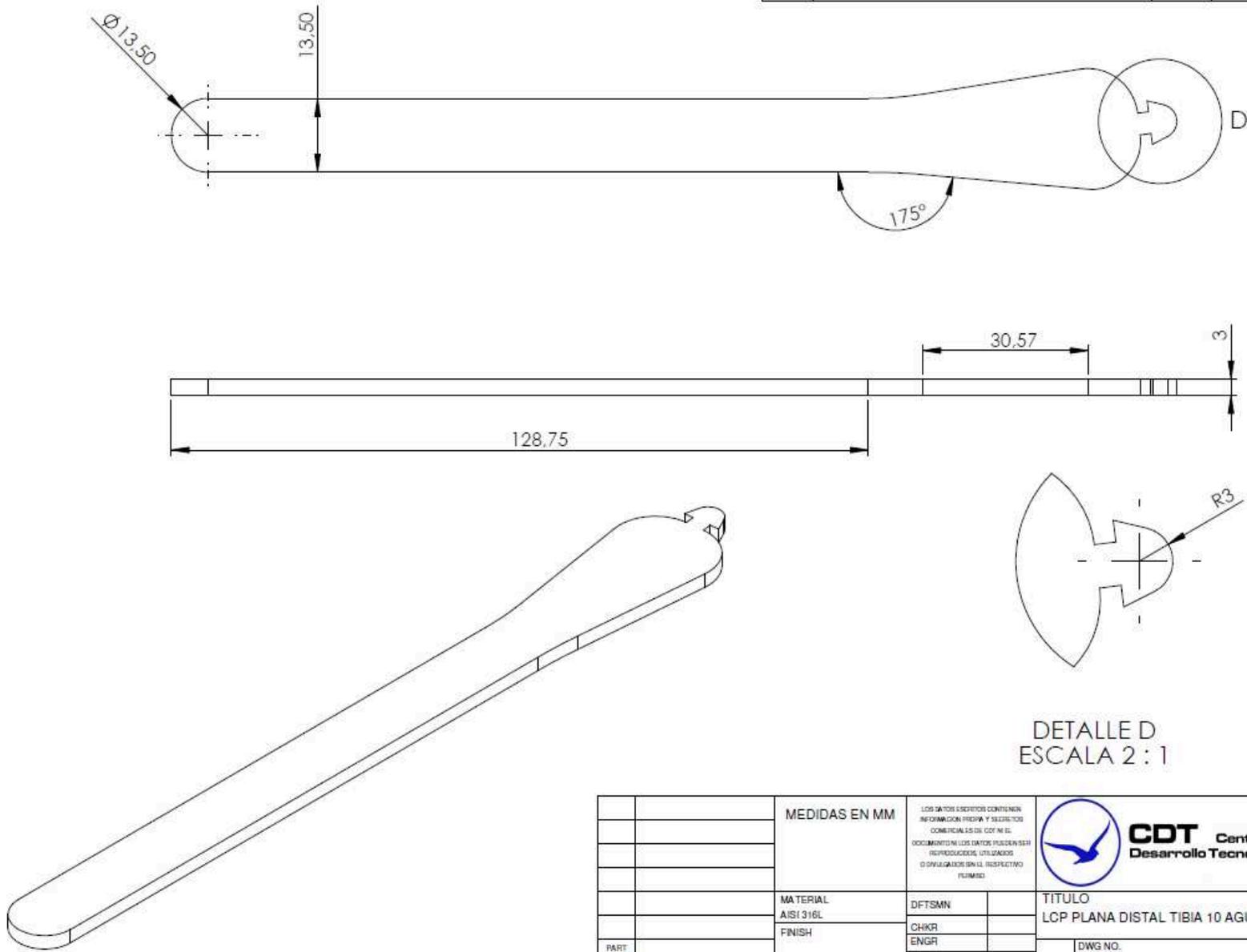


DETALLE C
ESCALA 2 : 1



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y RESERVADOS COMERCIALES DE CDT N. C. SOLOMENTE EN LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO FIRMADO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		
		FINISH	CHKR		DWG NO. LCPDST00-0300
		PRODUCT	ENGR		REVISIONES
PART DASH NO			MATL		ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDST00-0000_S
					SHEET 3/4

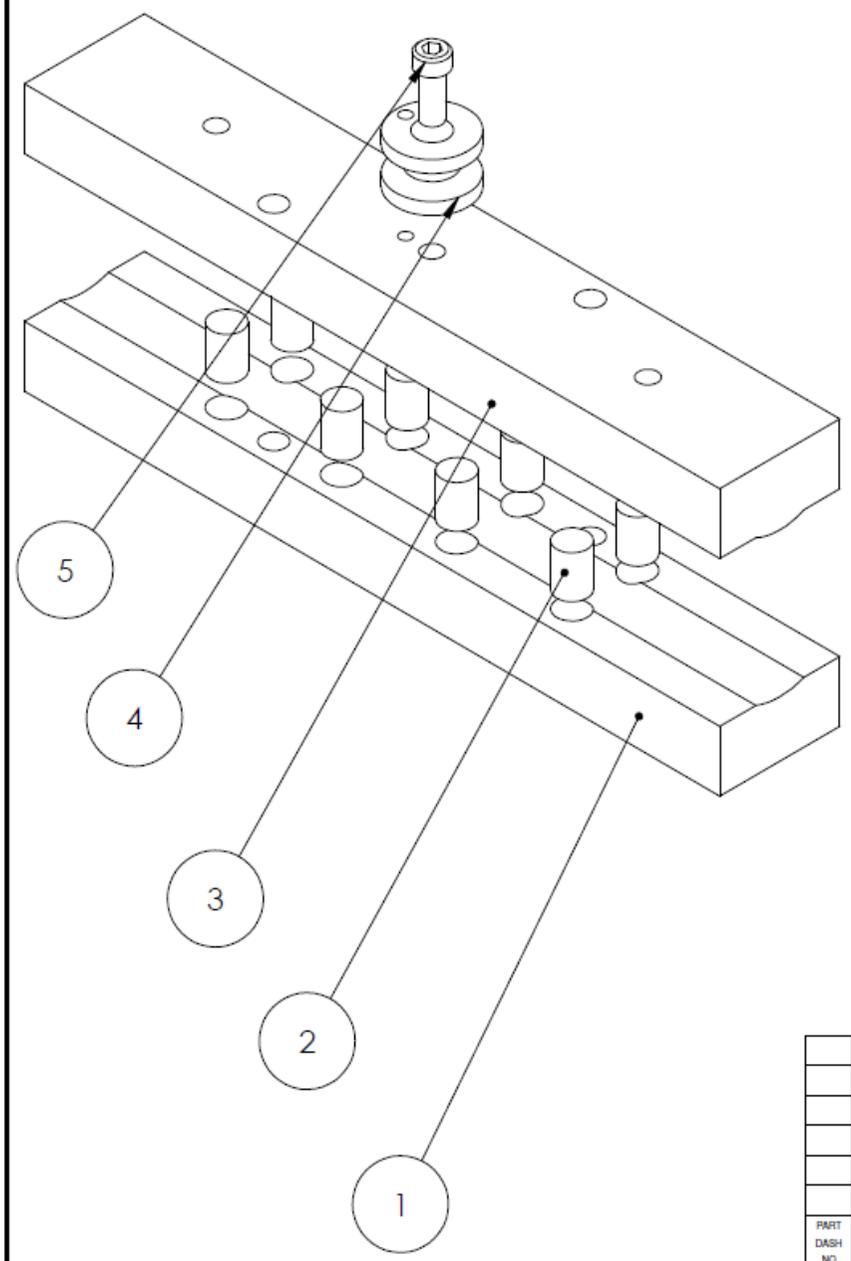
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	8/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS SIGUIENTES CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE COMERCIALES DEL COE EN EL DOCUMENTO EN LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL	CHKR		LCP PLANA DISTAL TIBIA 10 AGUJEROS
		FINISH	ENGR		DWG NO.
PART DASH NO		PRODUCT	MATL		LCPDST00-0400
					ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDST00-0000_S
					SHEET 4/4

**Apéndice D. Planos del troquel de doblado de las
placas planas de bloqueo para diáfisis de fémur y
tibia**

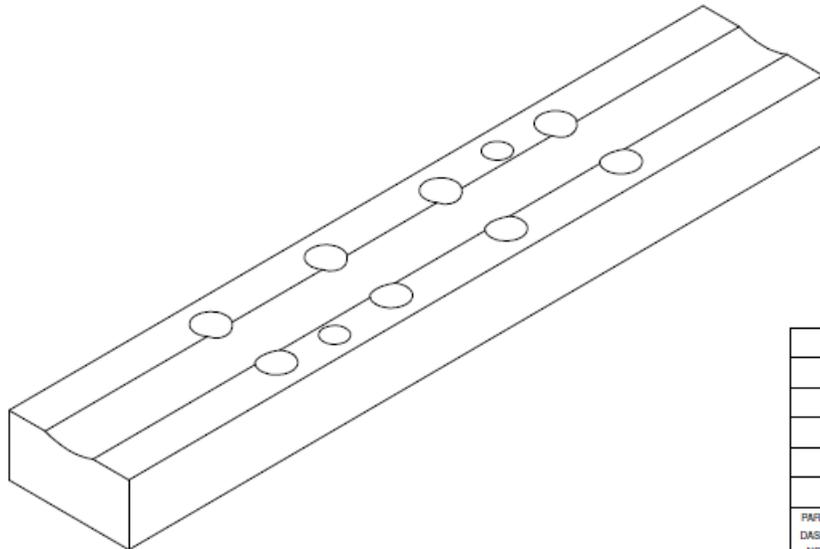
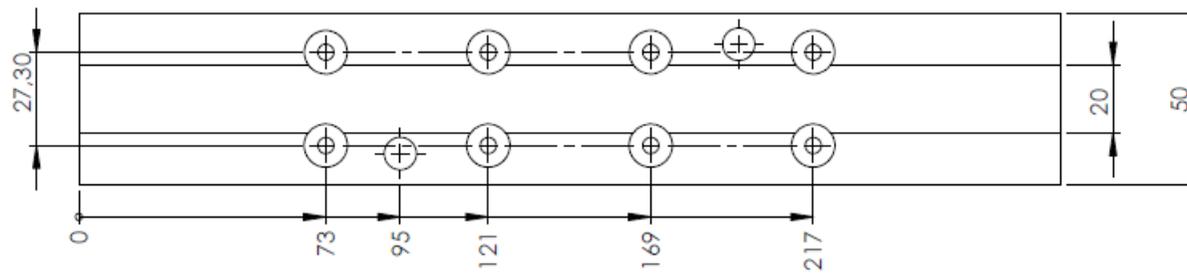
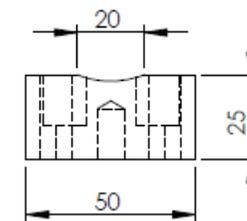
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	9/9/15		



N.º de elemento	N.º de pieza	Descripción	Material	Cantidad
1	TD00-0101	Matriz del troquel	AISI O1	1
2	TD00-0102	Taco de soporte de B2 la LCP. 1/2" x 17,5 mm	Poliuretano Shore 90	8
3	TD00-0103	Punzón del troquel	AISI O1	1
4	TD00-0104	Sujetador de la prensa	ASTM A36	1
5	TA00-0100	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 5/16" x 3/4"	Acero aleado alta resistencia	1

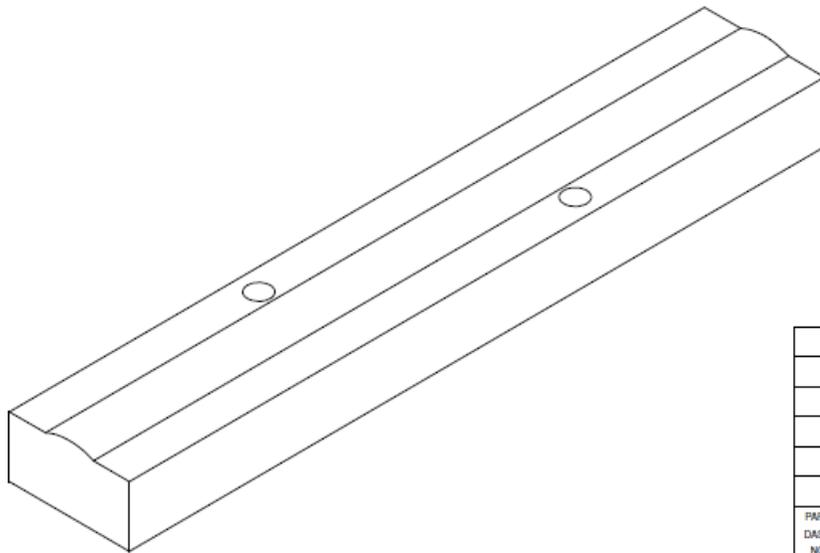
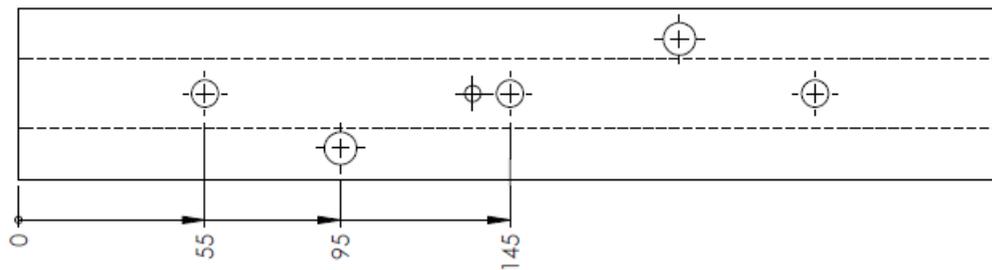
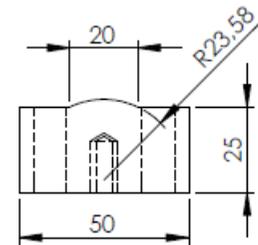
		MEDIDAS EN MM		<small>LOS DATOS SECREOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETORES COMERCIALES DE CDTN EN EL DOCUMENTO EN LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL		DFTSMN		TITULO	
		VER LISTA DE PARTES		CHKR		ENSAMBLE TROQUEL DIÁFISIS FÉMUR Y TIBIA	
		FINISH		ENGR		DWG NO.	
		PRODUCT		MFG		TD00-0100	
PART DASH NO				MATL		REV	
				ESCALA 1:2		SAD FILE: TD00-0100	
						SHEET 1/4	

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	9/9/15		



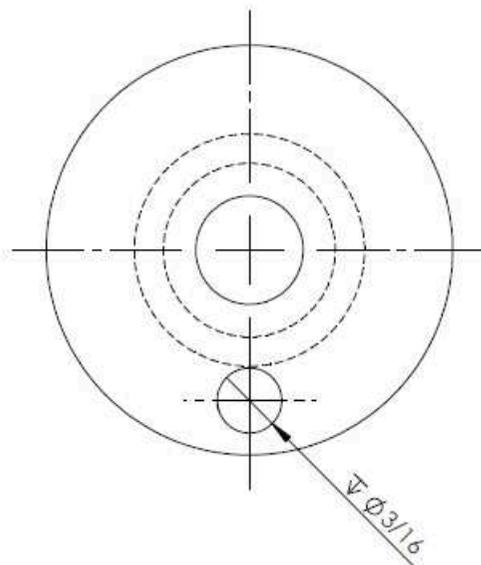
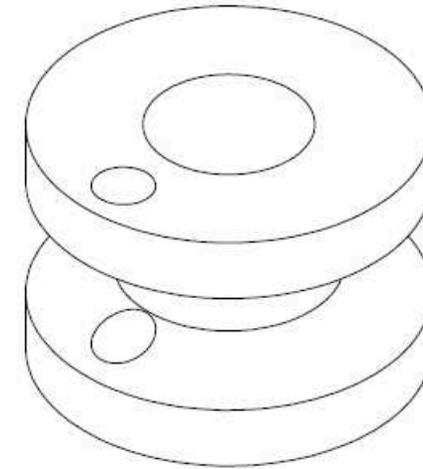
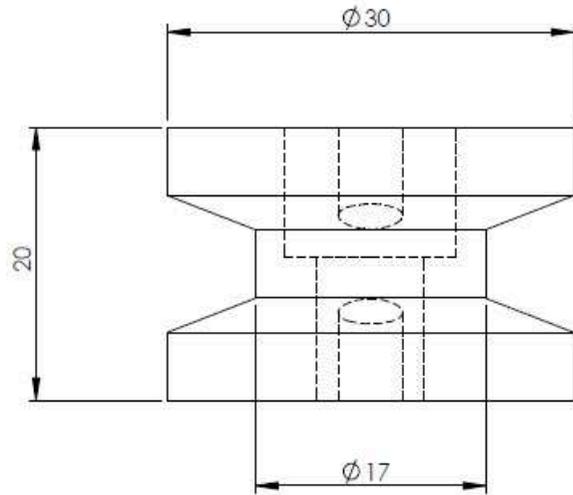
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DEL CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			MATERIAL	DFTSMN	
			AIISI 01		MATRIZ DIÁFISIS FÉMUR Y TIBIA
			FINISH	CHKR	
				ENGR	
PART			PRODUCT	MFG	DWG NO.
DASH				MATL	TD00-0101
NO					ESCALA 1:2
					CAO FILE: TD00-0100
					SHEET 2/4

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	9/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL. ES DE COTAR EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
				TITULO PUNZÓN DIÁFISIS FÉMUR Y TIBIA	
		MATERIAL AISI O1	DFTSMN		DWG NO. TD00-0103
		FINISH	CHKR		REV
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		ESCALA 1:2
			MATL		SAC FILE: TD00-0100
					SHEET 3/4

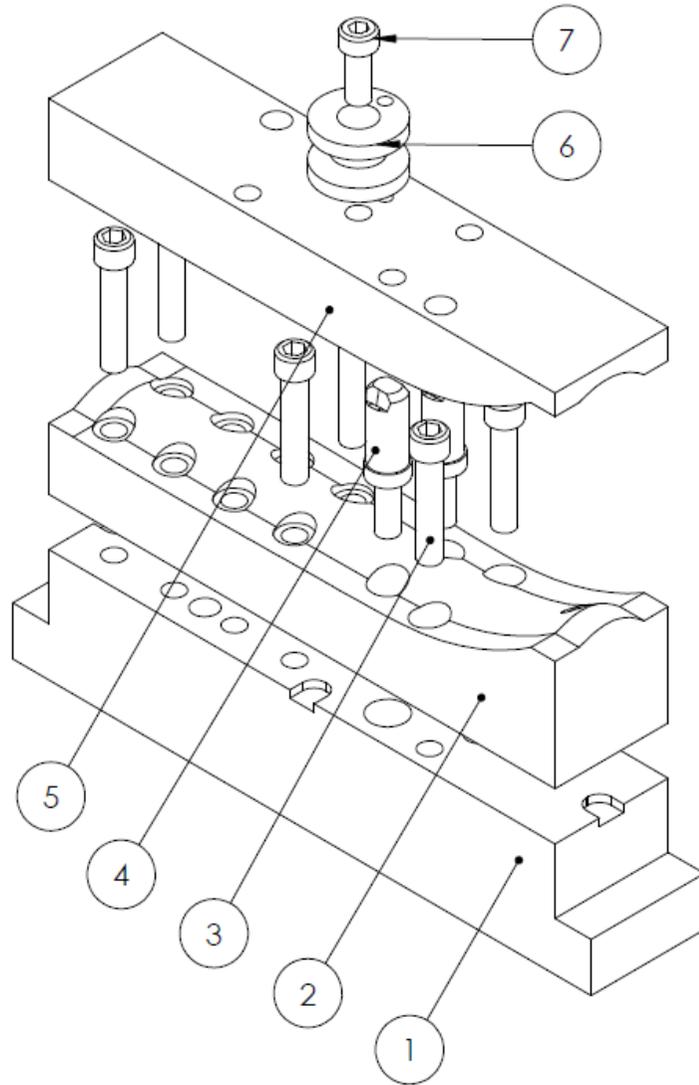
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	9/9/15		



		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS LICITADOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA GENERALIZADA DE CDT EN EL DOCUMENTO EN LOS CAYOS PUEDEN SER SUPLENIDOS, UTILIZANDO O MODIFICADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL ASTM A36	DFTSMN		TITULO SUJETADOR PRENSA
		FINISH	CHKR ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG MATL		DWG NO. TD00-0104
					REV
				ESCALA 2:1	CAO FILE: TD00-0100
					SHEET 4/4

**Apéndice E. Planos del troquel de doblado de las
placas planas de bloqueo para distal de tibia**

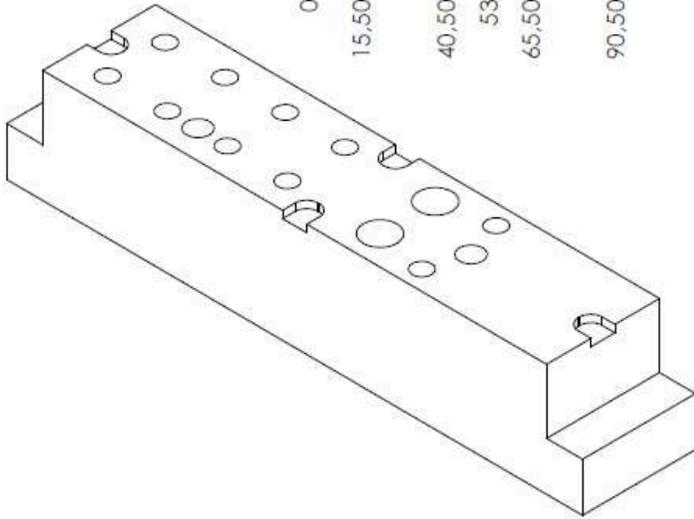
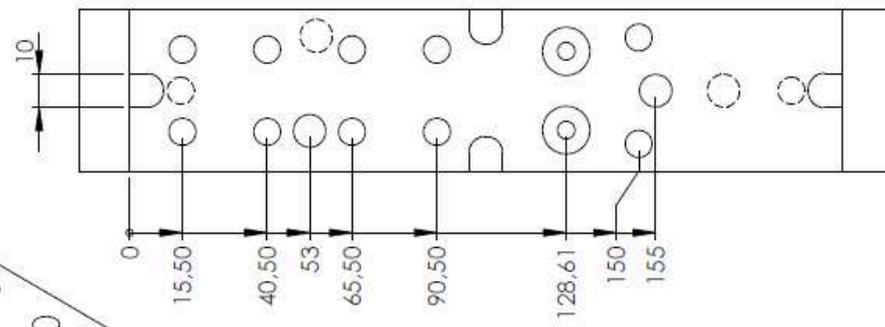
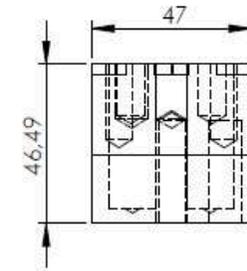
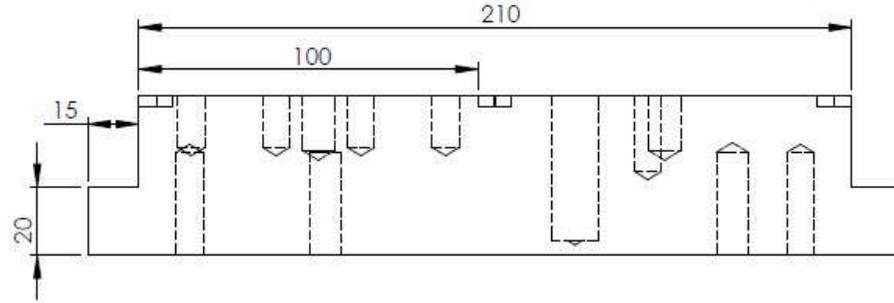
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	10/9/15		



N.º de elemento	N.º de pieza	Descripción	Material	Cantidad
1	TDT00-0201	Porta matriz del troquel	ASTM A36	1
2	TDT00-0202	Matriz del troquel	AISI O1	1
3	TA00-0200	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 5/16" x 1-1/2"	Acero aleado alta resistencia	6
4	TDT00-0203	Pin curvo retráctil	Acero aleado de alta resistencia	1
5	TDT00-0204	Punzón del troquel	AISI O1	1
6	TDT00-0205	Sujetador prensa	ASTM A36	2
7	TA00-0100	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 5/16" x 3/4"	Acero aleado alta resistencia	1

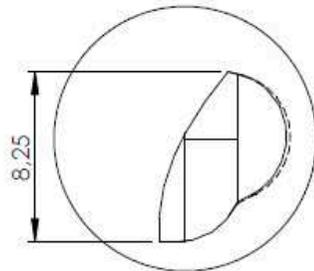
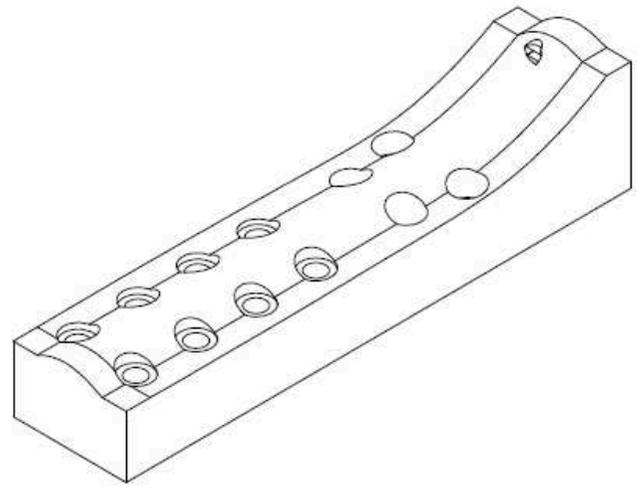
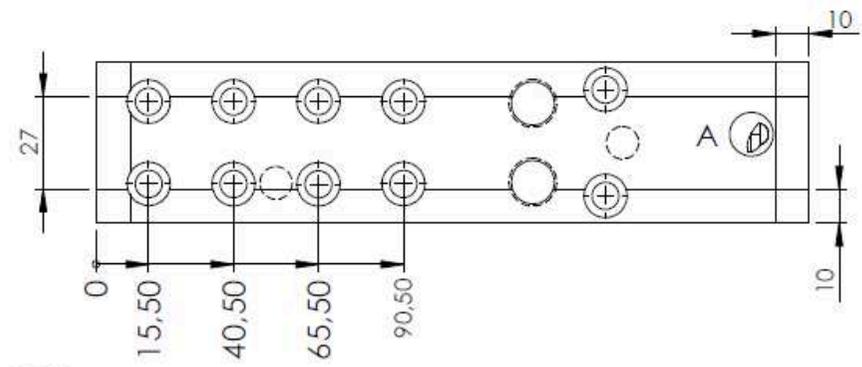
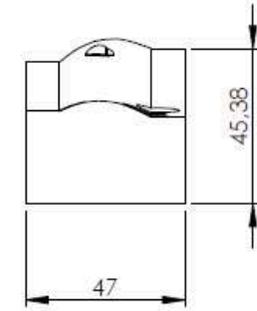
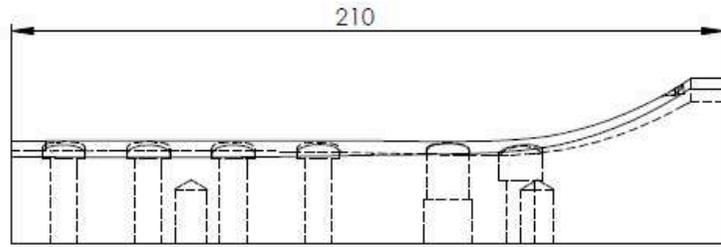
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA. CUALQUIER USO DE ESTE DOCUMENTO SIN LA AUTORIZACION DE CDTM SE CONSIDERA UN INFRACCION. REPRODUCCIONES, UTILIZACIONES O DIVULGACIONES SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
			MATERIAL VER LISTA DE PARTES	DFTSMN		TITULO ENSAMBLE TROQUEL DISTAL TIBIA
			FINISH	CHKR ENGR	DWG NO. TD00-0200	REV
PART DASH NO			PRODUCT	MFG MATL	ESCALA 1:2	CAD FILE: TDT00-0200
						SHEET 1/6

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	10/9/15		



		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS COMPLETEN LA INFORMACION PROPRIA Y SELECCION DE MERCADOS DE CDT M. EL DOCUMENTO Y LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO			
		ASTM A36	CHKR	PORTA MATRIZ TROQUEL DISTAL TIBIA			
		FINISH	ENGR	DWG NO.		REV	
PART NO		PRODUCT	MFG	TD00-0201			
DASH NO			MATL	ESCALA 1:2		SAD FILE: TD700-0200 SHEET 2/6	

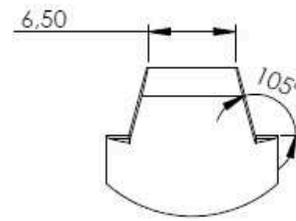
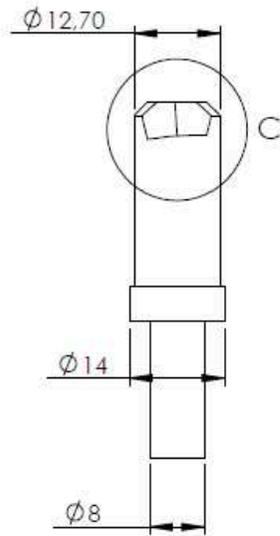
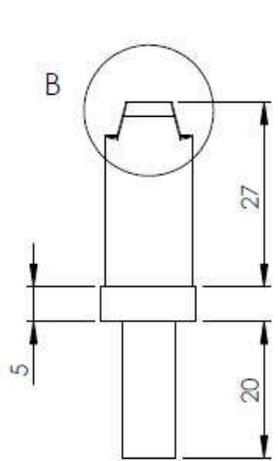
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	10/9/15		



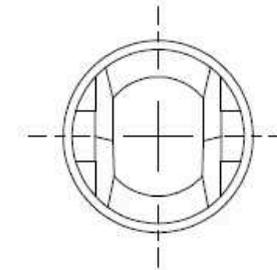
DETALLE A
ESCALA 3 : 1

		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECCION DE COMERCIALES DE CETIN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO			
		AISI 01		MATRIZ TROQUEL DISTAL TIBIA			
		FINISH	CHKR	DWG NO.		REV	
PART DASH NO		PRODUCT	ENGR	TD00-0202			
			MFG	ESCALA 1:2		SHEET 3/6	
			MATL	CAD FILE: TD000-0200			

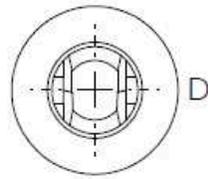
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	10/9/15		



DETALLE B
ESCALA 2 : 1



DETALLE D
ESCALA 2 : 1

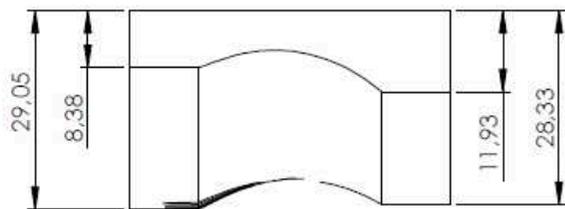
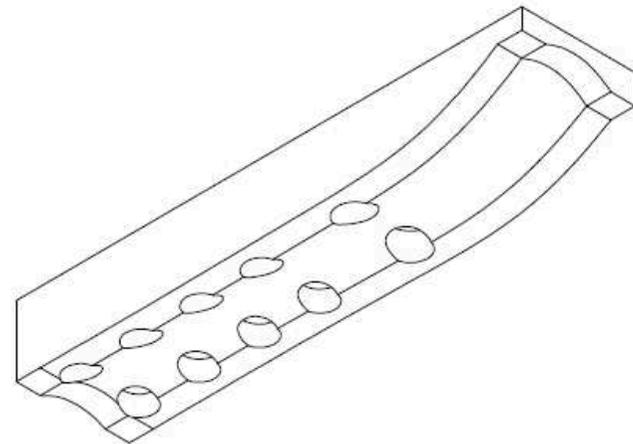
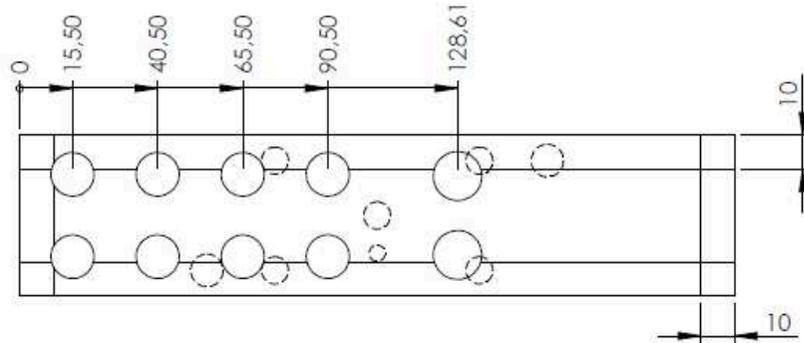
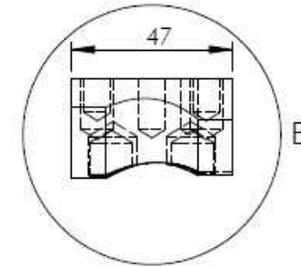
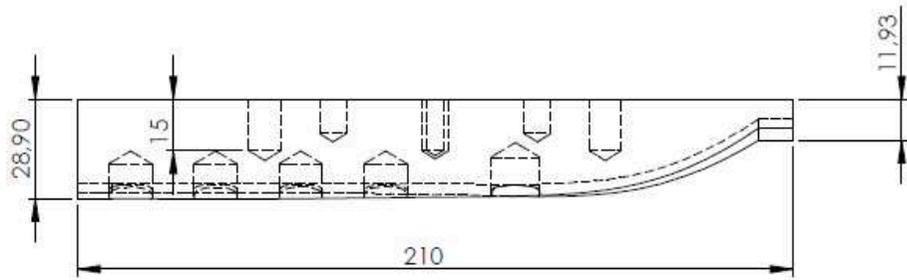


DETALLE C
ESCALA 2 : 1



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE CARACTERES DE CDTM EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCIONES, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL Acero aleado alta resistencia	CHKR		
		FINISH	ENGR		
PART QASH NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. TD00-0203
			MATL		REV
					ESCALA 1:1 CAD FILE: TD700-0200 SHEET 4/6

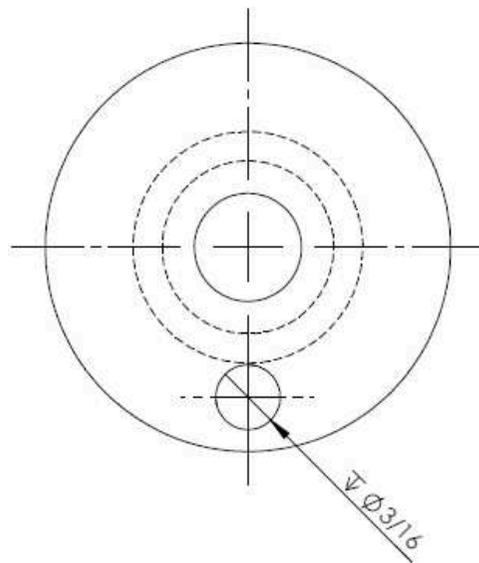
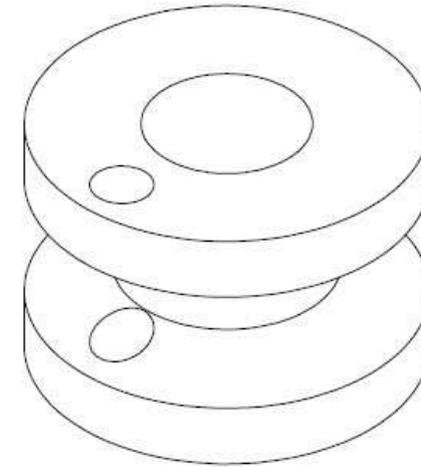
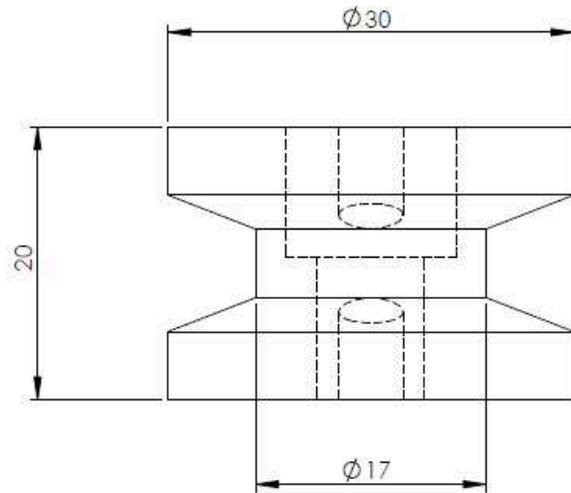
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	10/9/15		



DETALLE E
ESCALA 1 : 1

		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECCION DE COMERCIALES DE CDTN EN EL DOCUMENTO. NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.	
		MATERIAL	DFTSMN	 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		AISI D1	CHKR		
		FINISH	ENGR		
PART NO		PRODUCT	MATL	TITULO PUNZÓN TROQUEL DISTAL TIBIA	
				DWG NO.	REV
				TD00-0204	
				ESCALA 1:2	SHEET 5/6
				CAO FILE: TD000-0200	

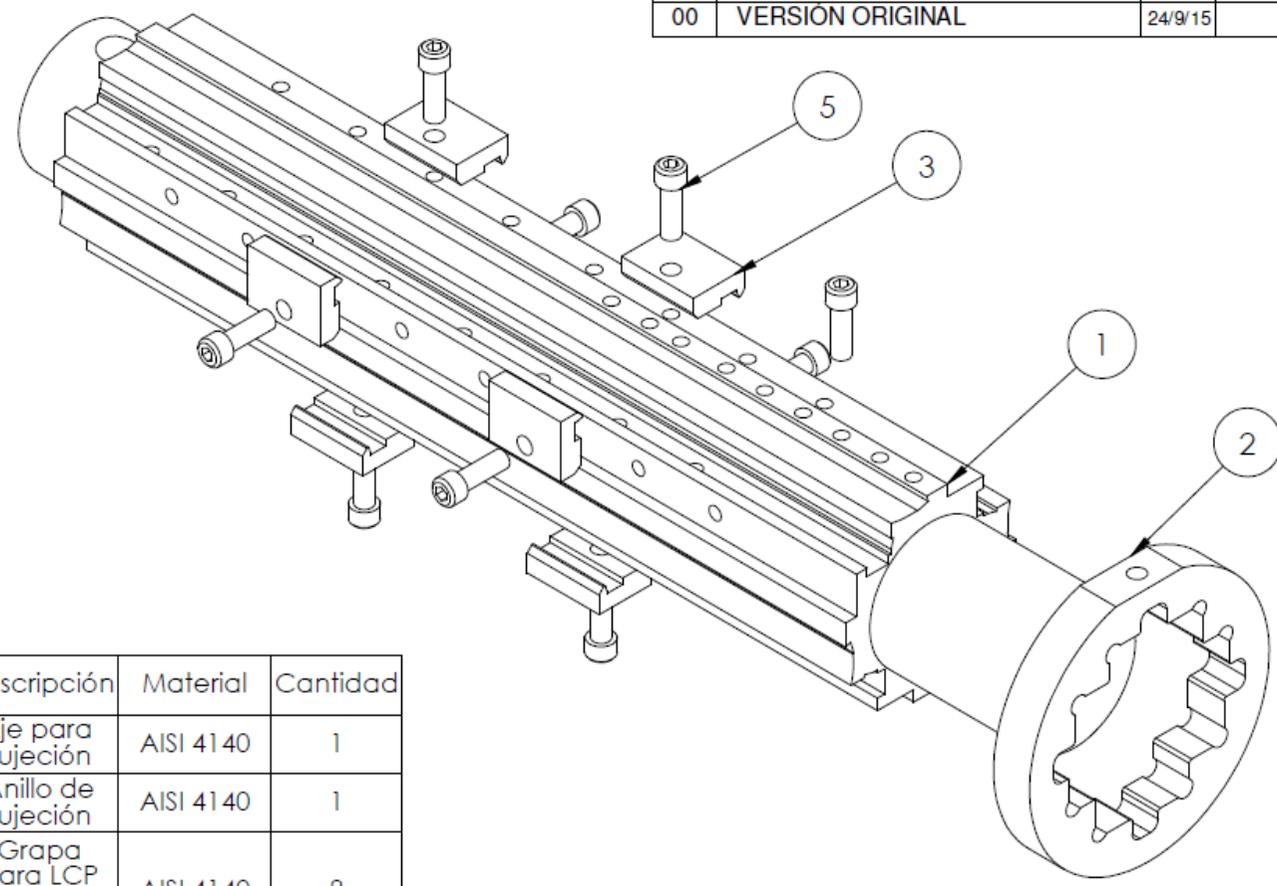
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	10-9-15		



MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMERCIAL EN SE COPEN EL DOCUMENTO EN LOS DATOS FUERON SEIT REPRODUCCION, UTILIZACION O DIVULGACION SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
MATERIAL	ASTM A36	DFTSMN		TITULO	
FINISH		CHKR		SUJETADOR PRENSA	
PRODUCT		ENGR		DWG NO.	REV
PART DASH NO		MFG		TDT00-0205	
		MATL		ESCALA 2:1	CAD FILE: TDT00-0200
					SHEET 6/6

**Apéndice F. Planos del instrumental de taladrado para
las placas de bloqueo de diáfisis de fémur y tibia**

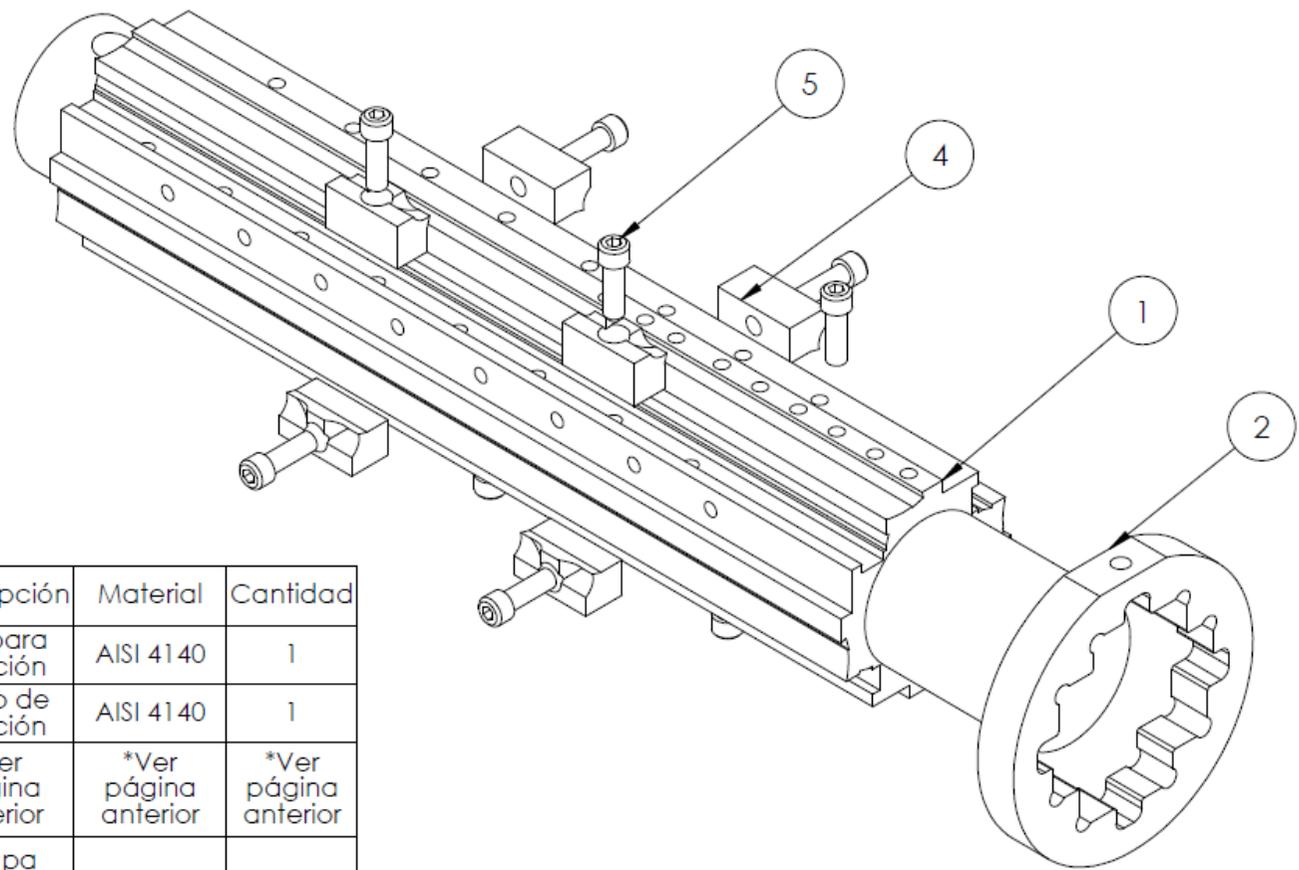
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



N.º de elemento	N.º de pieza	Descripción	Material	Cantidad
1	TLD00-0101	Eje para sujeción	AISI 4140	1
2	TLD00-0102	Anillo de sujeción	AISI 4140	1
3	TLD00-0103	Grapa para LCP boca arriba	AISI 4140	8
4	*Ver página siguiente	*Ver página siguiente	*Ver página siguiente	*Ver página siguiente
5	TA00-0300	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 1/4" x 3/4"	Acero aleado alta resistencia	9

	MEDIDAS EN MM	LOS DATOS OCULTOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO	 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
	DISEÑO ELABORADO POR EL ING. G. GONZÁLEZ		
	MATERIAL VER LISTA DE MATERIALES	DFTSMN	TITULO
	FINISH	CHKR ENGR	ENSAMBLE PARA LCP DIÁFISIS BOCA ARRIBA
PART DASH NO	PRODUCT	MFG MATL	DWG NO. TLD00-0100 Boca Arriba
			ESCALA 1:2 CAD FILE: TLD00-0100_S
			REV SHEET 1/6

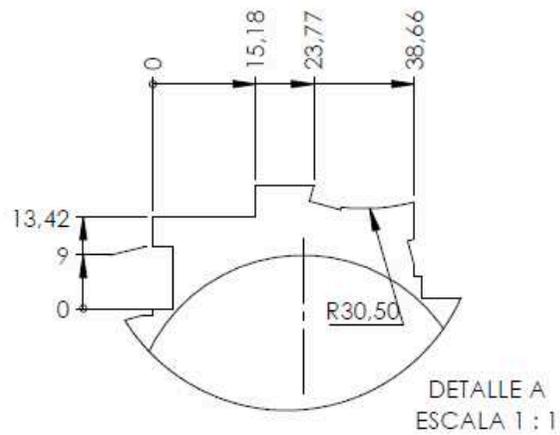
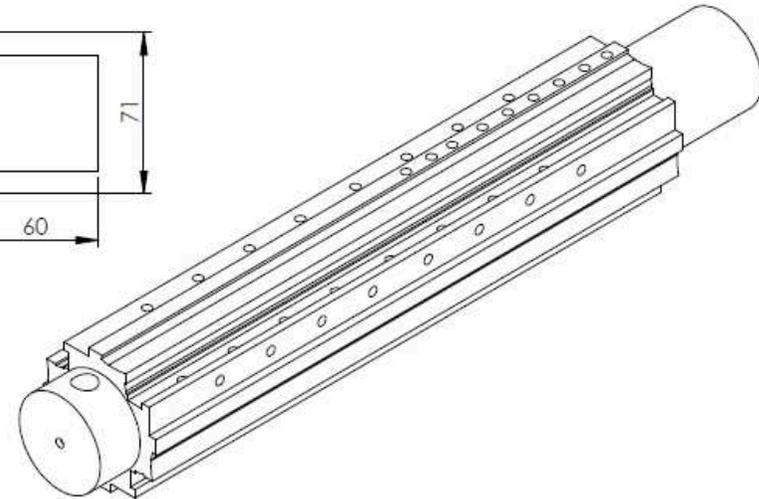
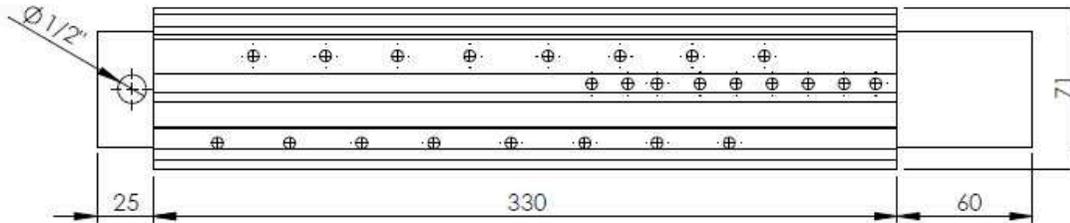
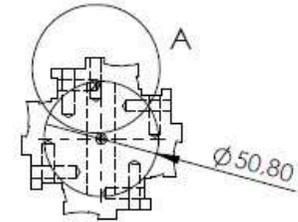
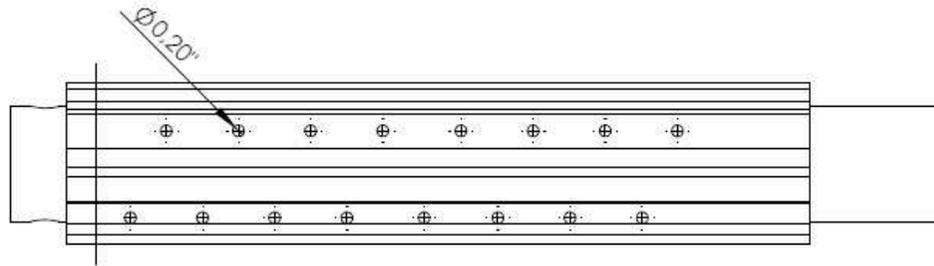
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



N.º de elemento	N.º de pieza	Descripción	Material	Cantidad
1	TLD00-0101	Eje para sujeción	AISI 4140	1
2	TLD00-0102	Anillo de sujeción	AISI 4140	1
3	*Ver página anterior	*Ver página anterior	*Ver página anterior	*Ver página anterior
4	TLD00-0104	Grapa para LCP boca abajo	AISI 4140	8
5	TA00-0300	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 1/4" x 3/4"	Acero aleado alta resistencia	9

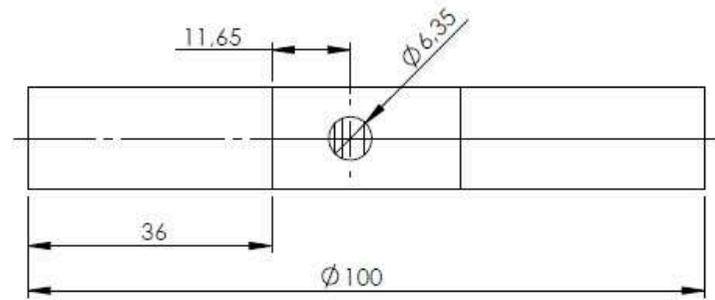
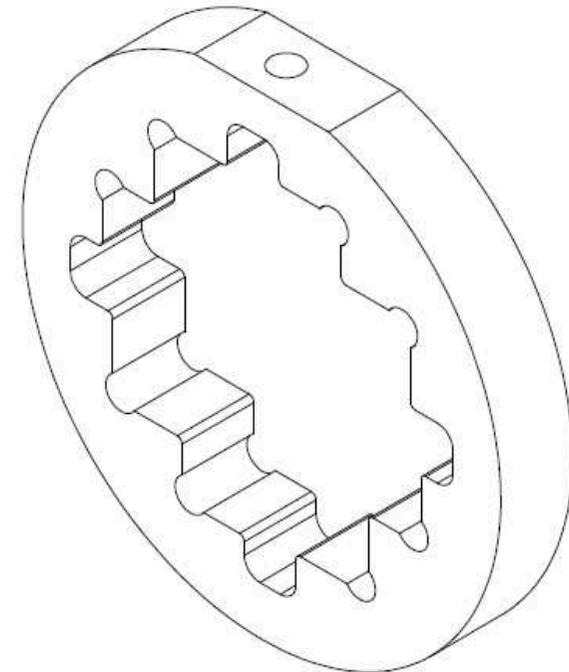
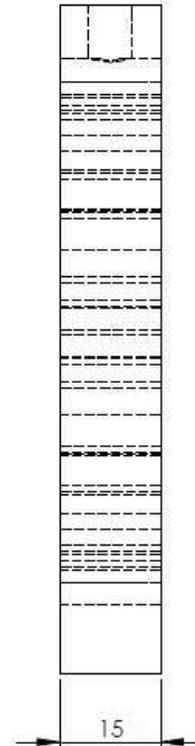
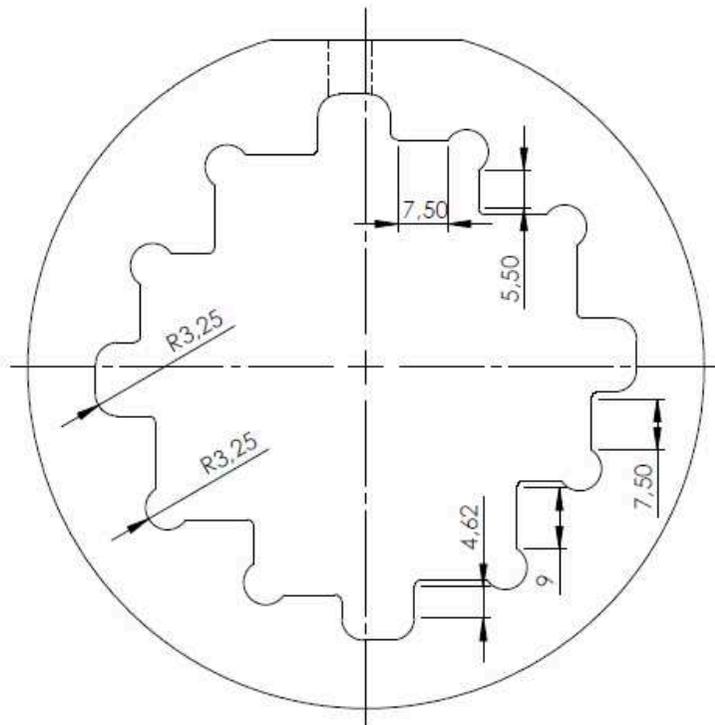
		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT IN EL DOCUMENTO NI LOS BANCOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		DISEÑO ELABORADO POR EL ING. G. GONZÁLEZ				TITULO	
		MATERIAL VER LISTA DE MATERIALES		DFTSMN		ENSAMBLE PARA LCP DIÁFISIS BOCA ABAJO	
		FINISH		CHKR ENGR		DWG NO.	
PART DASH NO		PRODUCT		MFG MATL		TLD00-0100 Boca Abajo	
						ESCALA 1:2	
						CAD FILE: TLD00-0100_S	
						SHEET 2/8	

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



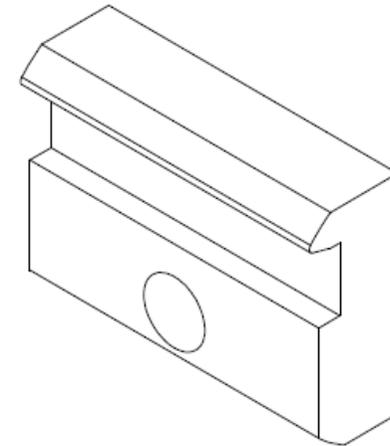
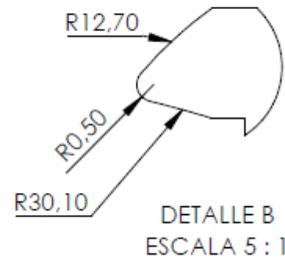
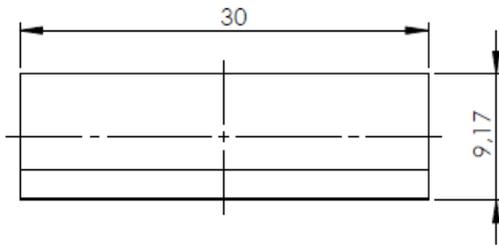
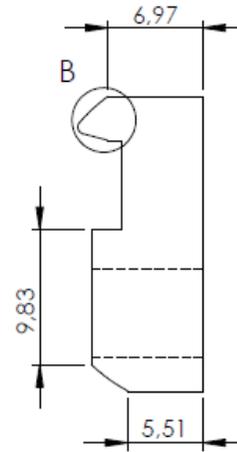
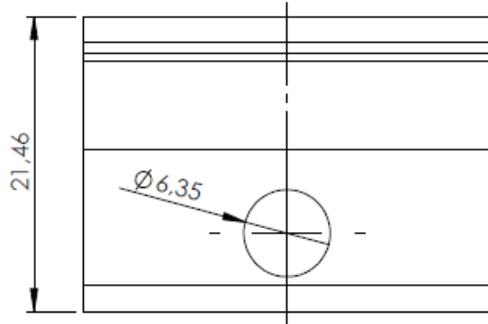
MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DEL COMERCIAL DE CDT Y EL DOCUMENTO NO DEBE SER FLEADO SIN LA AUTORIZACION DEL USUARIO O DIVULGADO SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
DISEÑO ELABORADO POR EL ING. G. GONZÁLEZ				TÍTULO	
MATERIAL ACERO AISI 4140		DFTSMN		EJE PARA SUJECIÓN LCP DIÁFISIS	
FINISH		CHGR		DWG NO.	
PRODUCT		ENGR		TLD00-0101	
PART DASH NO		MFG		ESCALA 1:3	
		MATL		CAD FILE: TLD00-0100_S	
				REV	
				SHEET 3/8	

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



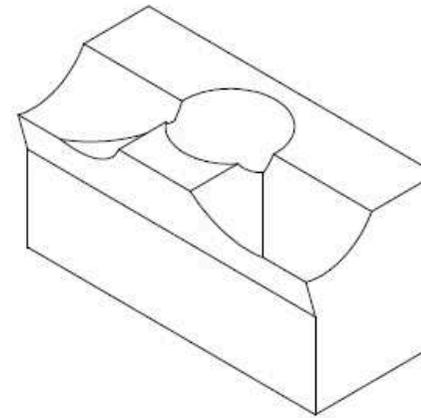
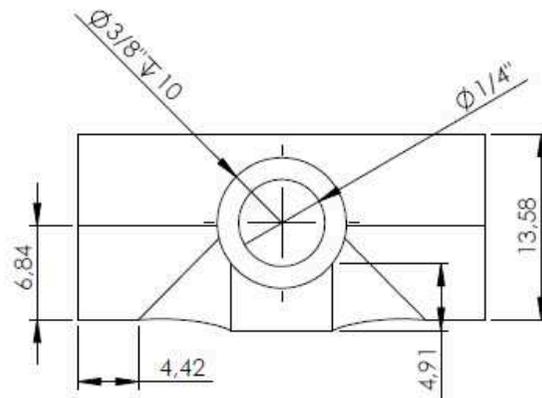
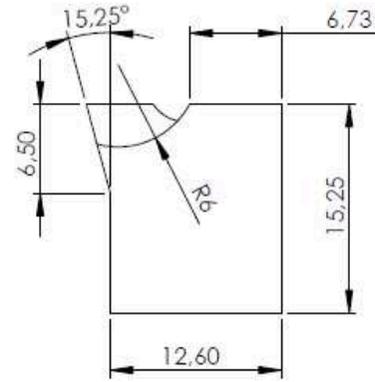
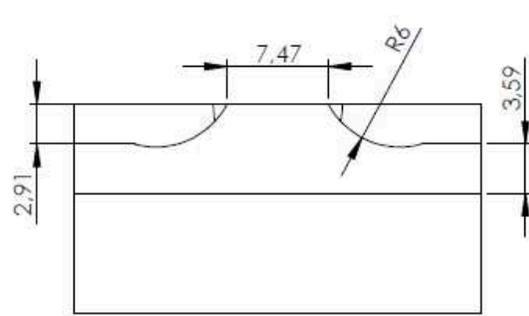
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA. TODA REPRODUCCION DE ESTE DOCUMENTO SIN LA AUTORIZACION DEL DISEÑADOR, CONSTITUYE UN DELITO PENAL SEGUN LA LEY 17.121 DEL 19 DE ABRIL DE 1968.	 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		DISEÑO ELABORADO POR EL ING. G. GONZÁLEZ		
		MATERIAL ACERO AISI 4140	DFTSMN	TITULO ANILLO PARA SUJECIÓN LCP DIÁFISIS
		FINISH	CHKR ENGR	
PART NO		PRODUCT	MFG MATL	DWG NO. TLD00-0102
				ESCALA 1:1 CAD FILE: TLD00-0100_S
				REV SHEET 4/6

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDE SER REPRODUCCION, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		DISEÑO ELABORADO POR EL ING. G. GONZÁLEZ			
		MATERIAL ACERO A ISI 4140	DFTSMN	TITULO GRAPA PARA LCP DIÁFISIS BOCA ARRIBA	
		FINISH	CHKR ENGR		
PART NO		PRODUCT	MFG MATL	DWG NO. TLD00-0103	REV
				ESCALA 2:1	CAD FILE: TLD00-0100_S SHEET 5/6

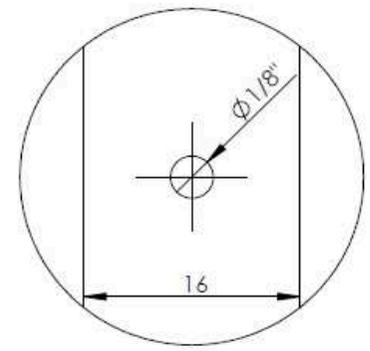
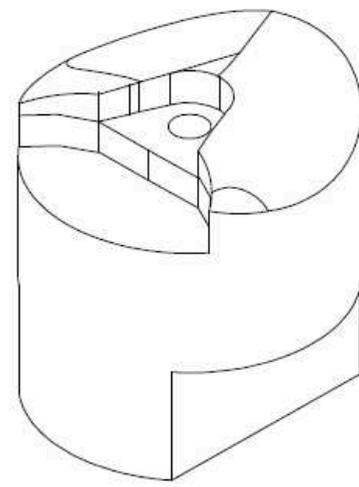
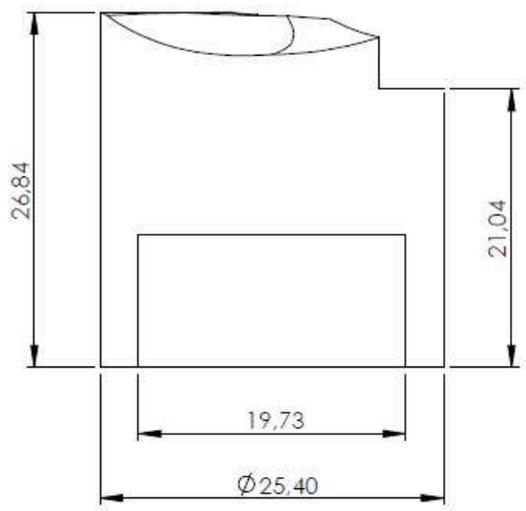
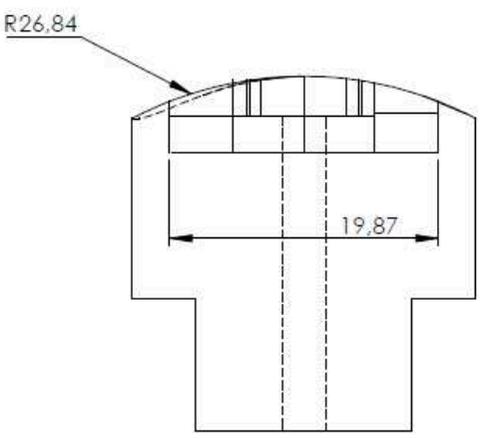
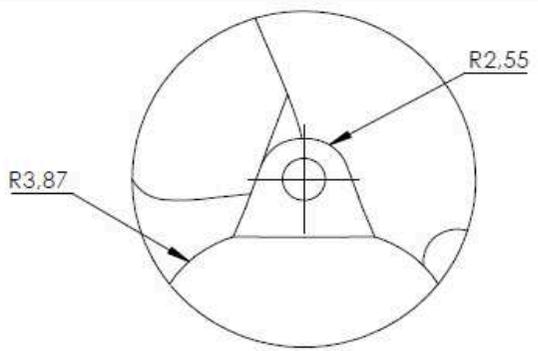
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRIBEN CONTENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZACION O INFRINGIR EN SU FORMA O EN SU CONTENIDO SIN EL PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		DISEÑO ELABORADO POR EL ING. G. GONZÁLEZ	TITULO GRAPA PARA LCP DIÁFISIS BOCA ABAJO		
		MATERIAL ACERO AISI 4140	DFTSMN		DWG NO. TLD00-0104
		FINISH	CHKR		
PART			ENGR		REV
DASH			MFG		
NO		PRODUCT	MATL		ESCALA 2:1
					CAD FILE: TLD00-0100_S
					SHEET 6/8

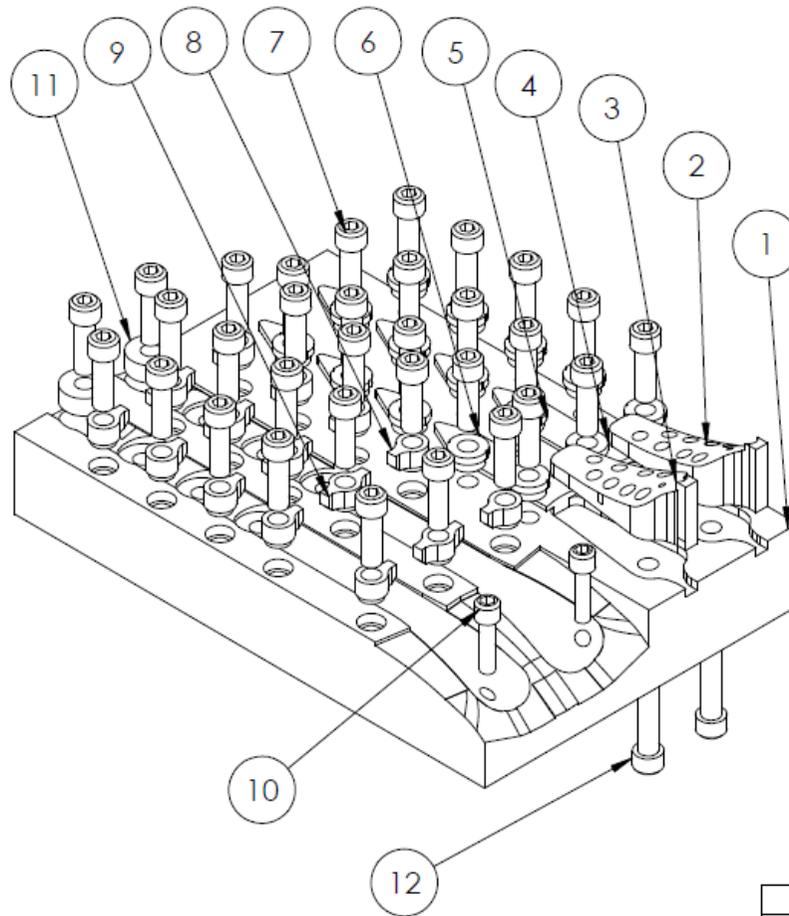
**Apéndice G. Planos del instrumental de taladrado
para las placas de bloqueo de distal de tibia**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS DESCRITORES CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMO REALIDAD DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS ANTIOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZACION O CUALQUIER DERECHO DE RESPECTIVO O FURBICO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL ACERO AISI 4140	DFTSMN CHKR ENGR	TITULO SUJETADOR DE CABEZA PLACA DISTAL	
PART DASH NO		FINISH		DWG NO. TLD700-0300	REV
		PRODUCT	MFG MATL	ESCALA 2:1 CAD FILE: TLD700-0300_S	SHEET 1/1

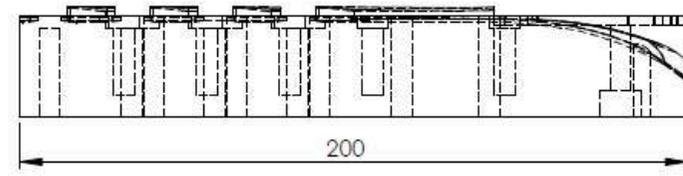
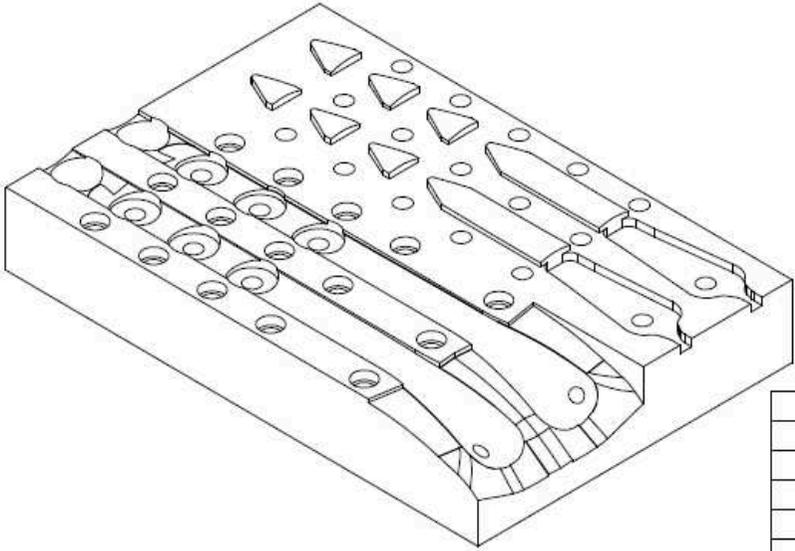
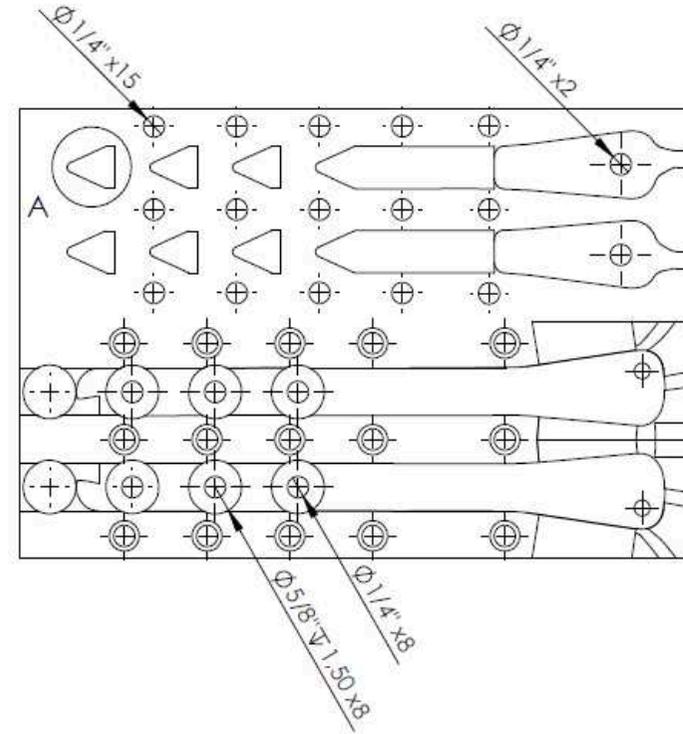
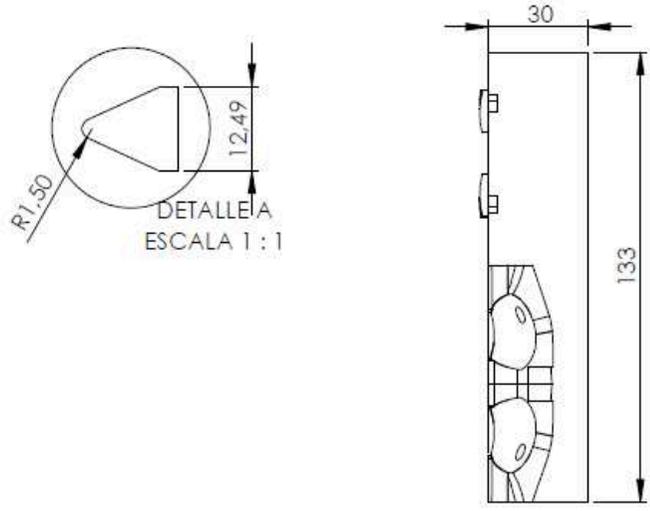
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	24/9/15		



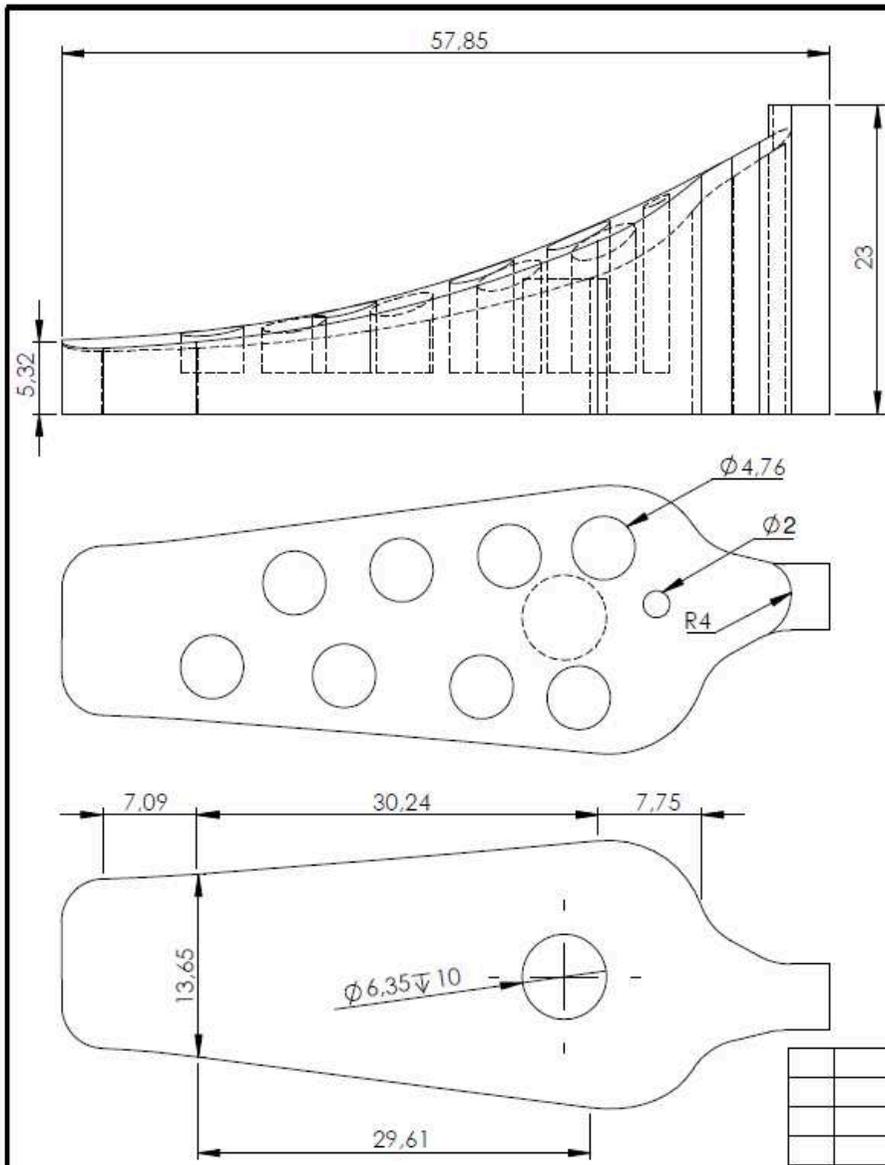
N.º de elemento	N.º de pieza	Descripción	Material	Cantidad
1	TLDT00-0201	Base para sujeción LCP distal	AISI 4140	1
2	TLDT00-0202	Soporte LCP distal izquierda	AISI 4140	1
3	TLDT00-0203	Soporte LCP distal derecha	AISI 4140	1
4	TLDT00-0204	Grapa A	AISI 4140	1
5	TLDT00-0205	Grapa B	AISI 4140	1
6	TLDT00-0206	Grapa C	AISI 4140	13
7	TA00-0300	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 1/4" x 3/4"	Acero aleado alta resistencia	32
8	TLDT00-0207	Grapa D	AISI 4140	10
9	TLDT00-0208	Grapa E	AISI 4140	5
10	TA00-0500	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 3/16" x 3/4"	Acero aleado alta resistencia	2
11	TLDT00-0209	Tope para sujeción LCP distal	AISI 4140	2
12	TA00-0400	Tornillo Allen cabeza cilíndrica. 1/4" x 1-1/2"	Acero aleado alta resistencia	2

		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACIÓN PROPIA Y SECRETA. COMERCIALES DE COTIN EL DOCUMENTO EN LOS CASOS PUEDE SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO	 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL VER LISTA DE PARTES	DFTSMN	TITULO ENSAMBLE INSTRUMENTAL TALADRO LCP DISTAL
		FINISH	CHKR ENGR	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG MATL	DWG NO. TLDT00-0200 ESCALA 1:2 CAD FILE: TLDT00-0200_S
				REV SHEET 1/10

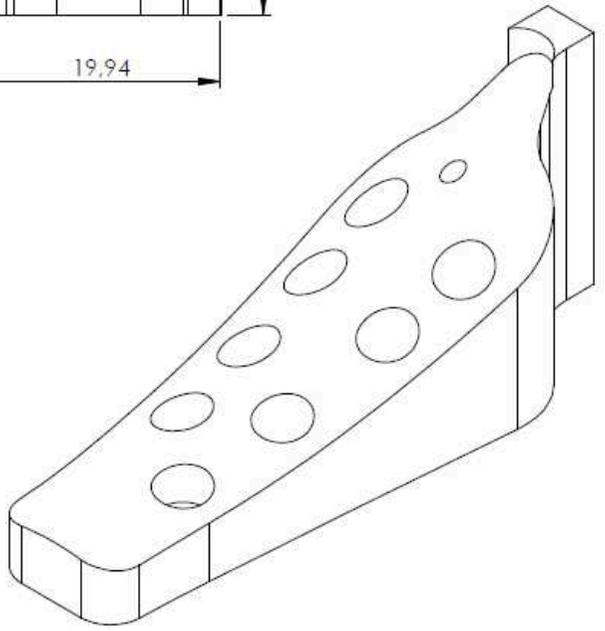
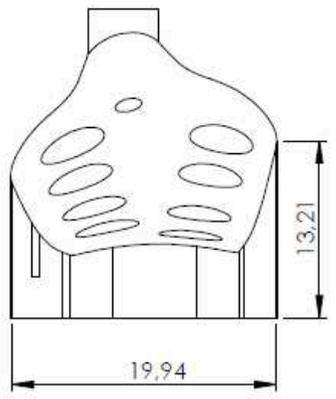
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



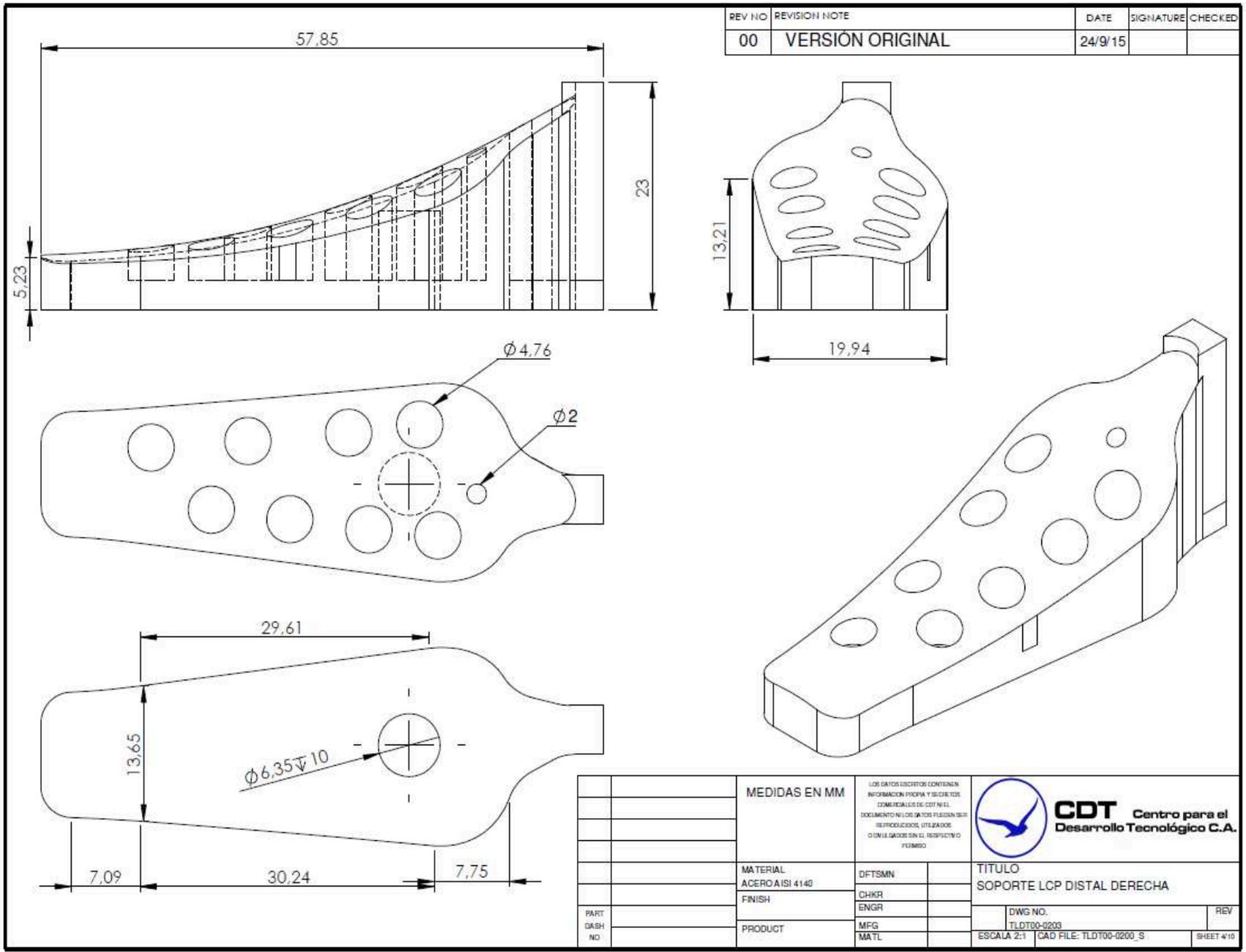
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE COMERCIALES DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O CUMPLI GARCIA EN EL RESPECTIVO PLUMBO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL ACERO A ISI 4140	DFTSMN	TITULO BASE PARA SUJECIÓN LCP DISTAL DERECHA E IZQUIERDA	
		FINISH	CHKR ENGR	DWG NO. TLDT00-0201	REV
PART NO		PRODUCT	MATL	ESCALA 1:2	GAD FILE: TLDT00-0200 S
					SHEET 2/10



REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	24/9/15		



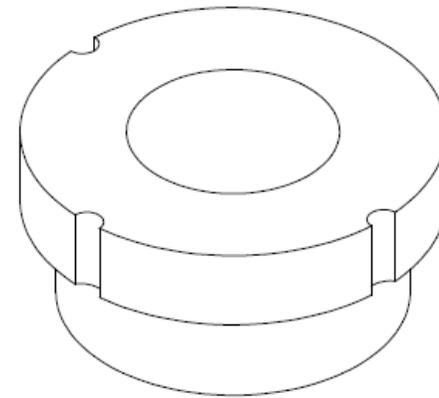
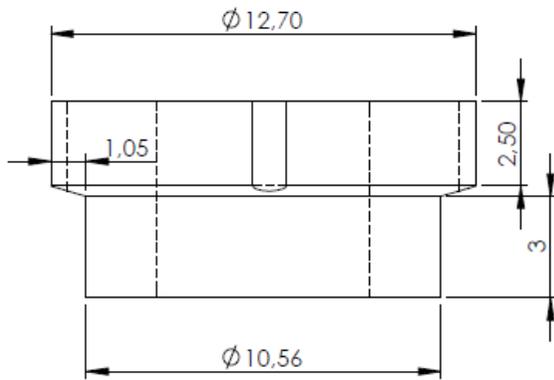
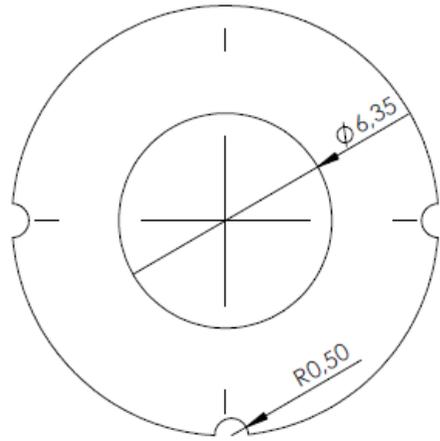
MEDIDAS EN MM		LOS DATOS SIGUIENTES CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE COMERCIAL DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUESEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O EN LA GACETA SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
MATERIAL	ACERO A ISI 4140	DFTSMN		
FINISH		CHKR		SOPORTE LCP DISTAL IZQUIERDA
PRODUCT		ENGR		DWG NO.
PART NO		MFG		TLD700-0202
		MATL		ESCALA 2:1
				CAD FILE: TLD700-0200_S
				SHEET 3/15



REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	24/9/15		

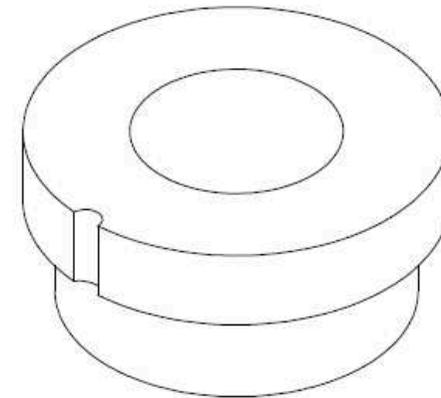
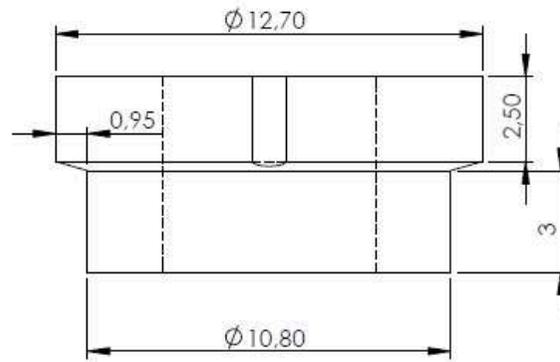
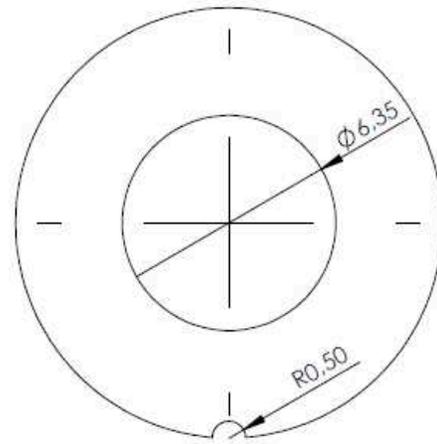
		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS DESCRIPCIÓN CONTIENEN INFORMACIÓN PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUESEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O IMPLICADOS EN EL RESPECTIVO FOLIO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO			
		ACERO AISI 4140		SOPORTE LCP DISTAL DERECHA			
		FINISH	CHKR				
			ENGR				
		PRODUCT	MFG	DWG NO.		REV	
PART			MATL	TLDT00-0203			
DASH				ESCALA 2:1		CAD FILE: TLDT00-0200_S	
NO						SHEET 4/10	

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	24/9/15		



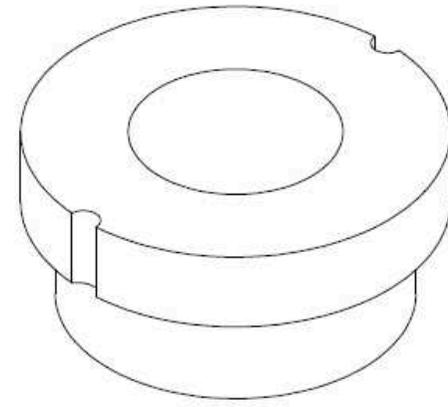
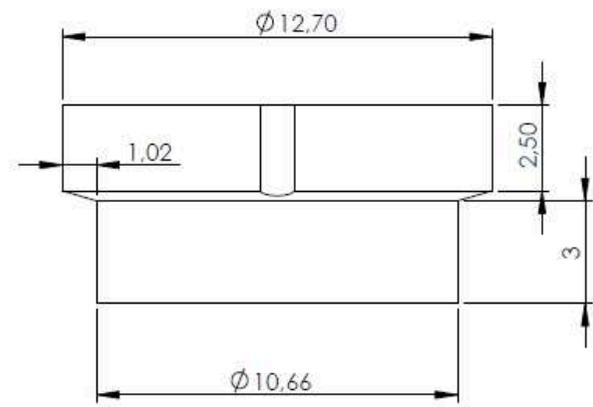
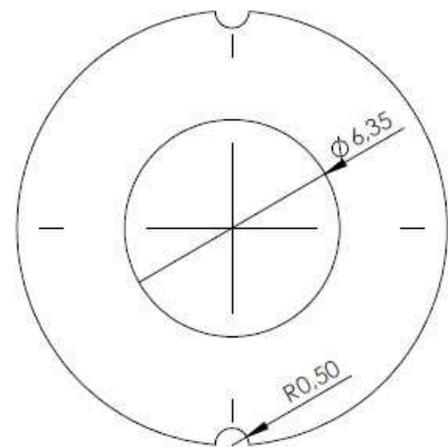
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS DESCRIPTORES CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA COMERCIALES DE CETI NEE. DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			MATERIAL ACERO AISI 4140	DFTSMN	
			FINISH	CHKR ENGR	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG MATL		DWG NO. TLDT00-0204
					ESCALA 5:1
					CAD FILE: TLDT00-0200_S
					SHEET 5/10

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



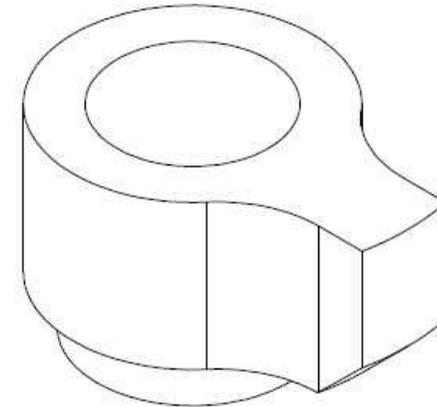
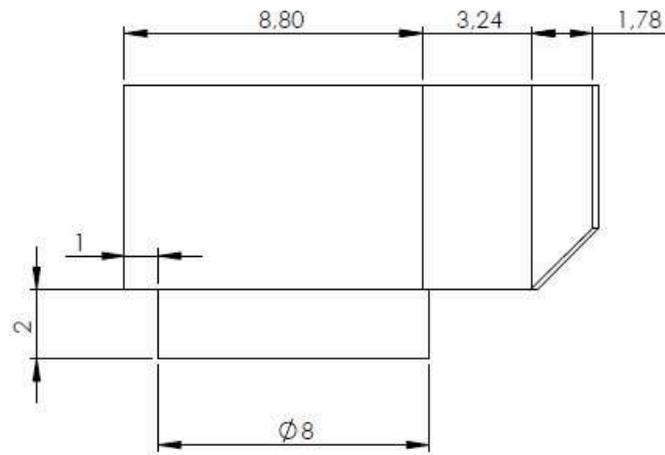
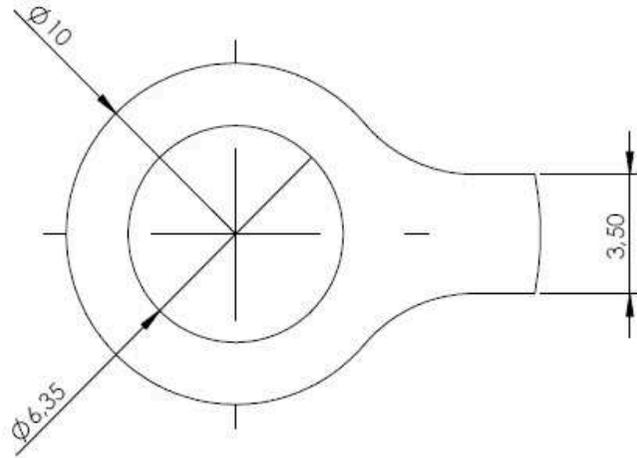
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRIBIDOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA DE COMERCIAL S.R.L. DE CDT NO EL DOCUMENTO NI LOS DATOS FUERON SEPT. REPRODUCCIONES, UTILIZADOS O SIMILARES SIN EL RESPECTIVO FIRMADO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			MATERIAL ACERO AISI 4140	DFTSMN	
			FINISH	CHKR	
				ENGR	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. TLDT00-0205
			MATL		ESCALA 5:1
					CAD FILE: TLDT00-0200_S
					REV
					SHEET 01/0

REV. NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



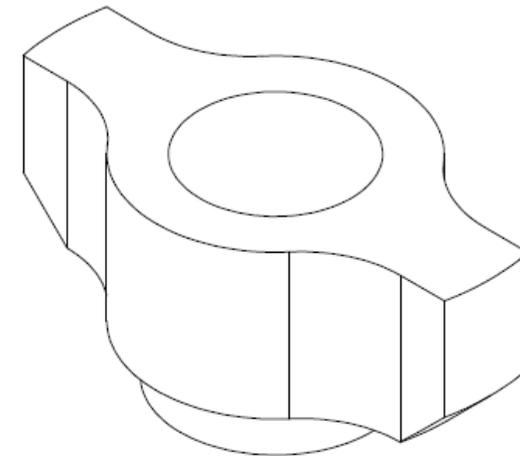
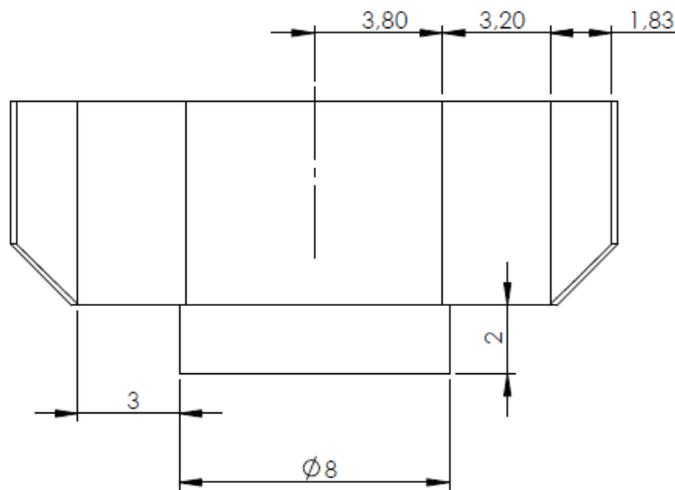
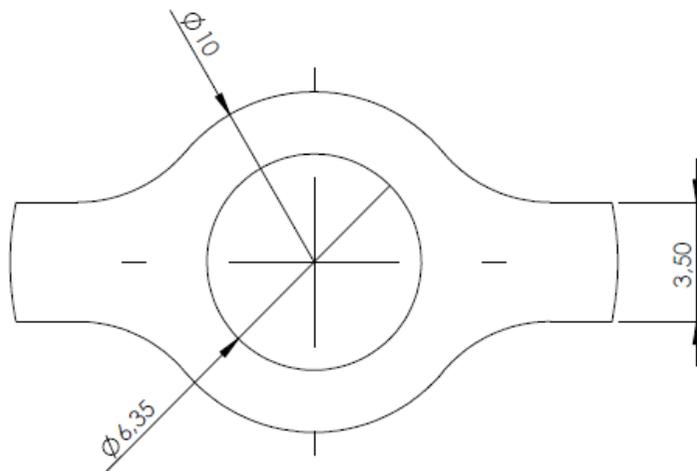
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA DE CARACTERES DEL CDT. NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDE SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O SIMILITADOS SIN EL RESPECTIVO AUTORIZADO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
				TITULO	
		MATERIAL	DFTSMN		GRAPA C
		ACERO AISI 4140	CHKR		
		FINISH	ENGR		
PART NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. TLD700-0206
			MATL		ESCALA 5:1 CAD FILE: TLD700-0200_S
					SHEET 7/9

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



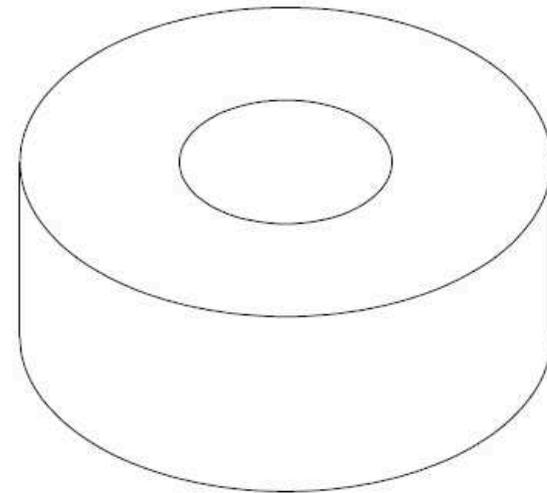
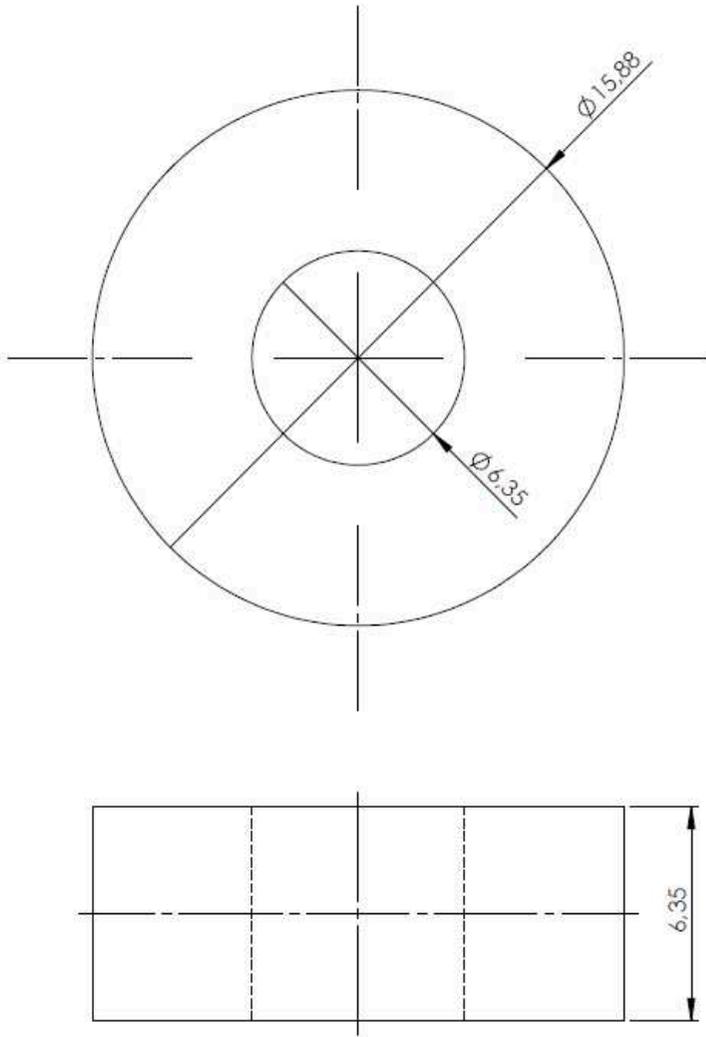
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS DESCRIBEN CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMO RESULTADO DEL DDT N° 01 DOCUMENTO EN LOS DATOS FUERON SE-11 REPRODUCCION UTILIZANDO OTRO MEDIO SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN		TITULO
		ACERO AISI 4140	CHGR		GRAPA D
		FINISH	ENGR		
PART		PRODUCT	MFG		DWG NO.
DASH			MATL		TLDT00-0207
NO					ESCALA 5:1
					CAD FILE: TLDT00-0200_S
					SHEET 8/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	24/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT IN EL DOCUMENTO NI LOS DAÑOS PUESEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			MATERIAL	DFTSMN	
			ACERO AISI 4140	CHKR	GRAPA E
			FINISH	ENGR	
PART			PRODUCT	MFG	DWG NO.
DASH				MATL	TLDT00-0208
NO					ESCALA 5:1
					CAD FILE: TLDT00-0200_S
					SHEET 9/10

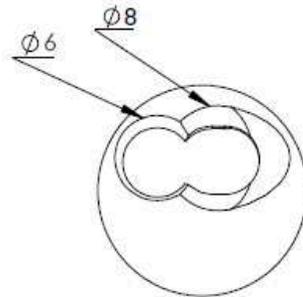
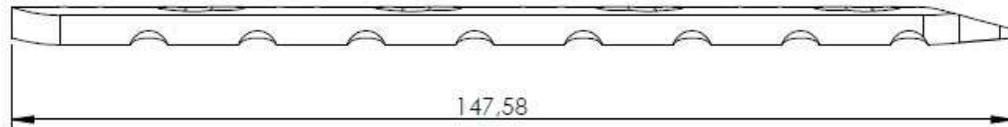
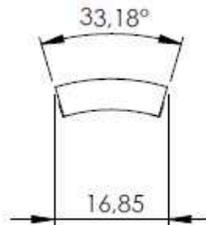
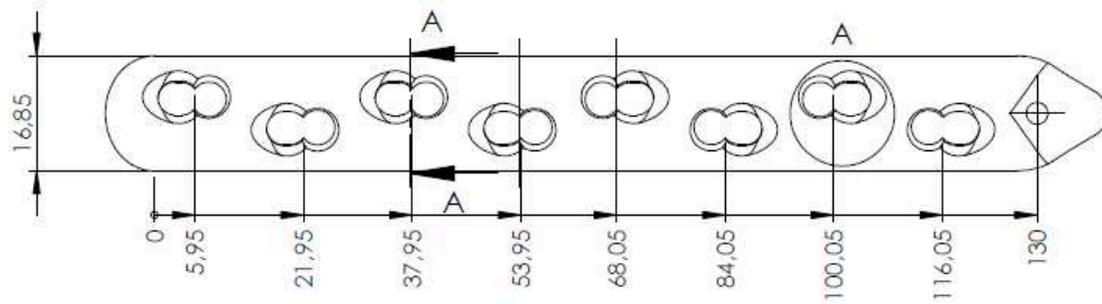
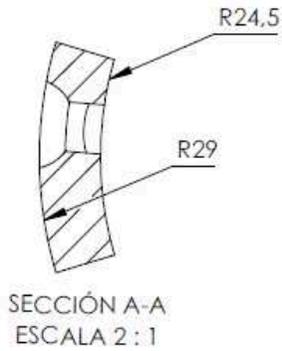
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	24/9/15		



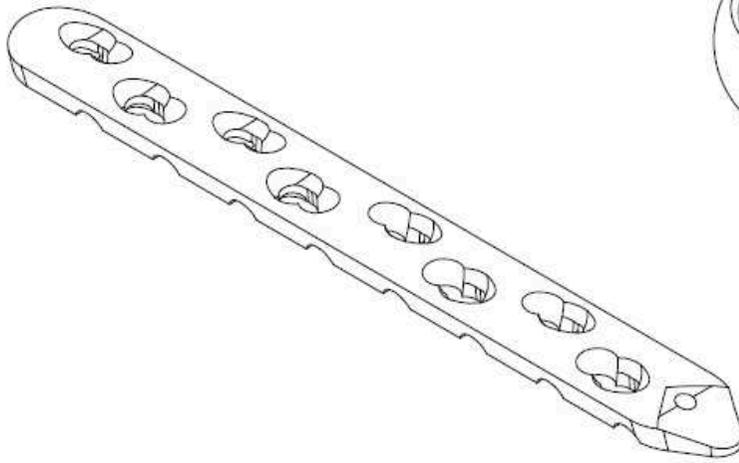
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS SECRETOS CONTIENEN INFORMACION TECNICA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O IMPLICADOS SIN EL RESPECTIVO FIRMADO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		ACERO AISI 4140		TOPE	
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	DWG NO.	REV
			MATL	TLDT00-0209	
				ESCALA 5:1	CAD FILE: TLDT00-0200_S
					SHEET 19/10

**Apéndice H. Planos de placas finales para diáfisis de
fémur**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		

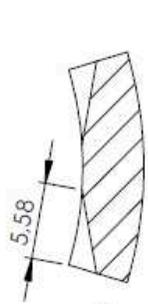


DETALLE A
ESCALA 2:1

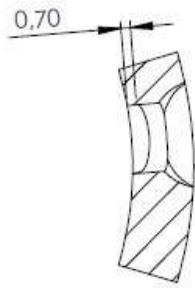


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS USUARIOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMERCIALIZACION DE ESTE TIPO DE DOCUMENTO SIN LOS DERECHOS RESERVADOS. REPRODUCCION, UTILIZACION O DIVULGACION SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L		LCP DIÁFISIS FÉMUR 8 AGUJEROS	
		FINISH	ENGR	DWG NO.	REV
PART NO		PRODUCT	MATL	LCPDFC00-0100	
				ESCALA 1:1	SHEET 1/10
				CAD FILE: LCPDFC00-0000_S	

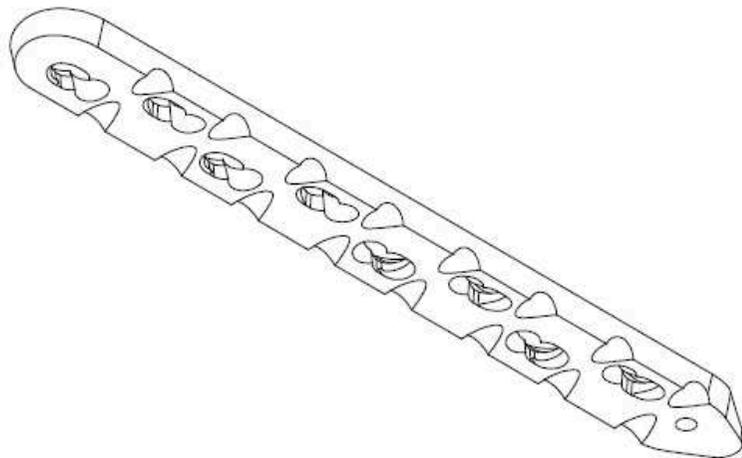
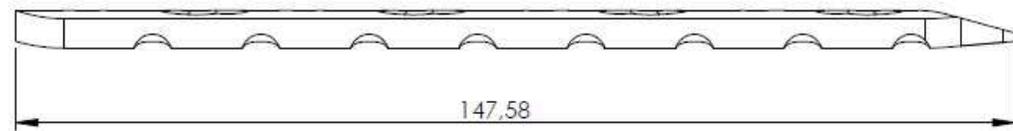
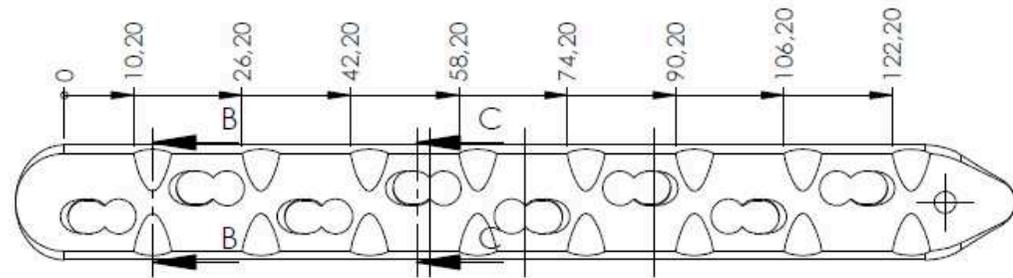
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		



SECCIÓN B-B
ESCALA 2 : 1

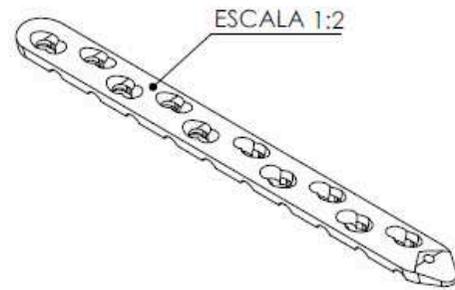
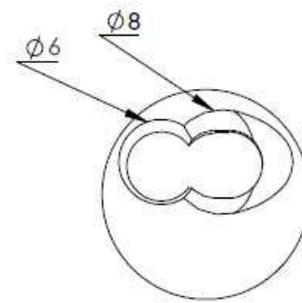
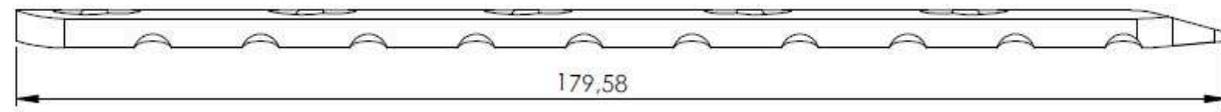
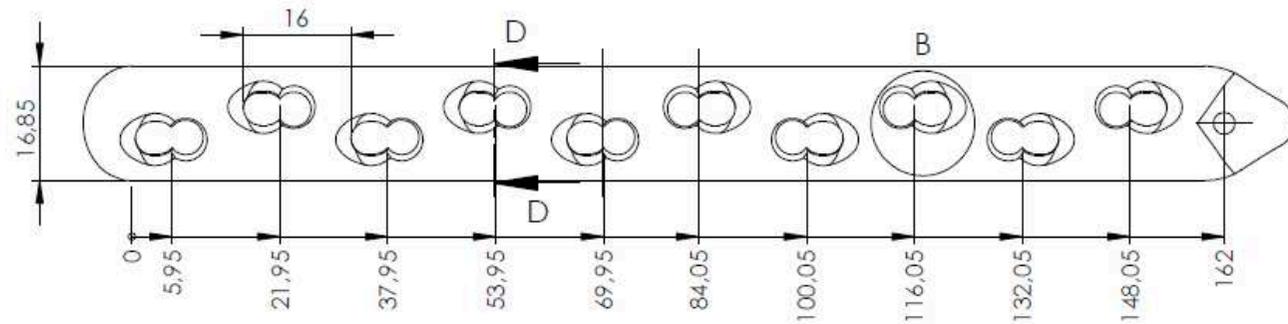
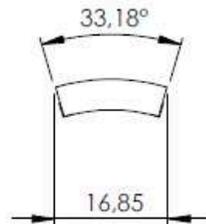
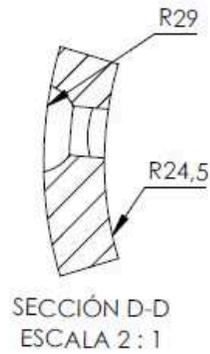


SECCIÓN C-C
ESCALA 2 : 1



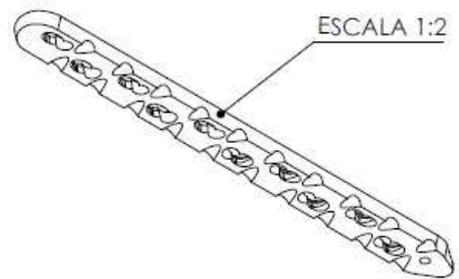
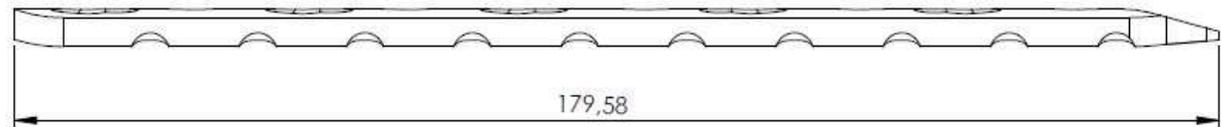
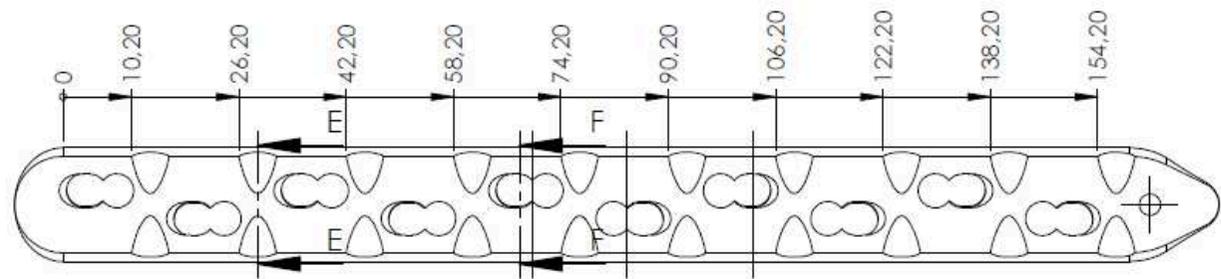
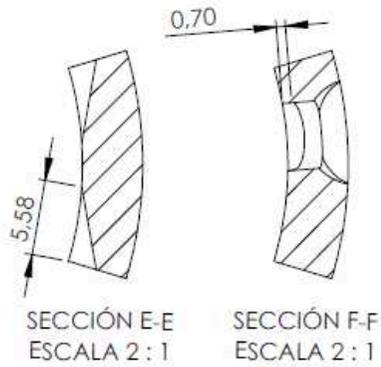
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DEL COMERCIAL DE CDT EN EL DOCUMENTO NO LOS BAJO PENSA SIN REPRODUCCION, UTILIZACION O CUALQUIER OTRA EN EL RESPECTIVO PERMISO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN			TITULO LCP DIÁFISIS FÉMUR 8 AGUJEROS POSTERIOR
		FINISH	CHKR		DWG NO. LCPDFC00-0100	REV
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		ESCALA 1:1	GAD FILE: LCPDFC00-0000_S
			MATL			SHEET 2/0

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		



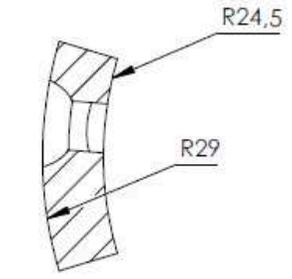
		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS LICITADOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE CDT S.A. C.A. DOCUMENTO NO DEBE SER REPRODUCIDO, UTILIZADO O DISTRIBUIDO SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL AISI 316L		DFTSMN		TITULO LCP DIÁFISIS FÉMUR 10 AGUJEROS	
		FINISH		CHKR ENGR		DWG NO. LCPDFC00-0200	
PART DASH NO		PRODUCT		MFG MATL		REVISION	
				ESCALA 1:1		SHEET 3/10	

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		

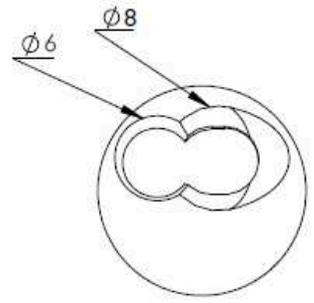
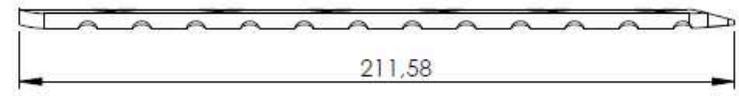
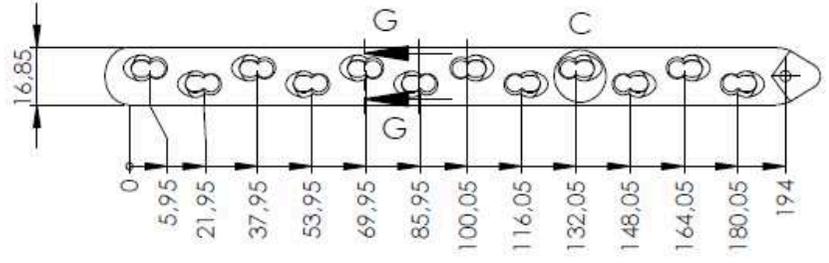


		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRIPCIÓN CONTIENEN INFORMACIÓN PROPIA Y SECRETA. COMERCIALES DE ESTE TIPO. DOCUMENTO EN LOS DATOS FUE EN SU REPRODUCCIÓN, UTILIZACIÓN O IMPRESIÓN SIN EL RESPECTIVO PERMISO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		
		FINISH	CHKR		
		PRODUCT	MFG		DWG NO. LCPDFC00-0200
PART DASH NO			MATL		ESCALA 1:1 CAD FILE: LCPDFC00-0000_S SHEET 4/10

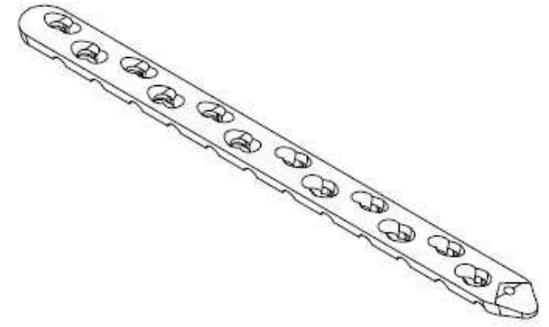
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		



SECCIÓN G-G
ESCALA 2 : 1

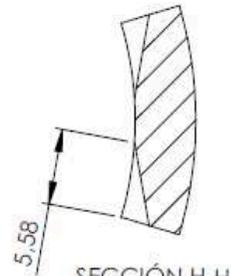


DETALLE C
ESCALA 2 : 1

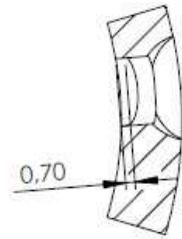


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRITAS. COMPLETAR LOS DE OTRO N.O. DOCUMENTO NI LOS DATOS PUESEN SER REPRODUCCION, UTILIZADO O SIMILAR SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
	MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		DWG NO. LCPDFC00-0300
	FINISH	CHKR		REVISION
	PRODUCT	ENGR		
PART NO		MFG		ESCALA 1:2
		MATL		CAD FILE: LCPDFC00-0000_S
				SHEET 5/10

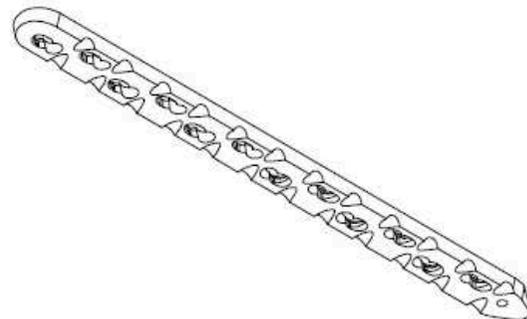
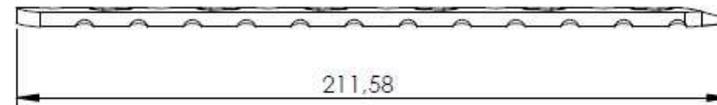
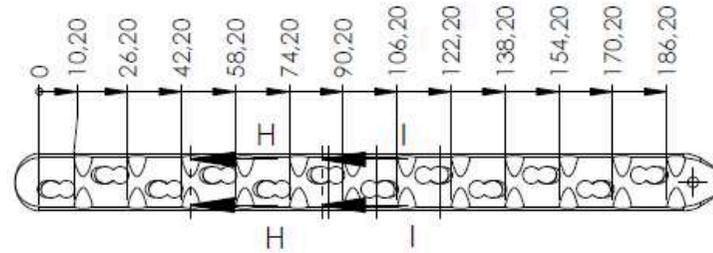
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		



SECCIÓN H-H
ESCALA 2 : 1

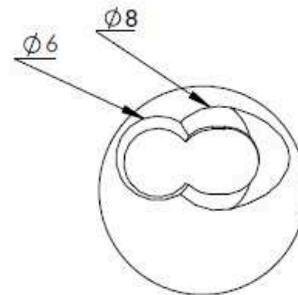
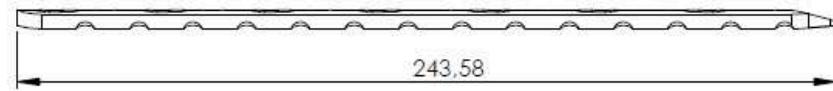
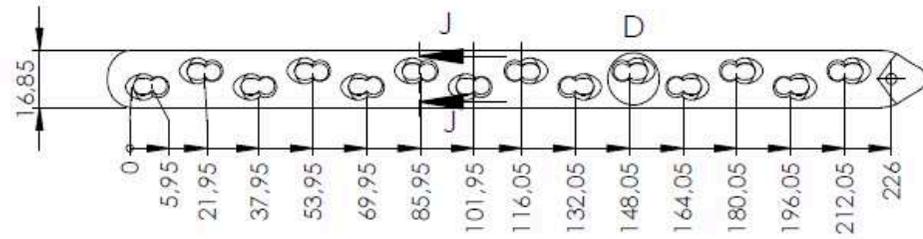
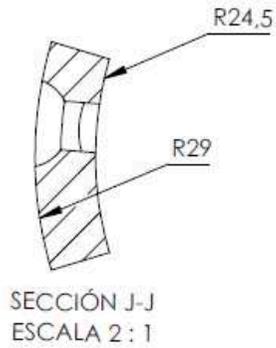


SECCIÓN H
ESCALA 2 : 1

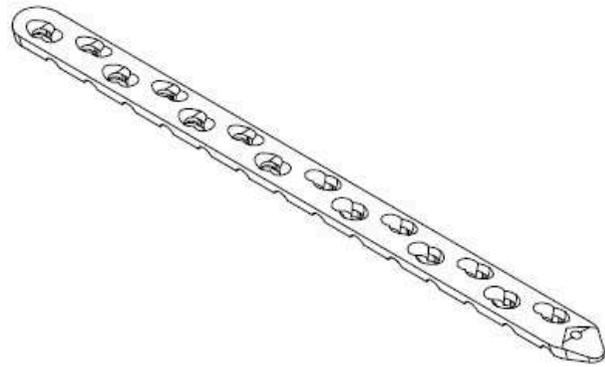


		MEDIDAS EN MM		<small>LOS DATOS DESCRIBIDOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DEL COMERCIALIZADOR. CDT NO ES DOCUMENTO NI LOS DATOS FUEERON NI REPRODUCCION, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO			
		AISI 316L		LCP DIÁFISIS FÉMUR 12 AGUJEROS POSTERIOR			
		FINISH	CHKR	DWG NO.		REV	
			ENGR	LCPDFC00-0300			
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	ESCALA 1:2		CAD FILE: LCPDFC00-0000_S	SHEET 8/10
			MATL				

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		

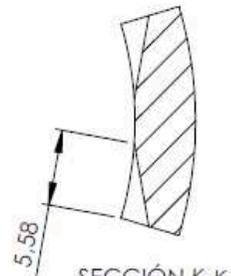


DETALLE D
ESCALA 2 : 1

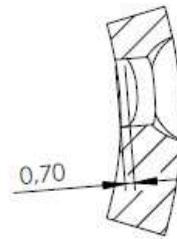


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SE DEBE TENER CONCIENCIA DE QUE ESTE DOCUMENTO NO DEBE SER REPRODUCIDO, UTILIZADO O EN LA GABON EN EL RESPECTIVO DISEÑO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN	TITULO LCP DIÁFISIS FÉMUR 14 AGUJEROS	
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART NO		PRODUCT	MFG	DWG NO. LCPDFC00-0400	REV
			MATL	ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDFC00-0000_S SHEET 7/10

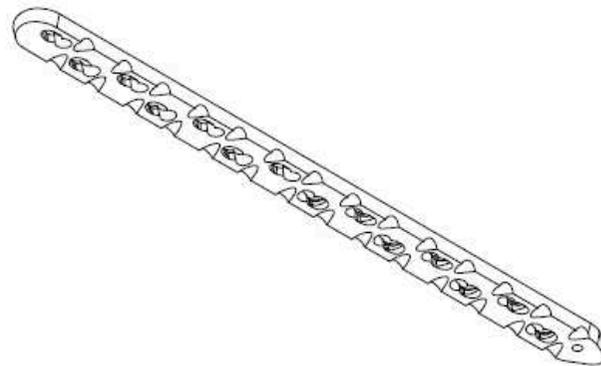
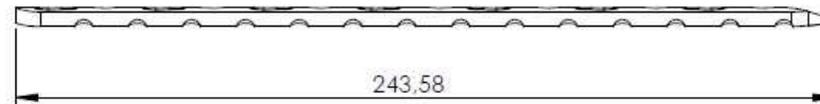
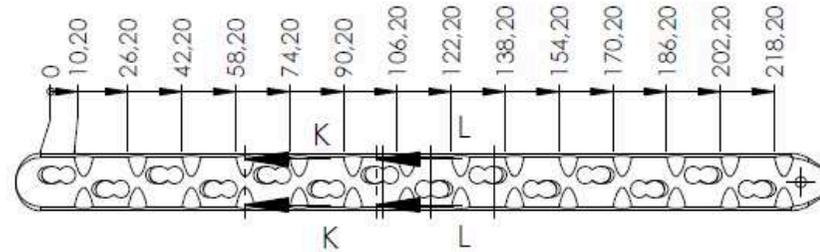
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		



SECCIÓN K-K
ESCALA 2:1

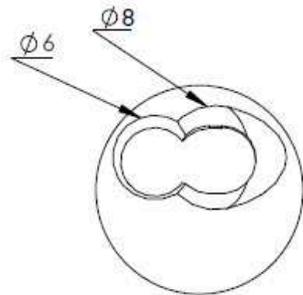
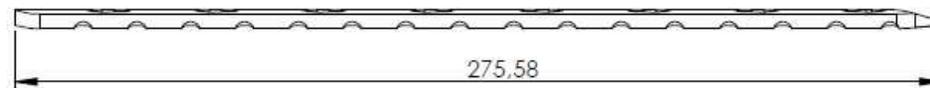
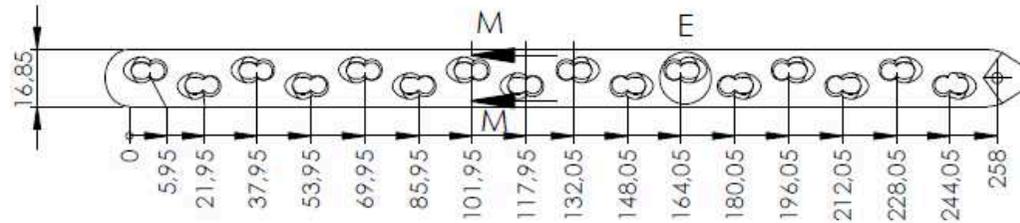
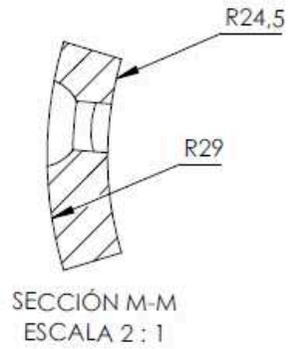


SECCIÓN L-L
ESCALA 2:1

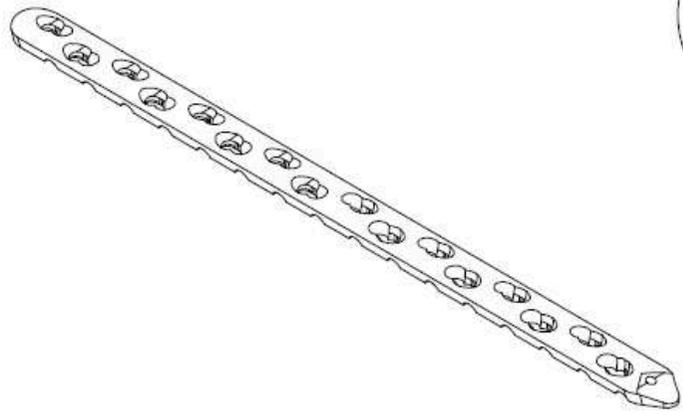


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACIÓN PROPIA Y SECRETA. COMO REALIZADO EN CDT EN EL DOCUMENTO EN LOS DATOS FUERON SEÑALADOS REPRODUCCIÓN, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		DFTSMN		TÍTULO	
		CHKR		LCP DIÁFISIS FÉMUR 14 AGUJEROS POSTERIOR	
		ENGR		DWG NO.	REV
PART		MFG		LCPDFC00-0400	
DASH		MATL		ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDFC00-0000_S
NO					SHEET 8/10

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		

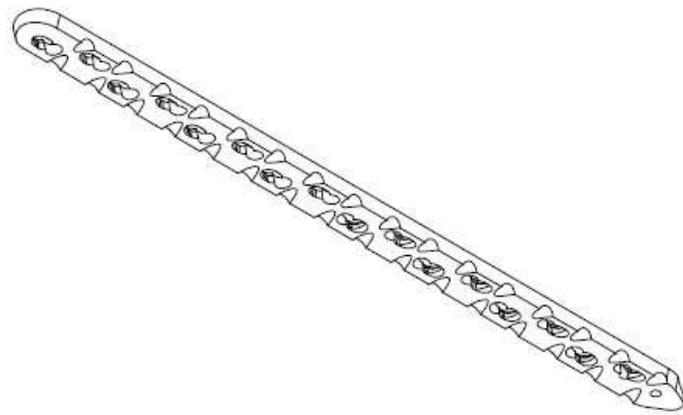
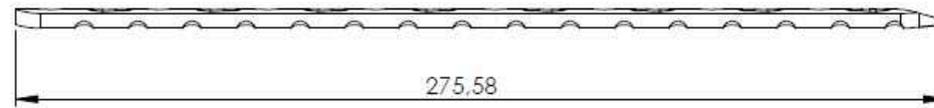
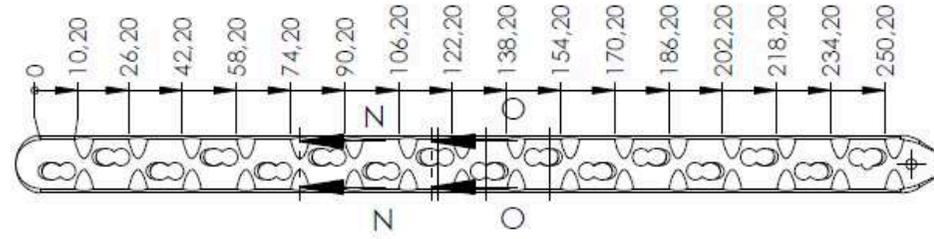
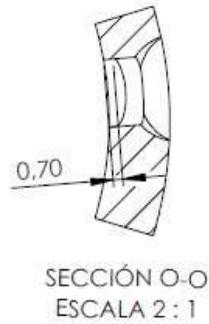
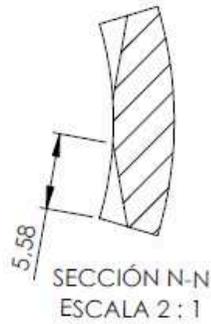


DETALLE E
ESCALA 2 : 1



MEDIDAS EN MM		LOS DATOS SIGUIENTES CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMO HEALIOS DEL CDT INCL. DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AIISI 316L	CHKR	LCP DIAFISIS FÉMUR 16 AGUJEROS	
		FINISH	ENGR	DWG NO.	REV
PART NO		PRODUCT	MFG	LCPDFC00-0500	
DASH NO			MATL	ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDFC00-0000_S SHEET 9/10

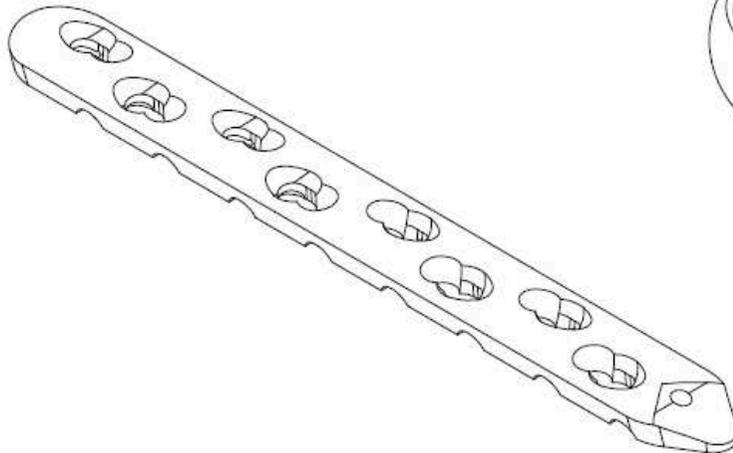
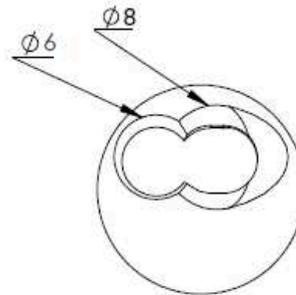
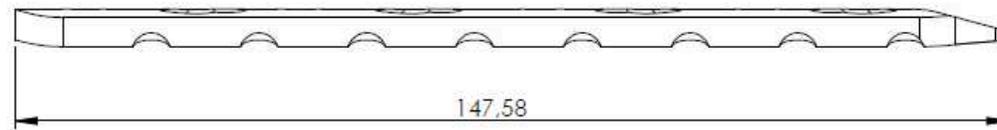
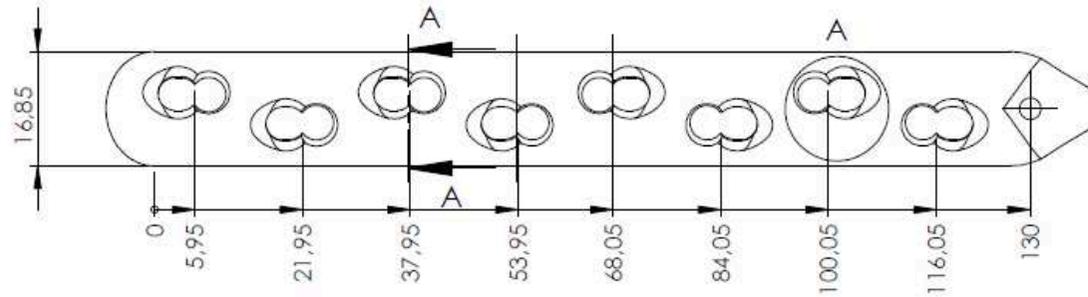
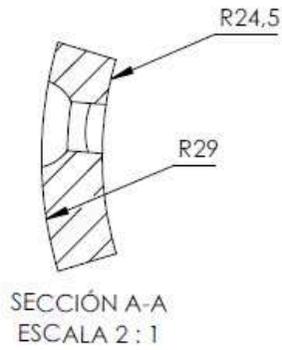
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA. CUALQUIER ALGO DE CDT NO EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O COMERCIALIZADOS SIN EL RESPECTIVO ESTAMPO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN	TITULO LCP DIÁFISIS FÉMUR 16 AGUJEROS POSTERIOR	
		FINISH	CHGR		
			ENGR		
		PRODUCT	MFG	DWG NO. LCPDFC00-0500	REV
PART DASH NO			MATL	ESCALA 1:2 CAD FILE: LCPDFC00-0000_S	SHEET 10/10

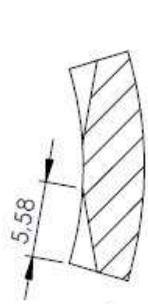
**Apéndice I. Planos de placas finales para diáfisis de
tibia**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		

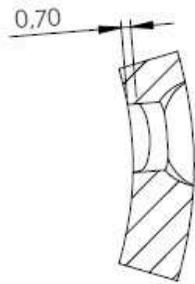


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT Y EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDE SER REPRODUCIDO, UTILIZADO O DIVULGADO SIN EL RESPECTIVO FIRMADO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		FINISH	CHKR	LCP DIÁFISIS TIBIA 8 AGUJEROS	
		PRODUCT	ENGR	DWG NO.	REV
PART NO			MFG	LCPDTC00-0100	
			MATL	ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDTC00-0000_S
					SHEET 1/8

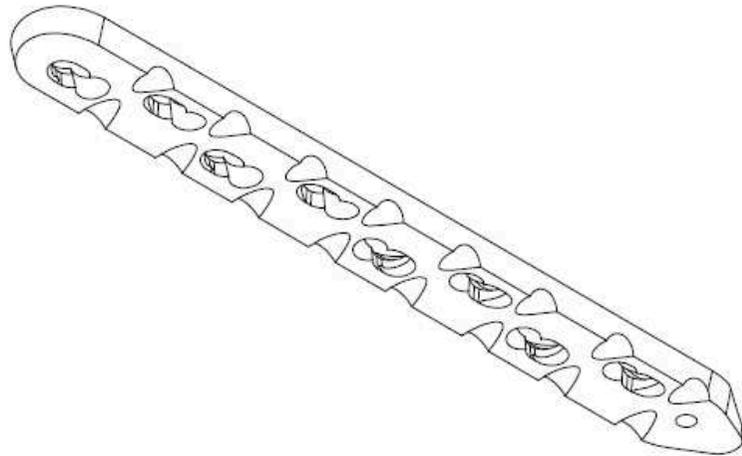
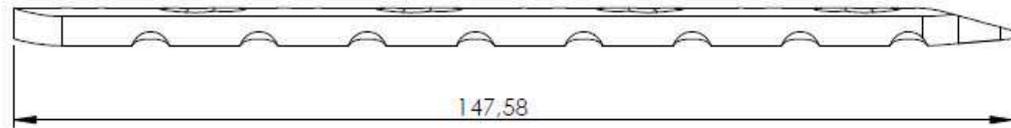
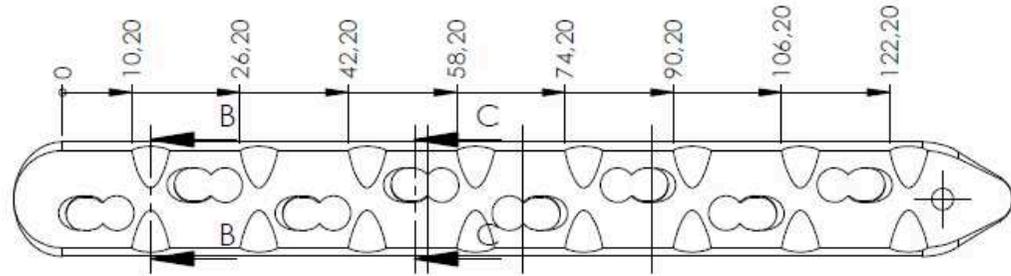
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		



SECCIÓN B-B
ESCALA 2 : 1

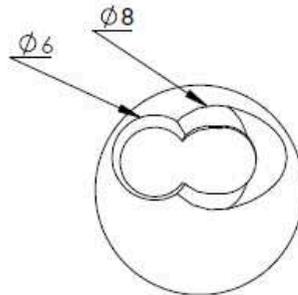
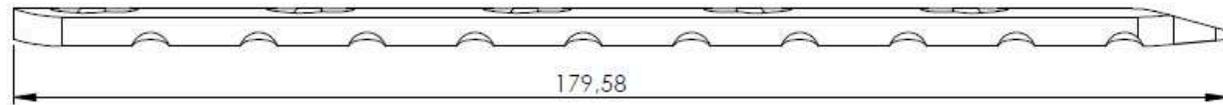
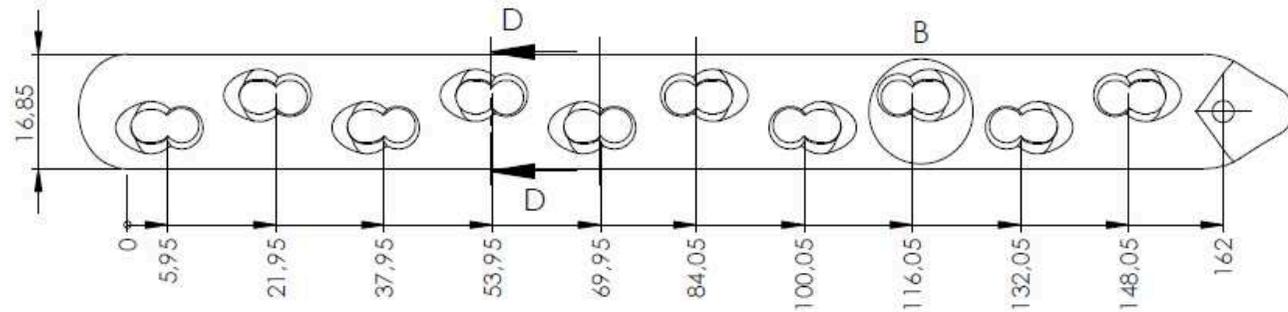
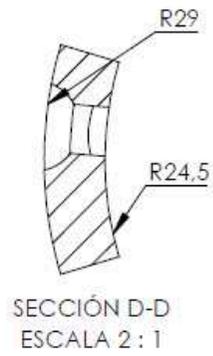


SECCIÓN C-C
ESCALA 2 : 1

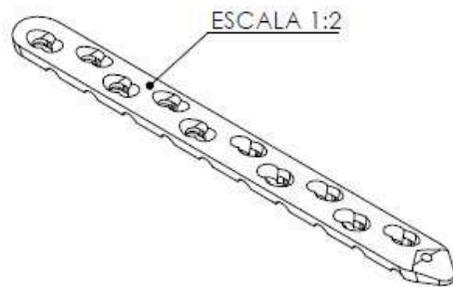


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA. COMO REALES DE CDT IN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS FUERON SE REPRODUCCION, UTILIZACION O DIVULGACION SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		DFTSMN		TITULO	
MATERIAL		CHKR		LCP DIÁFISIS TIBIA 8 AGUJEROS POSTERIOR	
FINISH		ENGR		DWG NO.	
PRODUCT		MFG		LCPDTC00-0100	
PART DASH NO		MATL		ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDTC00-0000_S
				REV	SHEET 2/8

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		



DETALLE B
ESCALA 2 : 1

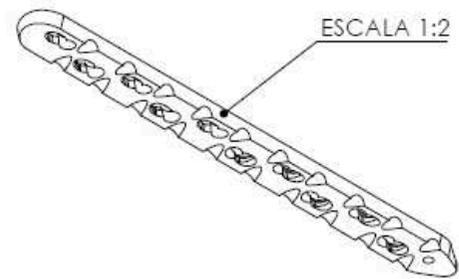
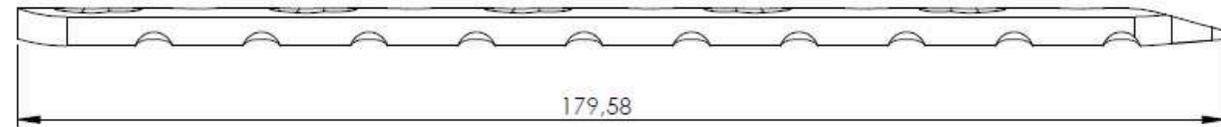
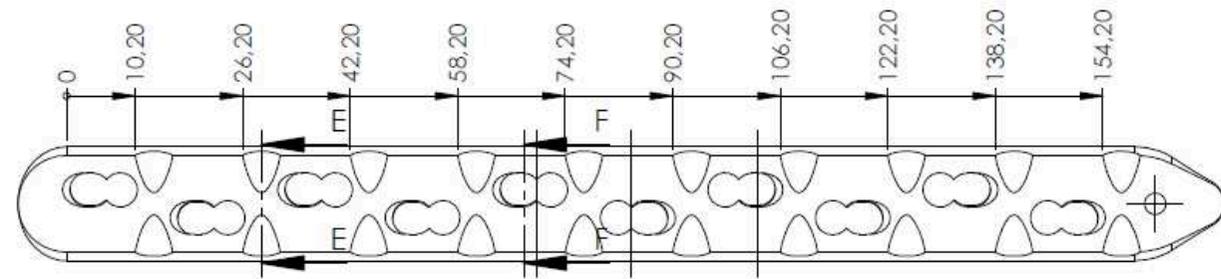
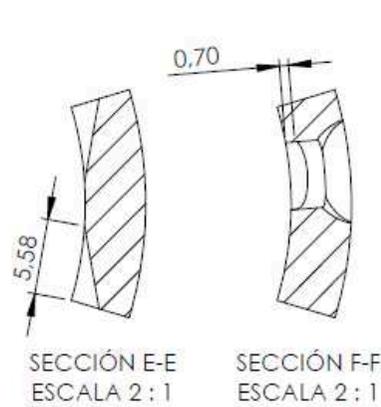


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. ESTADIMERICOS DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUESEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO ASUNTO.	
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN	TITULO LCP DIÁFISIS TIBIA 10 AGUJEROS
		FINISH	CHKR	DWG NO. LCPDTC00-0200
		PRODUCT	ENGR	REV
PART DASH NO			MFG	ESCALA 1:1
			MATL	CAD FILE: LCPDTC00-0000_S
				SHEET 3/8



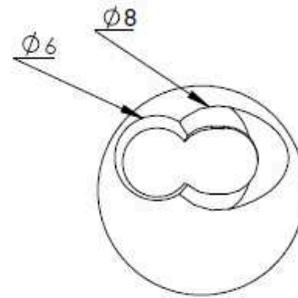
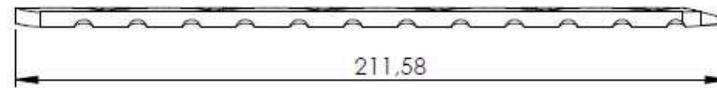
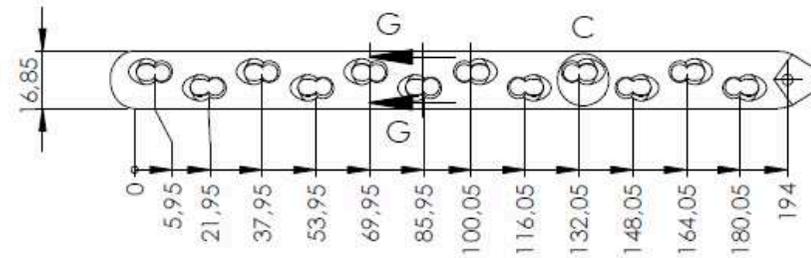
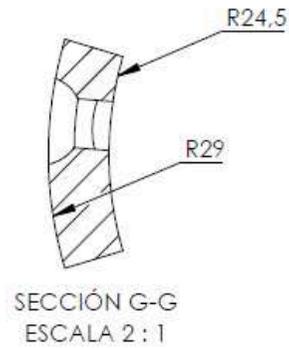
CDT Centro para el
Desarrollo Tecnológico C.A.

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	19/9/15		

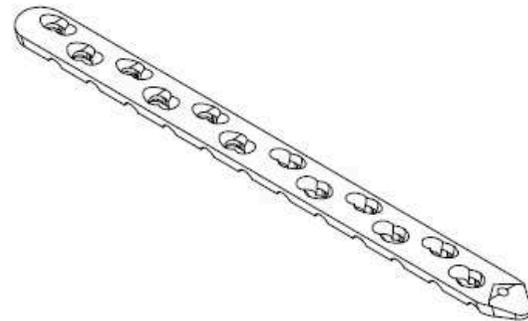


		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS SECRETOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DEL CDT NO EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O SIMILARES SIN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
				TITULO	
		MATERIAL	DFTSMN		LCP DIÁFISIS TIBIA 10 AGUJEROS POSTERIOR
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART NO		PRODUCT	MFG		DWG NO.
			MATL		LCPDTC00-0200
					ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDFC00-0000_S
					SHEET 4/8

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		

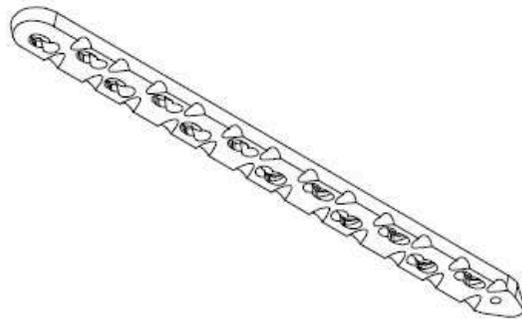
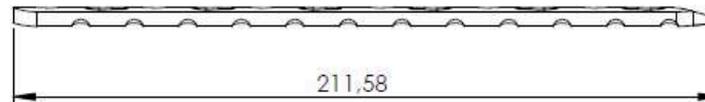
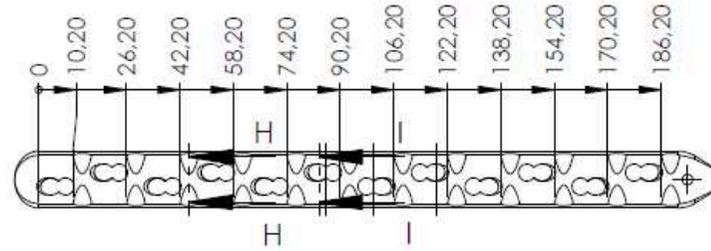
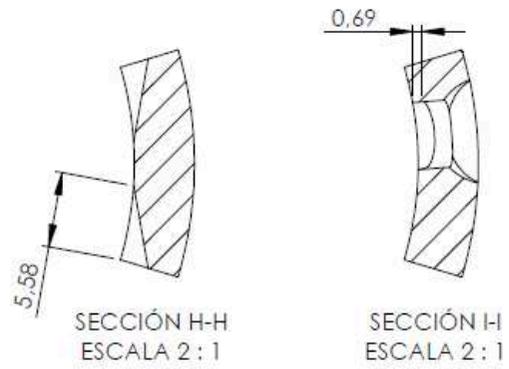


DETALLE C
ESCALA 2 : 1



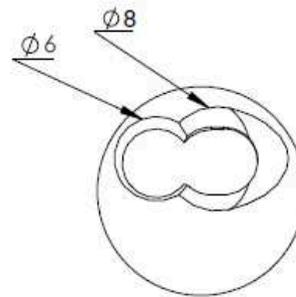
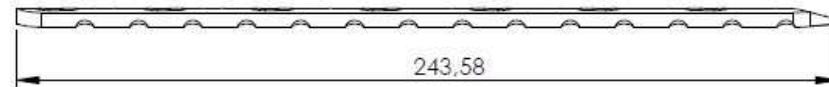
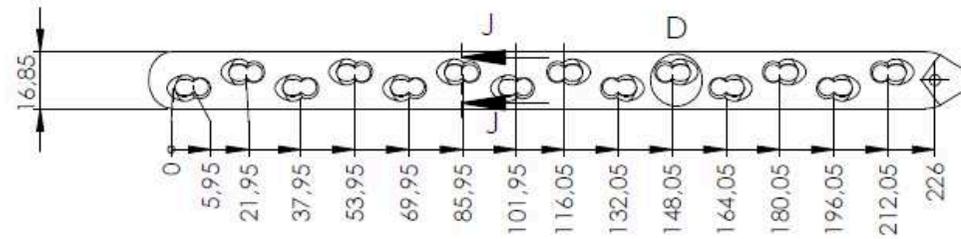
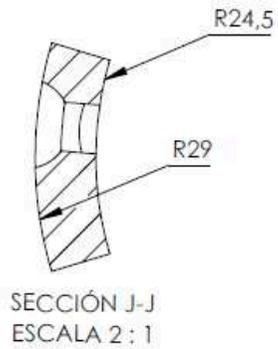
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS LICITADOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE INGENIERIA DE CDT N EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUESEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O SIMILARES SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN	TITULO LCP DIAFISIS TIBIA 12 AGUJEROS	
		FINISH	CHKR	DWG NO. LCPDTC00-0300	REV
PART NO		PRODUCT	MFG	ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDTC00-0000_S
			MATL		SHEET 5/8

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		

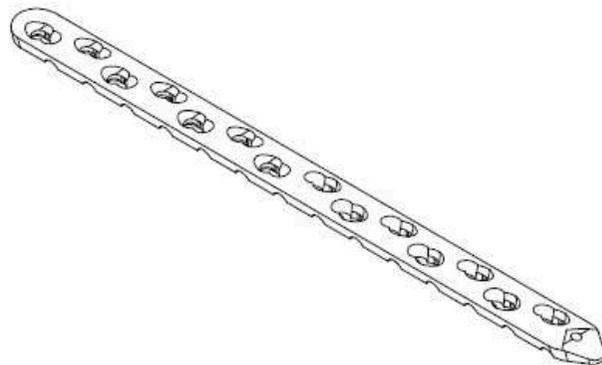


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS DESCRITIVOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMO RECALIBRO DE COT EN EL DOCUMENTO EN LOS DATOS FUERON HECHOS REPRODUCCIONES, UTILIZACION O DIVULGACION SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L		LCP DIÁFISIS TIBIA 12 AGUEROS POSTERIOR	
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART NO		PRODUCT	MFG	DWG NO.	REV
DASH NO			MATL	LCPDTC00-0300	
				ESCALA 1:2	GAD FILE: LCPDTC00-0000_S SHEET 6/8

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		

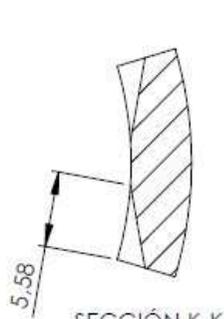


DETALLE D
ESCALA 2 : 1

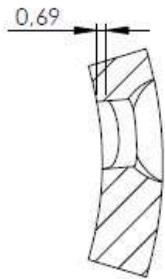


MEDIDAS EN MM		LOS DATOS DE ESTOS DISEÑOS SON PROPIEDAD DE CDT. NO SE DEBE REPRODUCIR, COPIAR, O USAR SIN EL CONSENTIMIENTO PREVIO Y ESCRITO DE CDT. NI SE DEBE REPRODUCIR, COPIAR, O USAR SIN EL CONSENTIMIENTO PREVIO Y ESCRITO DE CDT. NI SE DEBE REPRODUCIR, COPIAR, O USAR SIN EL CONSENTIMIENTO PREVIO Y ESCRITO DE CDT.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		FINISH	ENGR	LCP DIÁFISIS TIBIA 14 AGUJEROS	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	DWG NO.	REV
			MATL	LCPDTC00-0400	
				ESCALA 1:2	CAD FILE: LCPDTC00-0000_S
				SHEET 7/8	

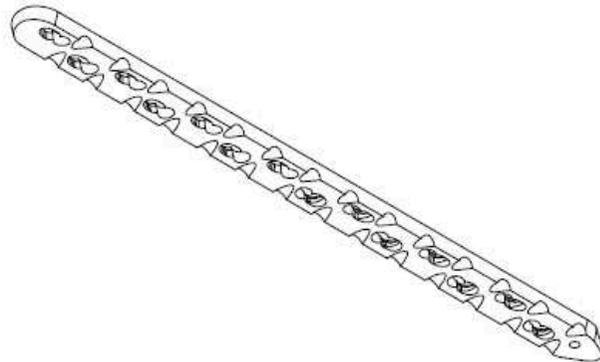
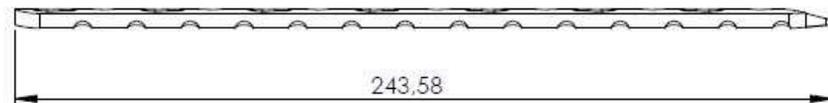
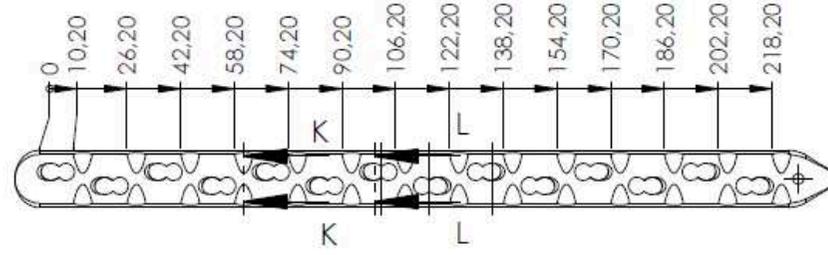
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	19/9/15		



SECCIÓN K-K
ESCALA 2 : 1



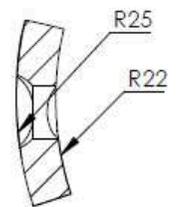
SECCIÓN L-L
ESCALA 2 : 1



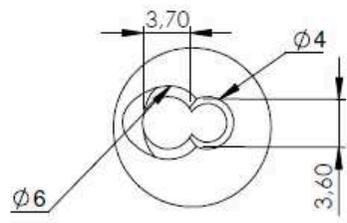
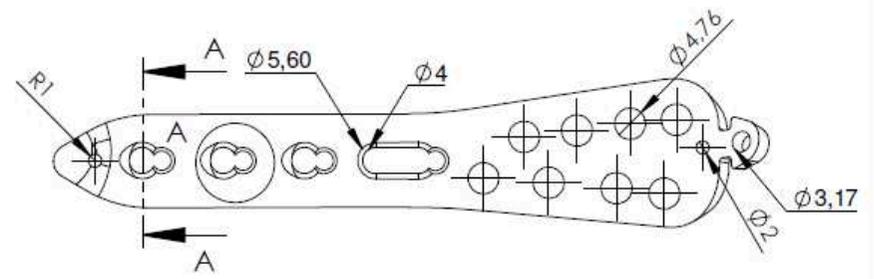
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS SIGUIENTES CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE COMERCIALES DE CDT NO EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL			LCP DIÁFISIS TIBIA 14 AGUJEROS POSTERIOR
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART		PRODUCT	MFG		DWG NO.
DASH			MATL		LCPDTC00-0400
NO					ESCALA 1:2
					CAD FILE: LCPDTC00-0000_S
					SHEET 8/8

**Apéndice J. Planos de placas finales para distal de
tibia**

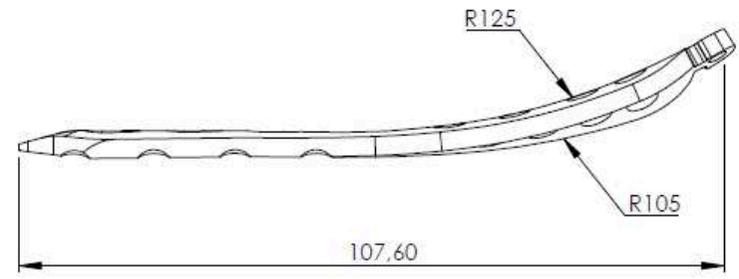
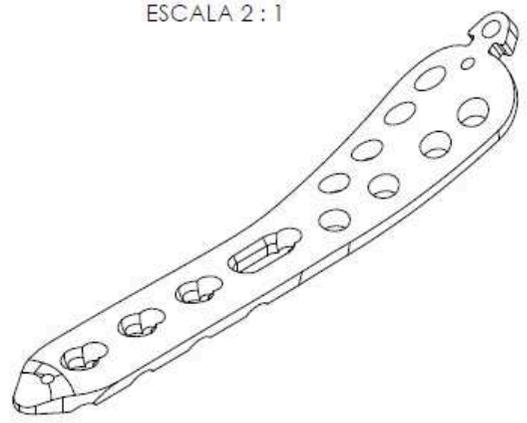
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



SECCIÓN A-A
ESCALA 2 : 1

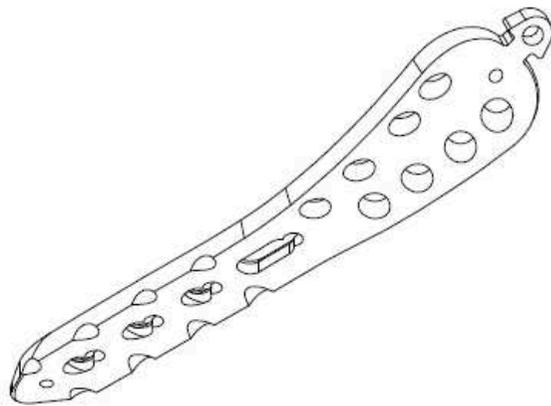
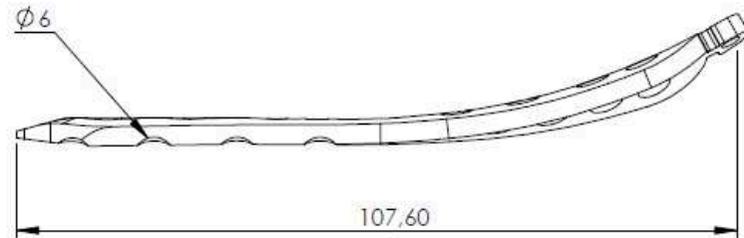
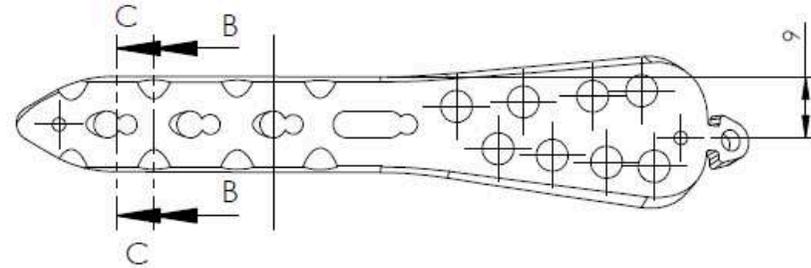
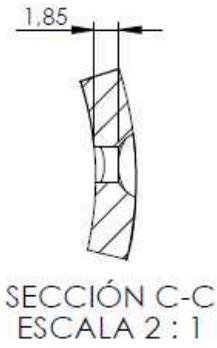
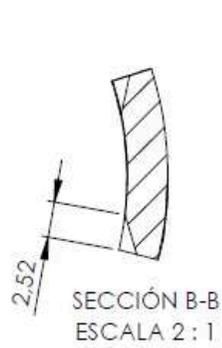


DETALLE A
ESCALA 2 : 1



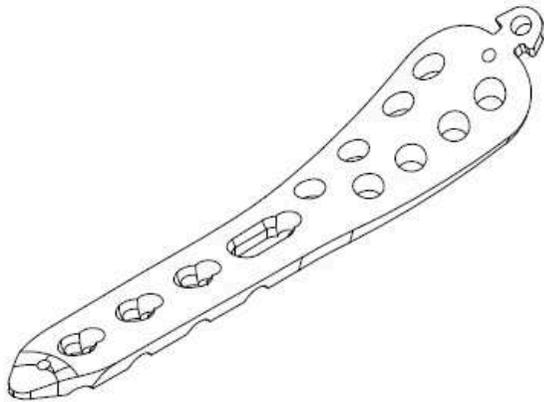
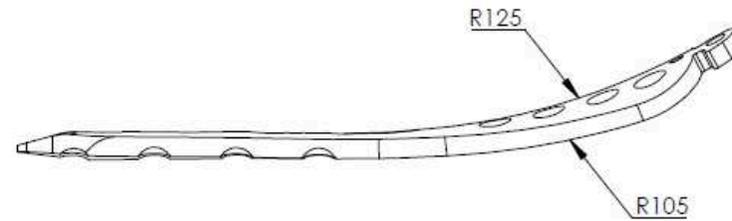
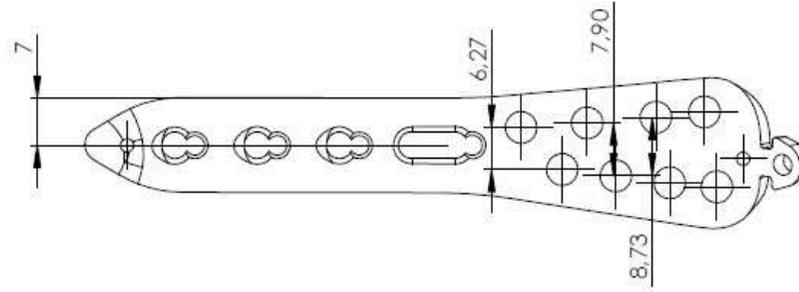
		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS SECRETOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMERCIALIZACION DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS NI SON NI SE REPRODUCEN, UTILIZADOS, O SIMILARES SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN	TITULO LCP DISTAL TIBIA 4 AGUJEROS IZQUIERDA		
		FINISH	CHKR			
			ENGR			
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	DWG NO. LCPDSTC00-0100		REV
			MATL	ESCALA 1:1 CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S		SHEET 1/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



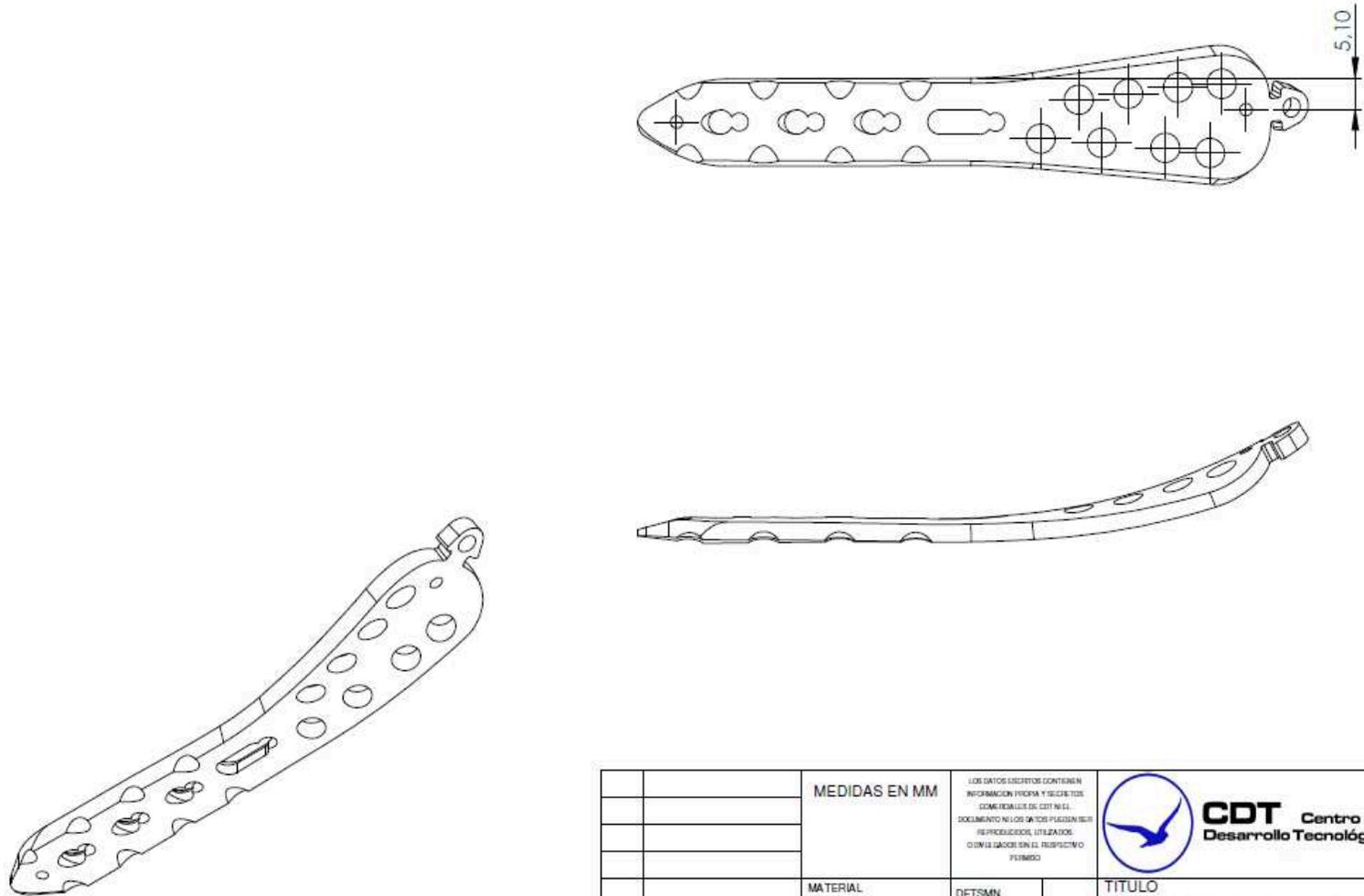
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA DE COMERCIAL S.C. DE CDT EN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUESEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O EN LA GABON SIN EL RESPECTIVO FIRMADO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L	CHKR	LCP DISTAL TIBIA 4 AGUJEROS POSTERIOR IZQUIERDA	
		FINISH	ENGR		
PART		PRODUCT	MFG	DWS NO.	REV
DASH			MATL	LCPDSTC00-0100	
NO				ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
					SHEET 2/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



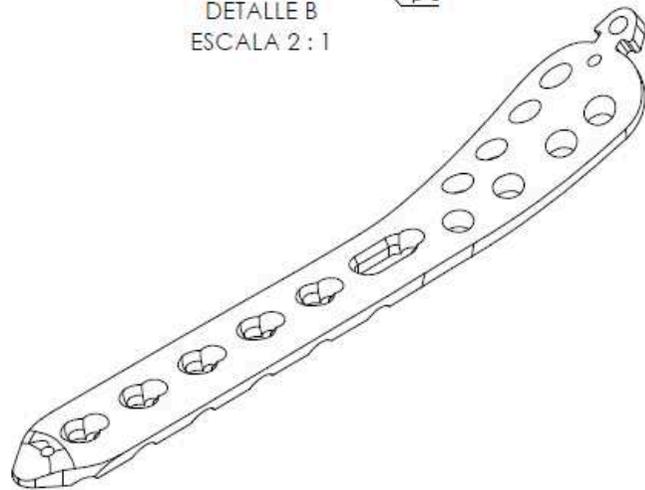
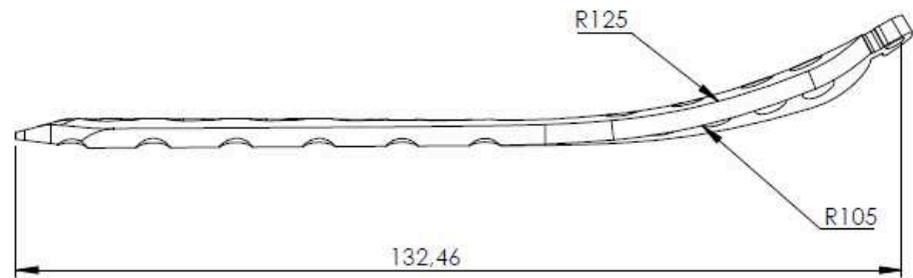
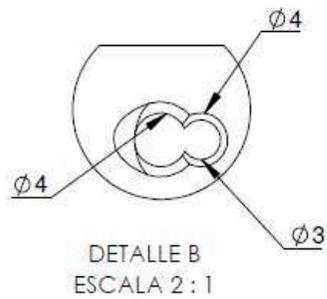
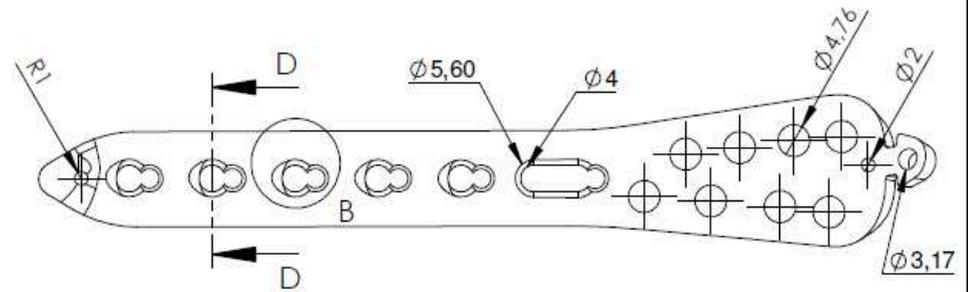
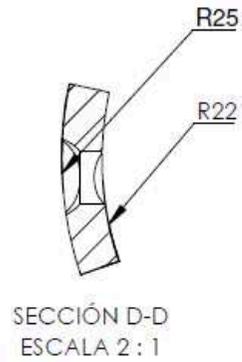
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS SECRETOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT NE EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCION, UTILIZADOS O INCLUIDOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		
		FINISH	CHKR		TITULO LCP DISTAL TIBIA 4 AGUJEROS DERECHA
PART DASH NO		PRODUCT	ENGR		DWG NO. LCPDSTC00-0500
			MFG		ESCALA 1:1
			MATL		CAD FILE: LCPDSTC00-0000_\$
					SHEET 3/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS LICITADOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMO RECALCULO DE ESTE PL. EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS, O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO FIRMADO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		FINISH	ENGR	LCP DISTAL TIBIA 4 AGLUEROS POSTERIOR DERECHA	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	DWG NO. LCPDSTC00-0500	REV
			MATL	ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000 S
					SHEET 4/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		

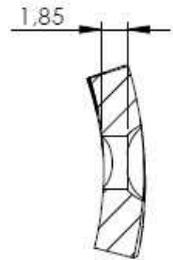


		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS DESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT INEL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDE SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O IMITADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO	 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AIS/ 316L	DFTSMN	TITULO LCP DISTAL TIBIA 6 AGUJEROS IZQUIERDA
		FINISH	CHKR ENGR	
PART DASH NO		PRODUCT	MFG MATL	DWG NO. LCPDSTC00-0200
				ESCALA 1:1
				CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
				REV
				SHEET 5/16

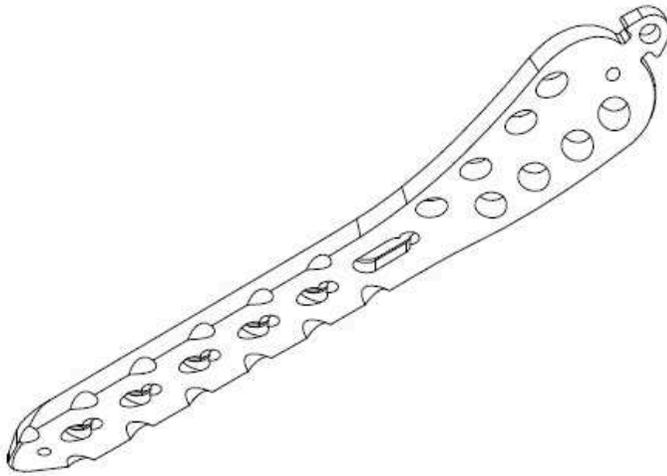
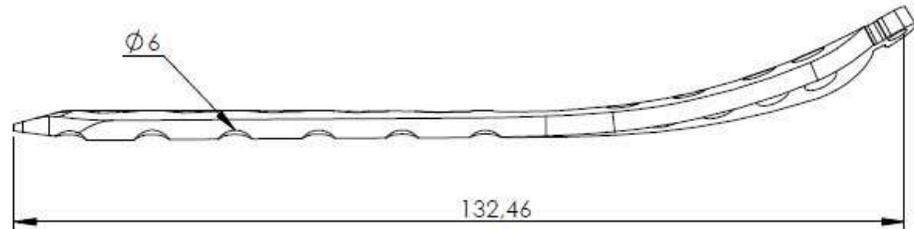
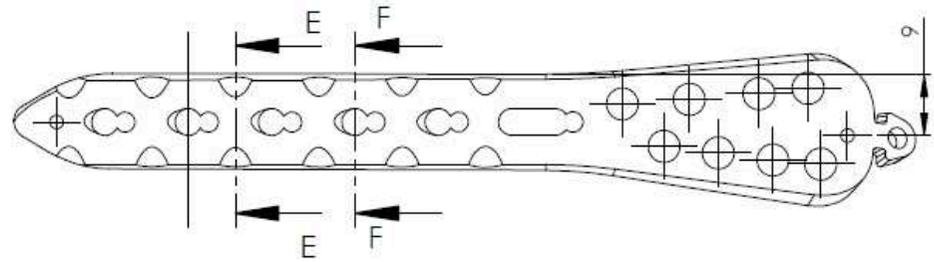
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



SECCIÓN E-E
ESCALA 2 : 1

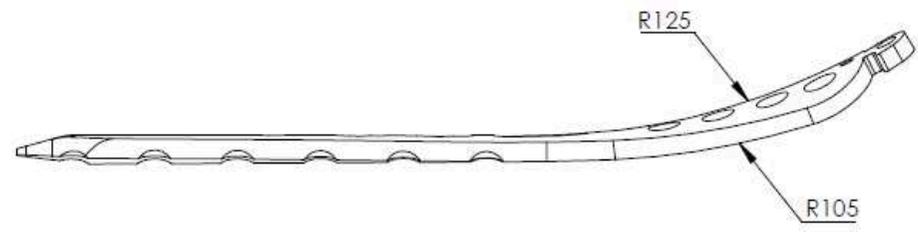
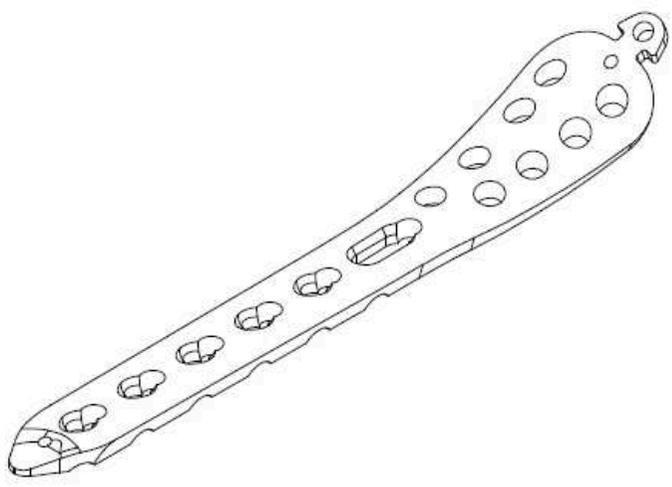
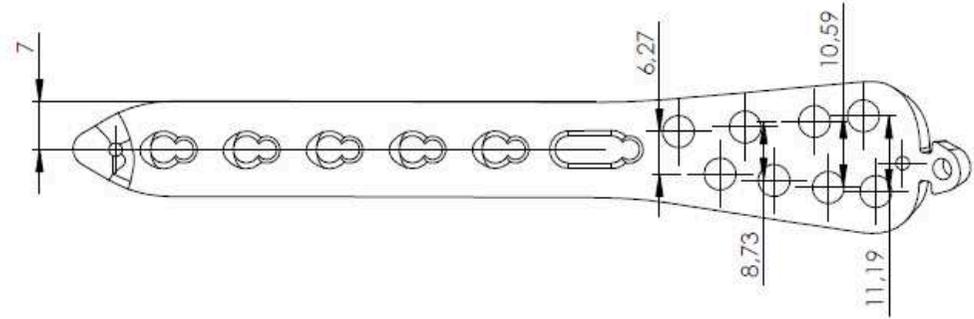


SECCIÓN F-F
ESCALA 2 : 1



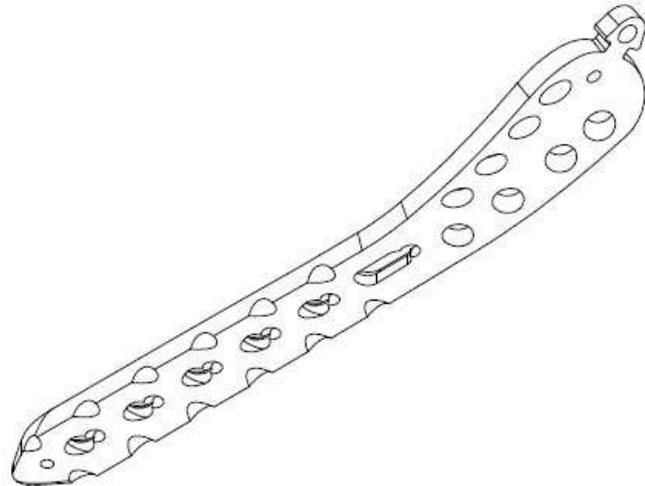
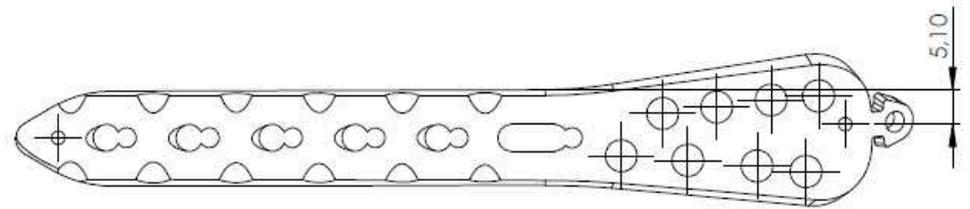
MEDIDAS EN MM		LOS DATOS DESCRIBIDOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA. COMERCIALES DE CDT NO SE DOCUMENTA NI LOS DATOS FUERON SE REPRODUCCION, UTILIZACION O DIVULGACION SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L		LCP DISTAL TIBIA 6 AGUJEROS POSTERIOR (IZQUIERDA)	
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG	DWG NO.	REV
			MATL	LCPDSTC00-0200	
				ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
				SHEET 6/16	

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



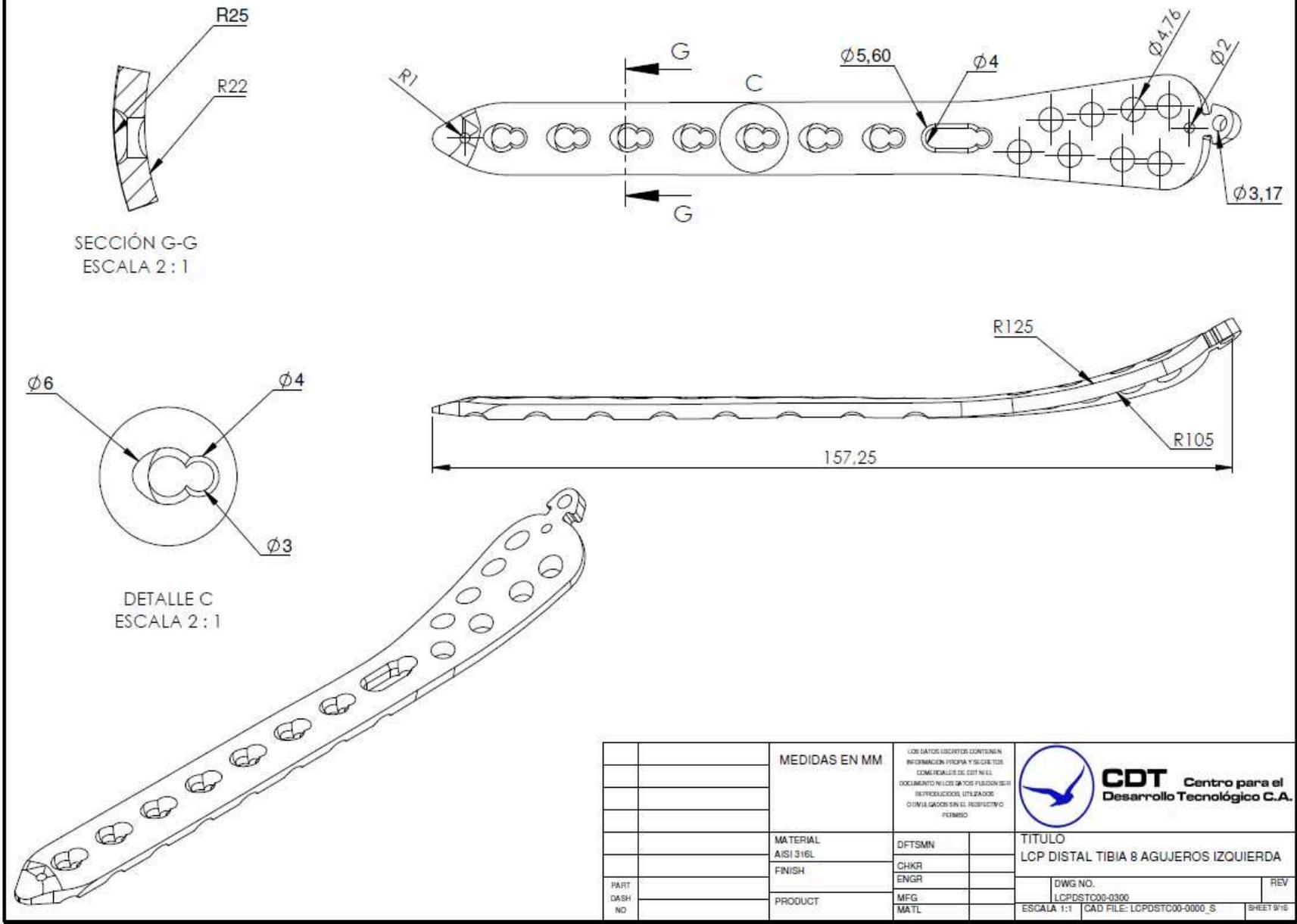
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DE ESTOS DIBUJOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA DE CDT. N.O. DEBE SER REPRODUCIDA NI UTILIZADA SIN EL CONSENTIMIENTO PREVIO POR ESCRITO DE CDT. N.O. SE RESPONSABILIZA CDT POR DAÑOS O PERJUICIOS QUE SE DERIVEN DE SU USO.</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL	CHKR		LCP DISTAL TIBIA 6 AGUJEROS DERECHA
		FINISH	ENGR		
		PRODUCT	MFG		
PART NO			MATL		DWG NO. LCPDSTC00-0800
					ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
					SHEET 7/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



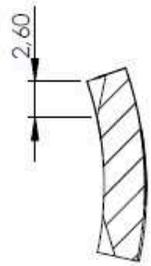
		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS LIBERADOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMO RESULTADO DE ESTE NO SE DOCUMENTA NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPUESTA O PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AISI 316L	CHKR	LCP DISTAL TIBIA 6 AGLUEROS POSTERIOR DERECHA	
		FINISH	ENGR		
				DWG NO.	REV
PART		PRODUCT	MFG	LCPDSTC00-0600	
DASH			MATL	ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
NO					SHEET 8/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		

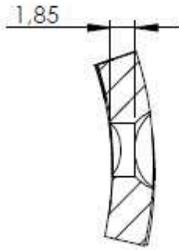


		MEDIDAS EN MM		LOS DATOS DEBIDORES CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y SECRETA. GENERALIZADOS DEL NUESTRO DOCUMENTO NI LOS DATOS FUERON NI SE REPRODUJERON, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO.		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO			
		AISI 316L	CHKR	LCP DISTAL TIBIA 8 AGUJEROS IZQUIERDA			
		FINISH	ENGR	DWG NO.		REV	
		PRODUCT	MFG	LCPDSTC00-0300			
PART DASH NO		MATL		ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S	SHEET 9/16	

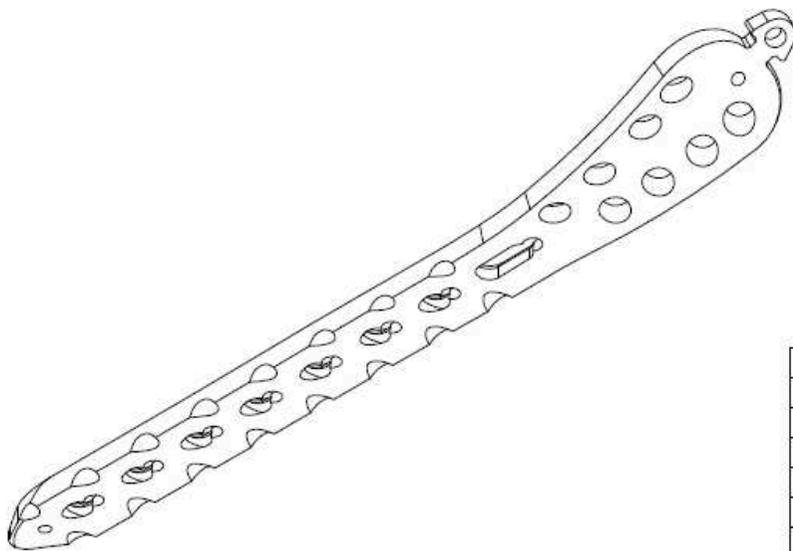
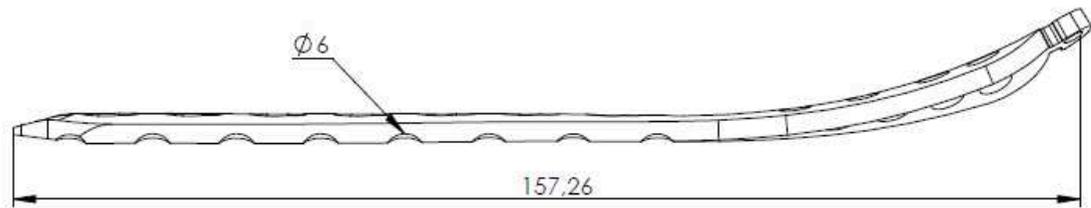
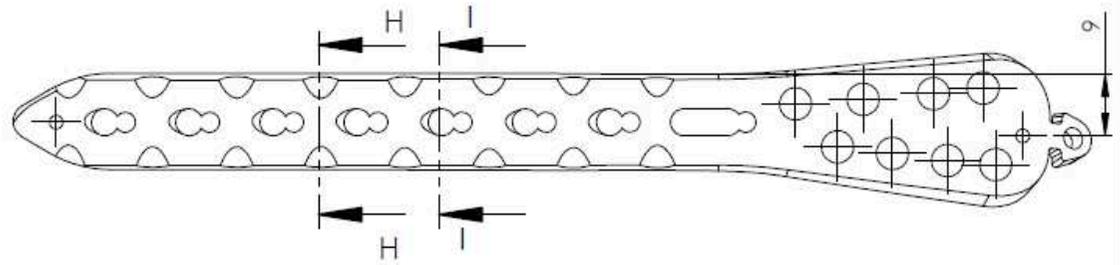
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



SECCIÓN H-H
ESCALA 2:1

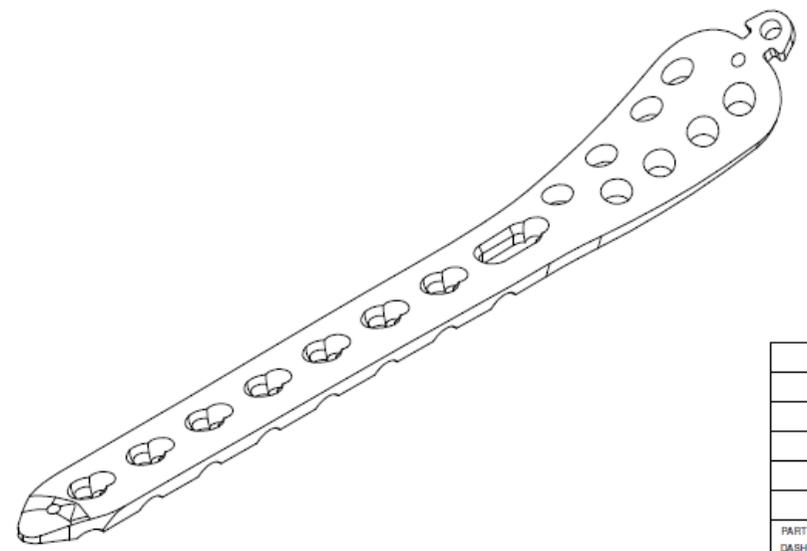
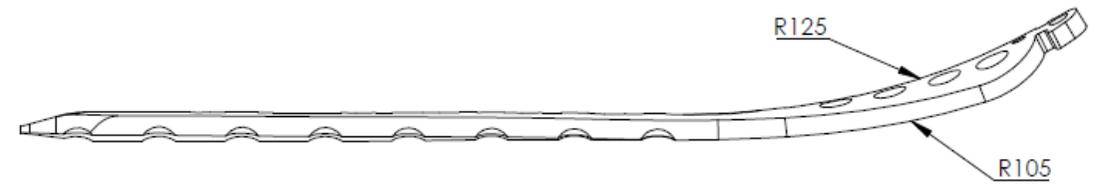
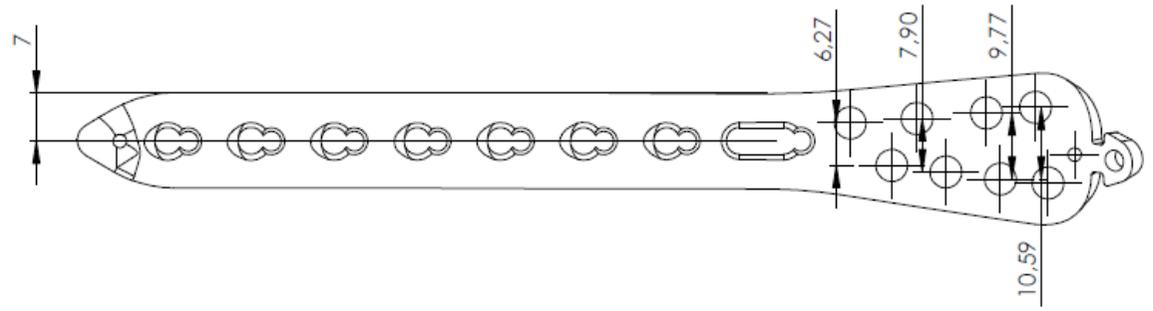


SECCIÓN H
ESCALA 2:1



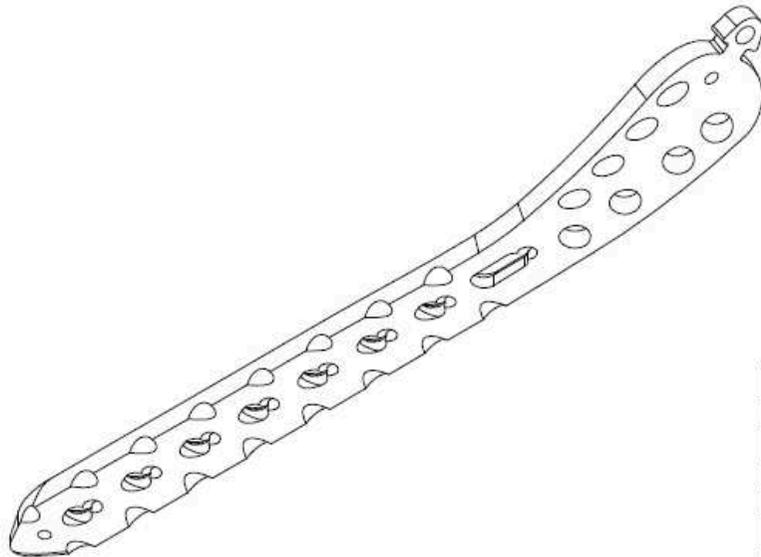
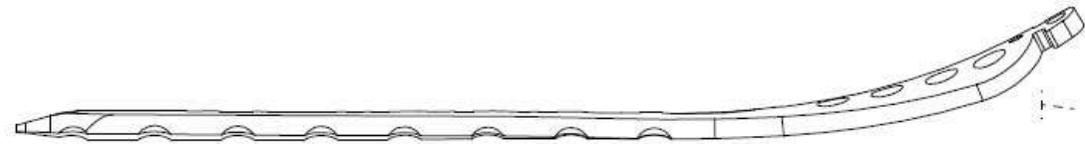
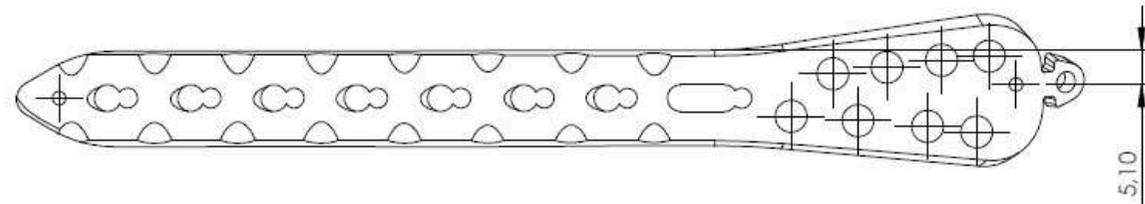
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT EN EL DOCUMENTO NO LOS QUE PUEDAN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O SIMILARES SIN EL RESPECTIVO FIRMADO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		TITULO LCP DISTAL TIBIA 8 AGUJEROS POSTERIOR IZQUIERDA
		FINISH	CHKR		
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. LCPDSTC00-0300
			MATL		ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
					REV SHEET 19/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



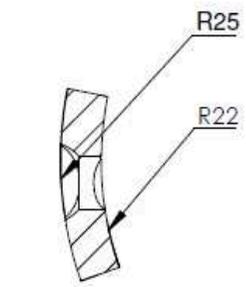
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA. COMERCIALES DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O QUILGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN	TITULO LCP DISTAL TIBIA 8 AGUJEROS DERECHA	
		FINISH	CHKR		
		PRODUCT	ENGR		
PART DASH NO			MFG	DWG NO. LCPDSTC00-0700	REV
			MATL	ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S SHEET 11/15

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		

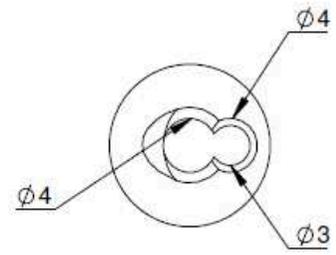
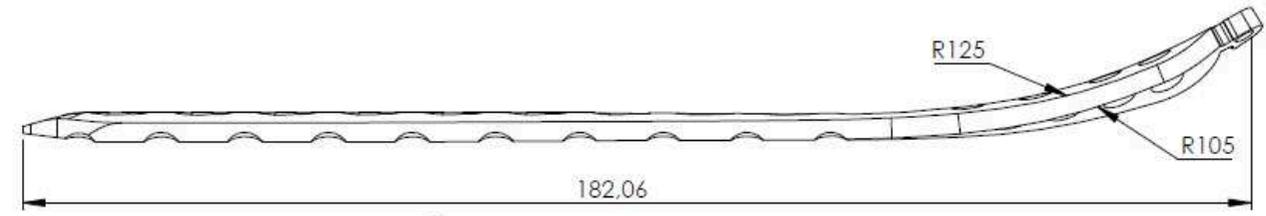
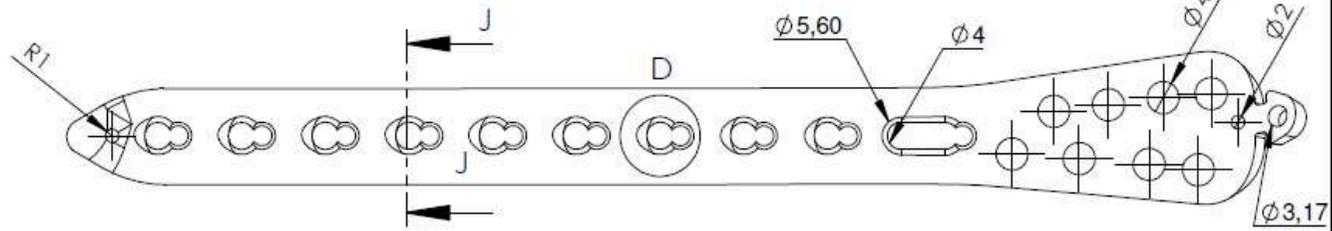


		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPRIA Y DESCRITOS COMERCIALES DE CDT IN EL DOCUMENTO NI LOS DATOS FUERON NI REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL AISI 316L	DFTSMN		TITULO
		FINISH	CHKR		LCP DISTAL TIBIA 8 AGUJEROS POSTERIOR DERECHA
			ENGR		
PART DASH NO		PRODUCT	MFG		DWG NO. LCPDSTC00-0700
			MATL		ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
					SHEET 12/16

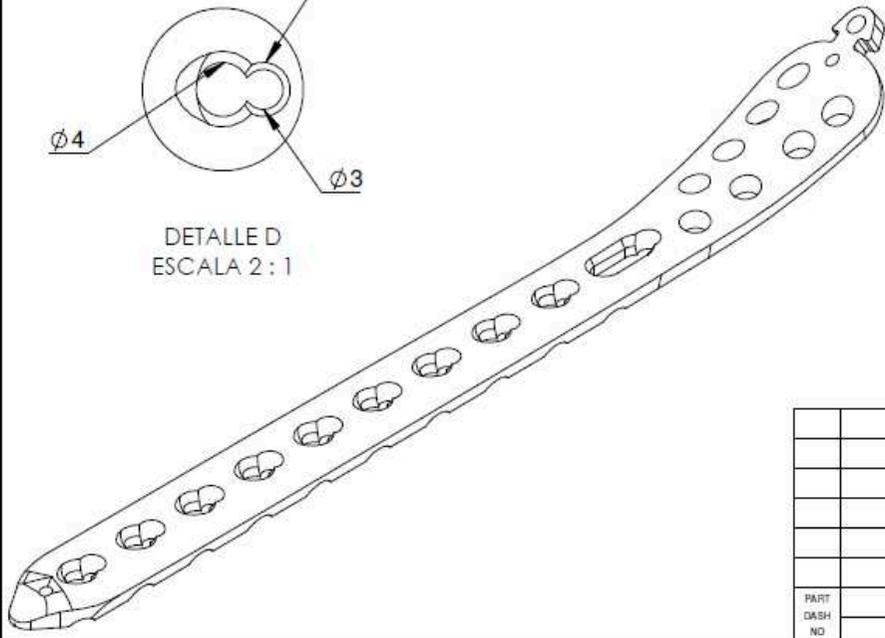
REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



SECCIÓN J-J
ESCALA 2:1

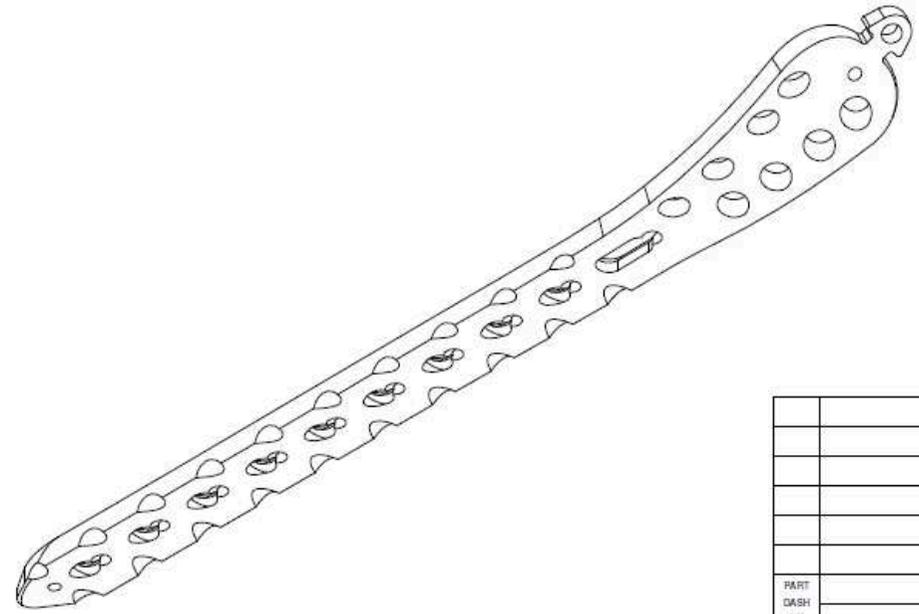
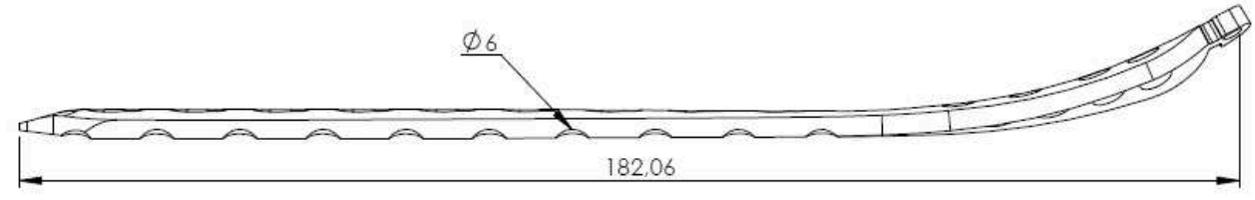
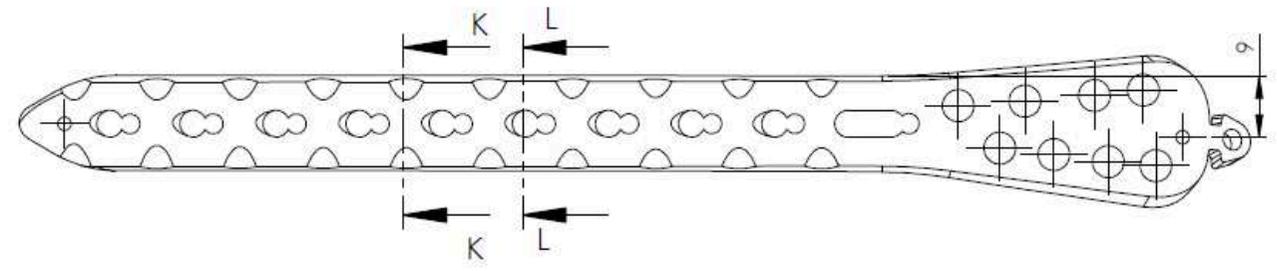


DETALLE D
ESCALA 2:1



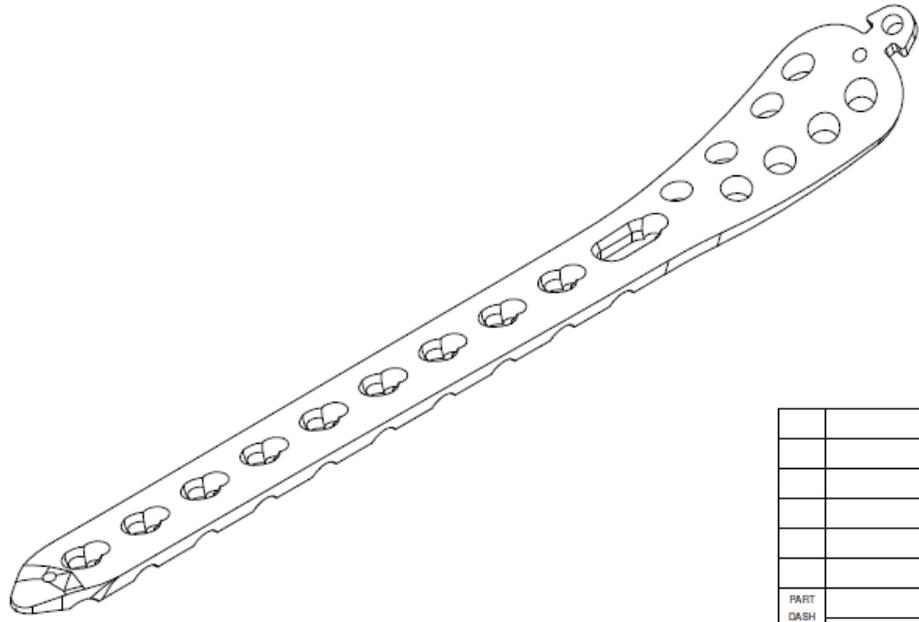
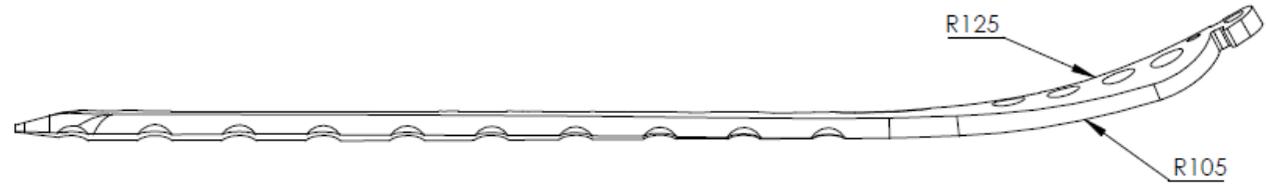
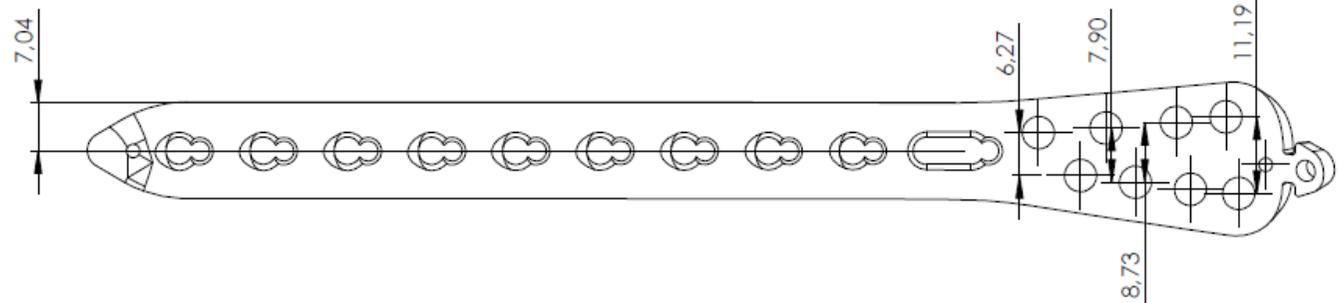
MEDIDAS EN MM		LOS DATOS GENERALES CONTIENEN INFORMACIÓN PROPIA Y SECRETA DE COMERCIALIZADOR CDT INEL. DOCUMENTO NO LOS SE PUEDE PUBLICAR NI SER REPRODUCIDO, UTILIZADO O IMPLUGADO SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.	
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		FINISH	CHKR	LCP DISTAL TIBIA 10 AGUJEROS IZQUIERDA	
		PRODUCT	ENGR	DWG NO.	REV
PART DASH NO			MFG	LCPDSTC00-0400	
			MATL	ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000 S
					SHEET 13/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



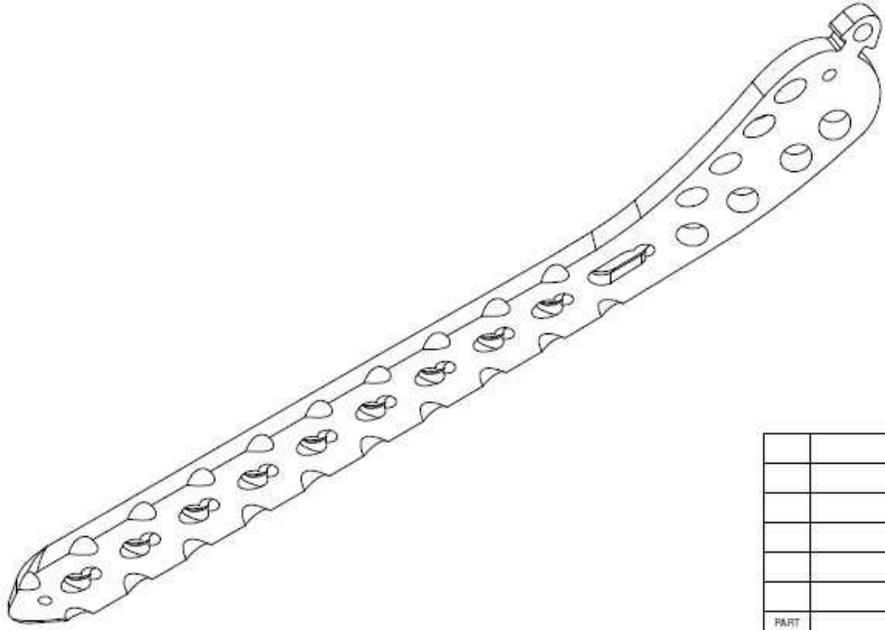
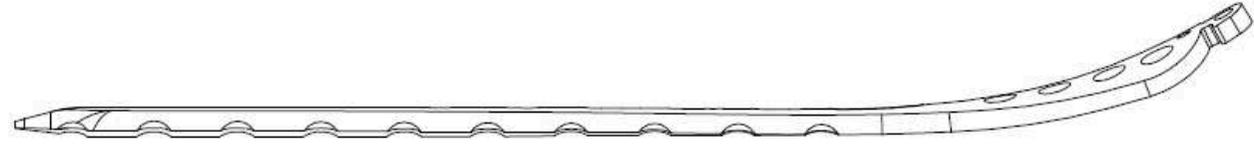
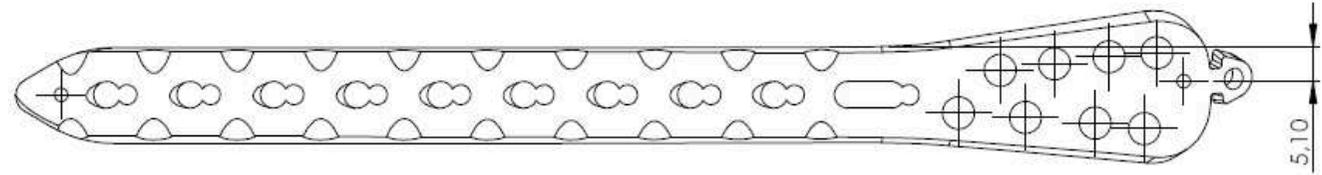
		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS DESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT EN EL DOCUMENTO. NI LOS DATOS FUECION SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O COM. A TERCEROS SIN EL RESPECTIVO FIRMADO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN		
		FINISH	CHKR		LCP DISTAL TIBIA 10 AGUJEROS POSTERIOR IZQUIERDA
		PRODUCT	MFG		DWG NO.
PART DASH NO			MATL		LCPDSTC00-0400
				ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
					REV SHEET 14/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMERCIALES DE CDT NI EL DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
		MATERIAL	DFTSMN		TITULO
		FINISH	CHKR		LCP DISTAL TIBIA 10 AGUJEROS DERECHA
		PRODUCT	MFG		DWG NO.
PART DASH NO			MATL		LCPDSTC00-0800
					ESCALA 1:1
					CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
					SHEET 15/16

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	20/9/15		

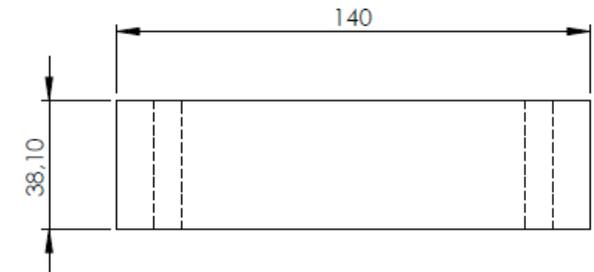
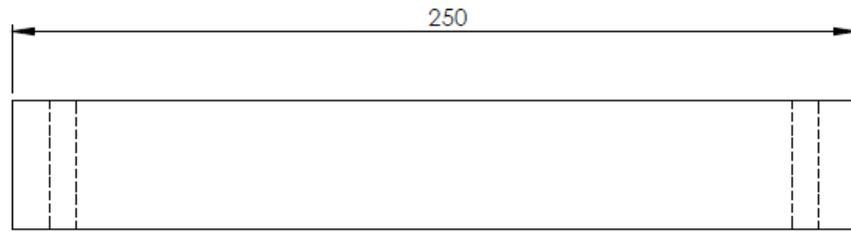
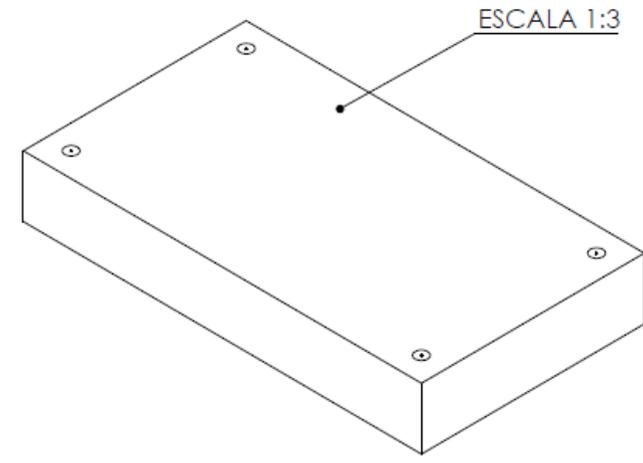
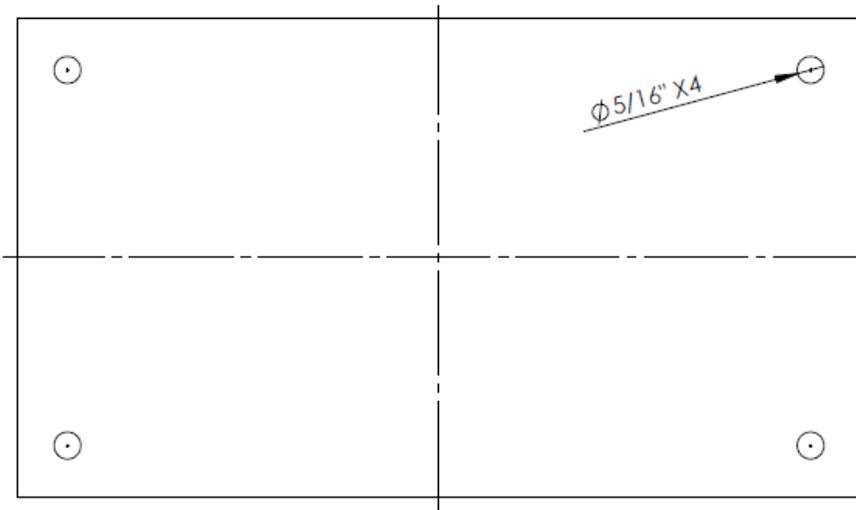


		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS DESCRIBEN CONTENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMO TAL DE CDT IN EL DOCUMENTO NI LOS DE NINGUN MODO SE REPRODUZCA, UTILIZACION O DIVULGACION EN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		
		MATERIAL	DFTSMN	TITULO	
		AIISI 316L	CHKR	LCP DISTAL TIBIA 10 AGUJEROS POSTERIOR DERECHA	
		FINISH	ENGR	DWG NO.	REV
PART		PRODUCT	MFG	LCPDSTC00-0800	
DASH		MATL		ESCALA 1:1	CAD FILE: LCPDSTC00-0000_S
NO					SHEET 16/16



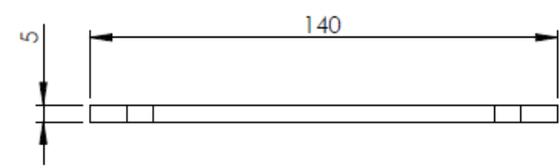
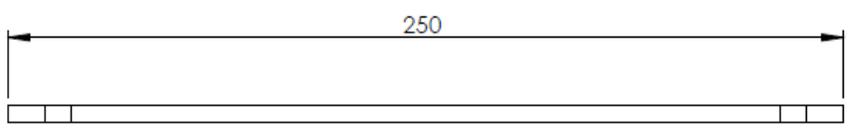
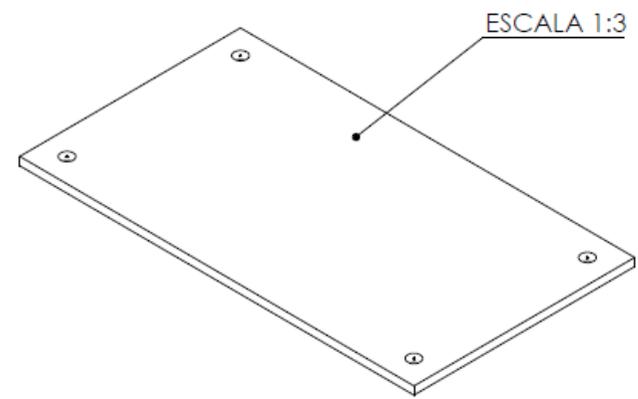
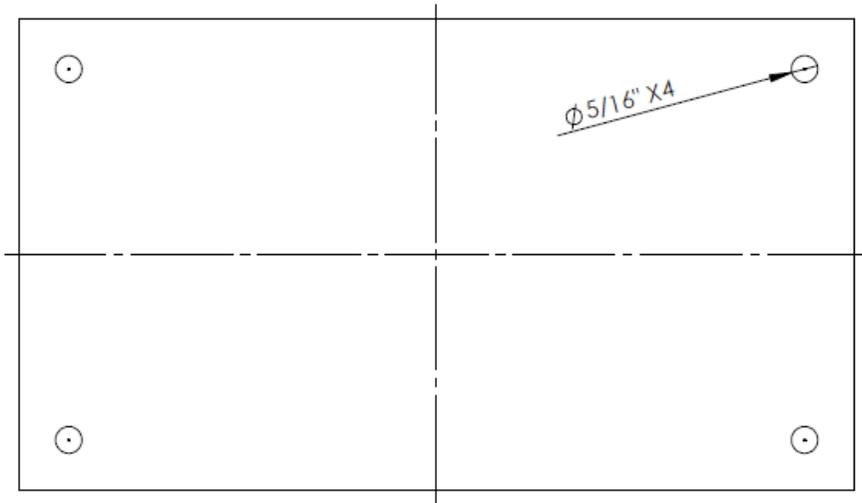
**Apéndice K. Instrumental para el corte de las placas
planas en el control numérico computarizado (CNC)
para el estudio de curvatura en el copiador de perfiles**

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSION ORIGINAL	5/10/15		



		MEDIDAS EN MM	LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETOS COMO REQUISITOS DEL CDT N.E.L. DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDEN SER REPRODUCCIONES, UTILIZADOS O DIVULGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN	TITULO	
		MATERIAL	CHKR	BASE	
		FINISH	ENGR		
PART		PRODUCT	MFG	DWG NO.	REV
DASH			MATL	CP00-0101	
NO				ESCALA 1:2	CAD FILE: CP00-0100_S
					SHEET 2/3

REV NO	REVISION NOTE	DATE	SIGNATURE	CHECKED
00	VERSIÓN ORIGINAL	5/10/15		



		MEDIDAS EN MM	<small>LOS DATOS ESCRITOS CONTIENEN INFORMACION PROPIA Y SECRETA COMERCIAL DE CDT NEEL. DOCUMENTO NI LOS DATOS PUEDE SER REPRODUCIDOS, UTILIZADOS O IMPLAGADOS SIN EL RESPECTIVO PERMISO</small>		 CDT Centro para el Desarrollo Tecnológico C.A.
			DFTSMN		
		MATERIAL	CHKR		LÁMINA A CORTAR
		FINISH	ENGR		
		PRODUCT	MFG		DWG NO.
PART NO			MATL		CP00-0102
					ESCALA 1:2
					CAD FILE: CP00-0100_S
					SHEET 3/3

**Apéndice L. Simulación mediante el estudio de cargas
estáticas de las placas de bloqueo para diáfisis de
fémur y tibia**

Propiedades del estudio

Nombre del estudio	Estudio de Carga Estática en Placa de Diáfisis
Tipo de análisis	Estático
Tipo de mallado	Mallado sólido
Efecto térmico:	On
Opciones térmicas:	Incluye cargas de temperatura
Temperatura referencial para esfuerzos	298 Kelvin
Tipo de solucionador	FFEPlus
Opciones de incompatibilidad de vínculos	Automático
Desplazamientos grandes	On
Cálculo de fuerzas de cuerpo libre	On
Fricción	Off

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/sec
Presión/Esfuerzo	N/m ²

Propiedades del material

Modelo de referencia	Propiedades
	<p>Nombre: AISI 316L acero inoxidable</p> <p>Tipo de modelo: Elástico Lineal Isotrópico</p> <p>Límite elástico: 1.7e+008 N/m²</p> <p>Resistencia a la tracción: 4.85e+008 N/m²</p> <p>Módulo de elasticidad: 2e+011 N/m²</p> <p>Coefficiente de poisson: 0.265</p> <p>Densidad: 8027 kg/m³</p> <p>Módulo de corte: 8.2e+010 N/m²</p> <p>Coefficiente de expansión térmico: 1.7e-005 /Kelvin</p>

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción			
Sujeción-1		<p>Entidades: 1 cara(s)</p> <p>Tipo: Geometría fija</p>			
Fuerzas resultantes					
Componentes	X	Y	Z	Resultante	
Fuerza de reacción(N)	3.1026	-1.15058	1998.32	1998.32	
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0	

Nombre de carga	Imagen de carga	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 2000 N

Información de contacto

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

Información de la malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Mallado curvo
Puntos jacobianos	4 Puntos
Calidad de la malla	Alta

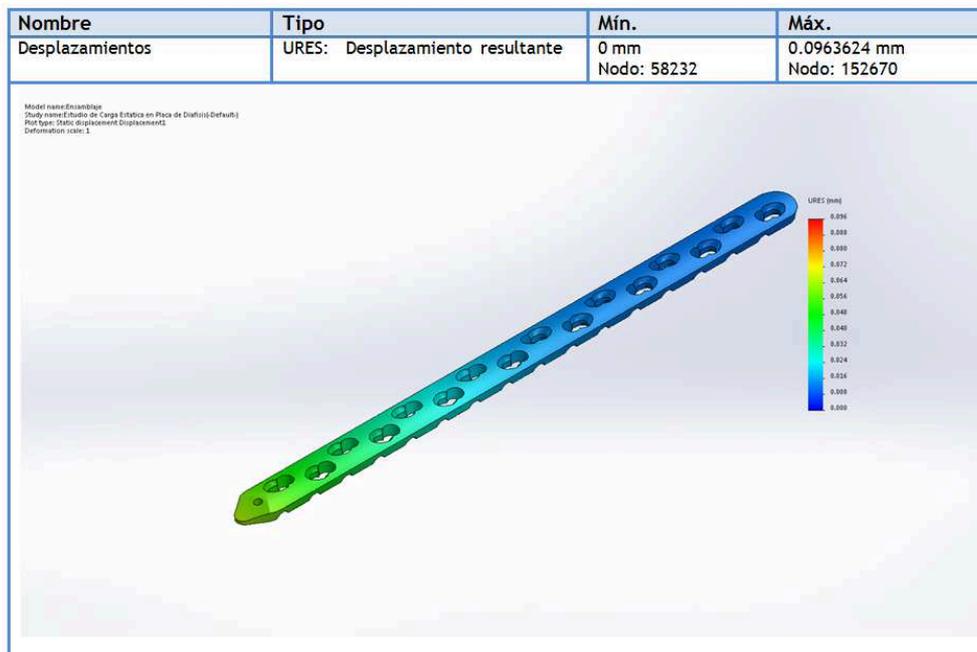
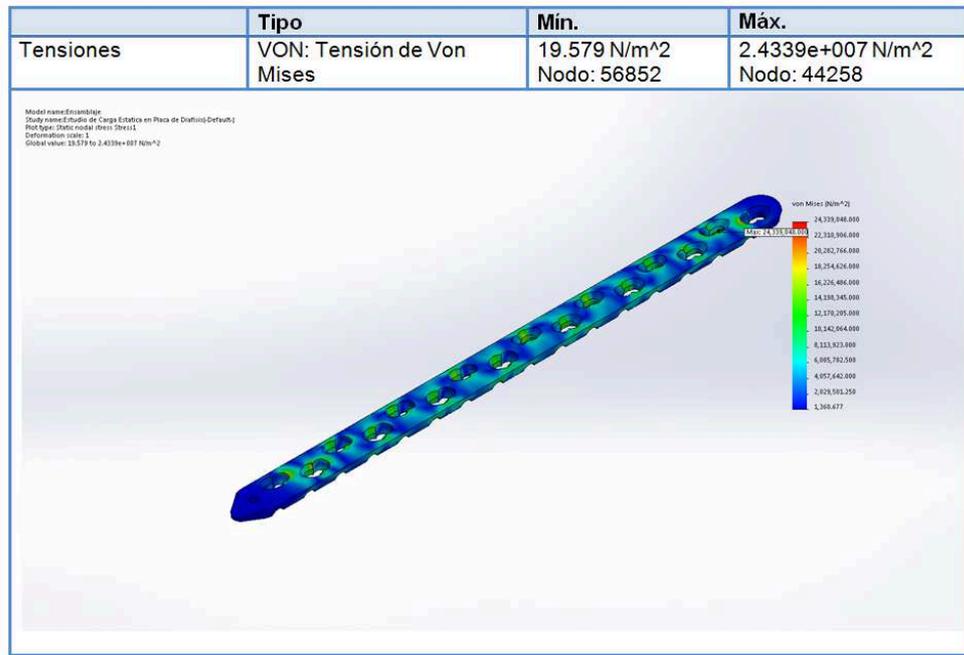
Detalles de la información de la malla

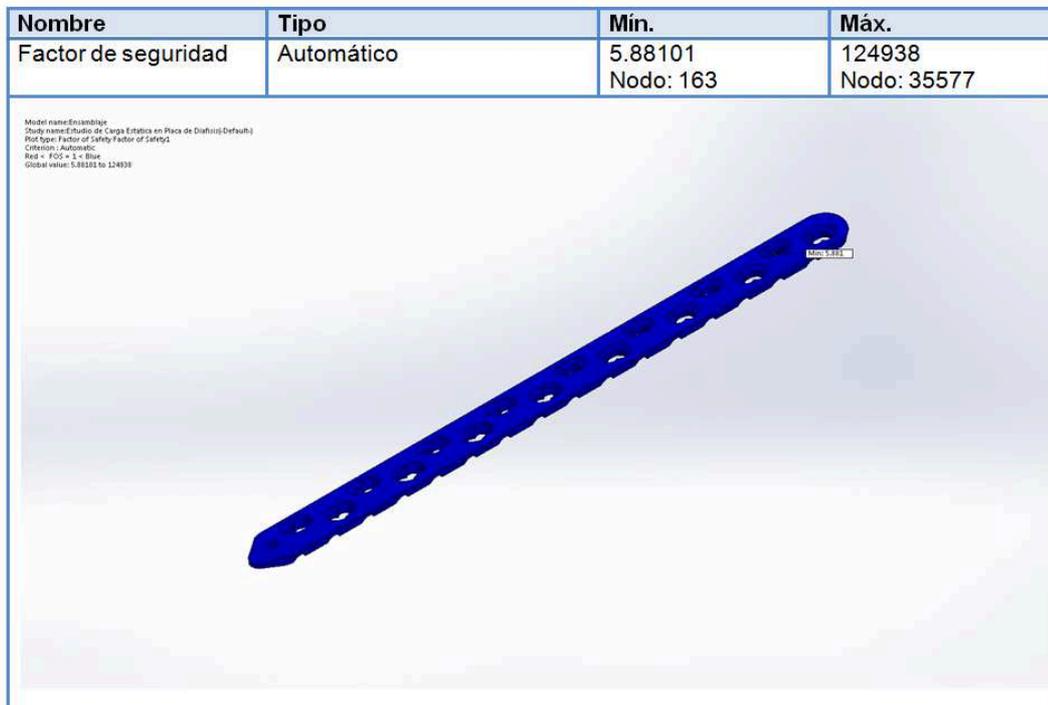
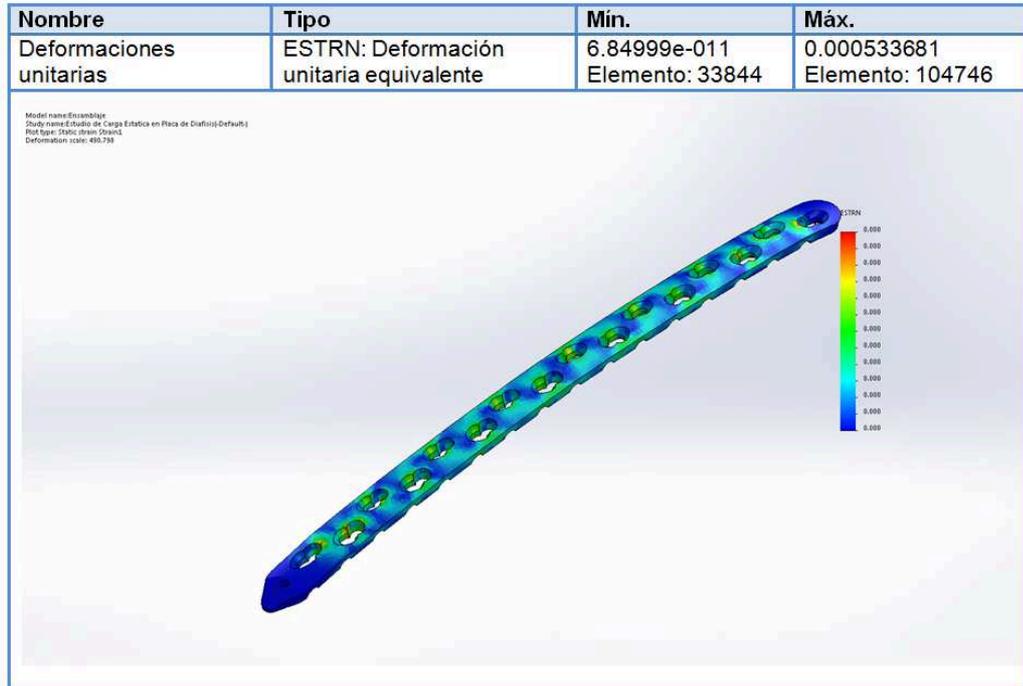
Número total de nodos	238676
Número total de elementos	154444
Cociente máximo de aspecto	256.84
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	98.5
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.129
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:21

Model name:Ensamblaje
Study name:Estudio de Carga Estática en Placa de Difusor(Default)
Mesh type: Solid Mesh



Resultados del estudio





Conclusión

El valor de esfuerzo máximo que se registra en las placas de diáfisis de fémur y tibia es de 24,339 MPa, el máximo desplazamiento es de 0,0963624 mm, la deformación unitaria máxima tiene un valor de 0,000533681.

Las placas de diáfisis de fémur y tibia no fallan por cargas estáticas, ya que se puede observar según la tabla de "Factor de seguridad" que el valor mínimo de dicho factor es 5,88101, y al ser este mayor que 1, se llega a la conclusión previamente expuesta.

**Apéndice M. Simulación mediante el estudio de
cargas dinámicas de las placas de bloqueo para
diáfisis de fémur y tibia**

Propiedades del estudio

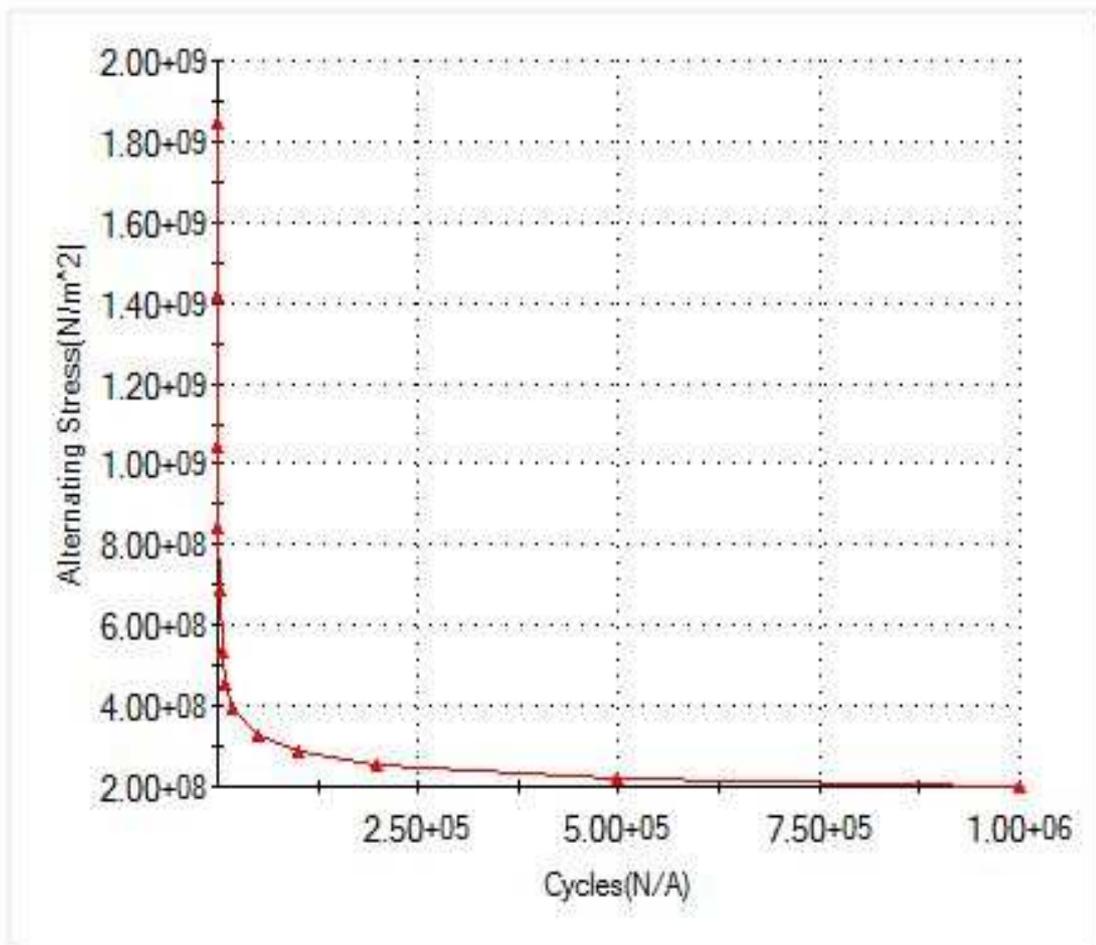
Nombre del estudio	Estudio de fatiga en placas de diátesis
Tipo de análisis	Fatiga (amplitud constante)
Uso de esfuerzos alternantes computarizados	Intensidad del esfuerzo (Pq-P3)
Factor de reducción de fuerza de fatiga	1
Vida infinita	Off

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/sec
Presión/Esfuerzo	N/m ²

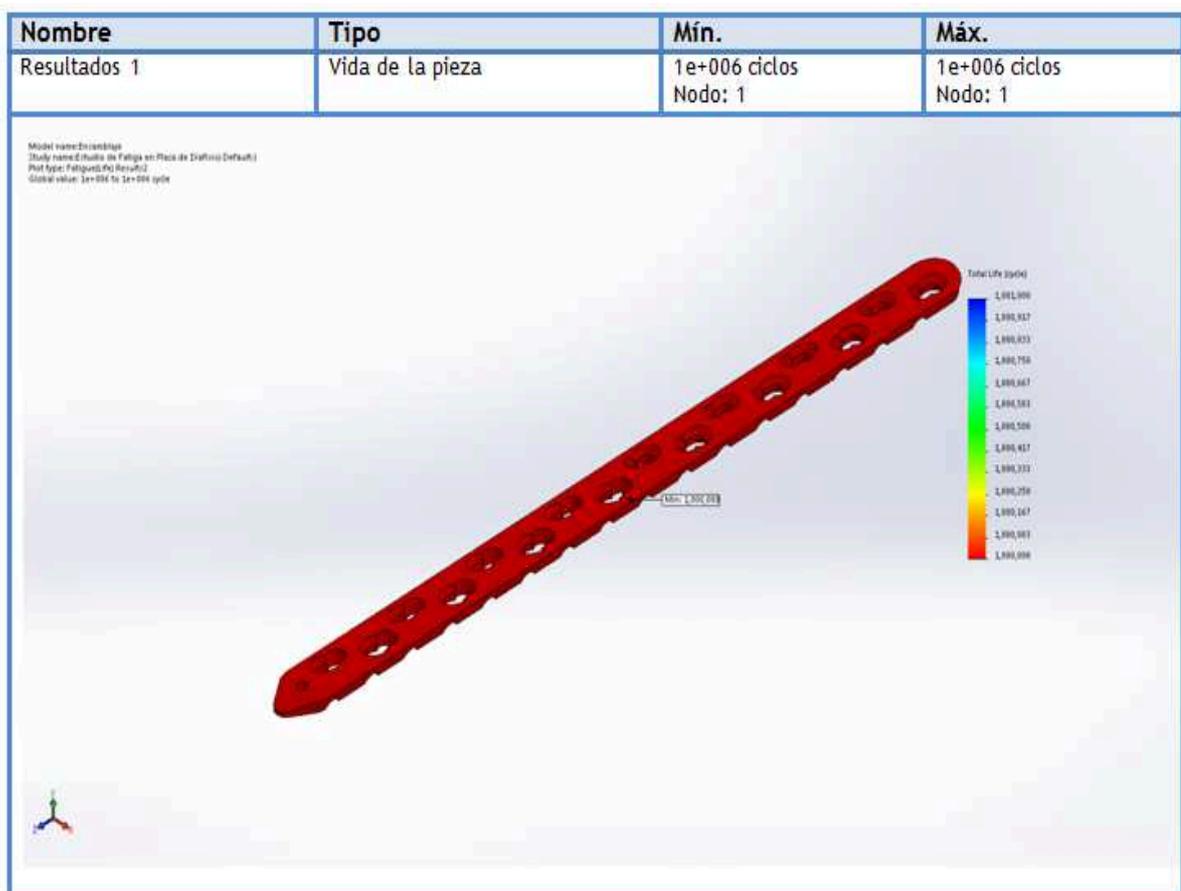
Diagrama S-N

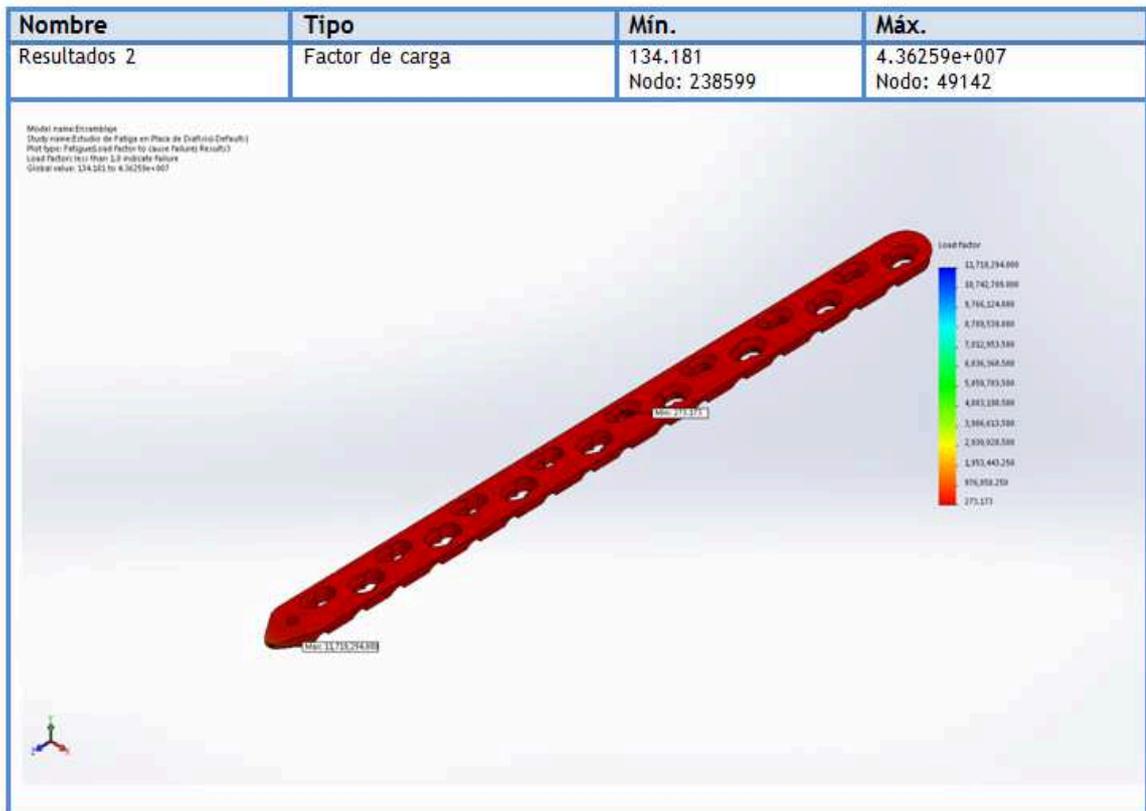
SN curve



0,0

Resultados del estudio





Conclusión

Las placas de diáfisis de fémur y tibia no fallan por cargas dinámicas, ya que, se puede observar en el diagrama S-N (esfuerzos vs número de ciclos de carga) que las piezas van a tener vida infinita, siempre y cuando, no se superen cargas de 200 MPa; valor que teóricamente no se alcanza en la consideración de esfuerzos de las mismas.

**Apéndice N. Simulación mediante el estudio de
cargas estáticas de las placas de bloqueo para distal
de tibia**

Propiedades del estudio

Nombre del estudio	Estudio de Carga Estática en Placa de Distal
Tipo de análisis	Estático
Tipo de mallado	Mallado sólido
Efecto térmico:	On
Opciones térmicas:	Incluye cargas de temperatura
Temperatura referencial para esfuerzos	298 Kelvin
Tipo de solucionador	FFEPlus
Opciones de incompatibilidad de vínculos	Automático
Desplazamientos grandes	On
Cálculo de fuerzas de cuerpo libre	On
Fricción	Off

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/sec
Presión/Esfuerzo	N/m ²

Propiedades del material

Modelo de referencia	Propiedades
	<p>Nombre: AISI 316L acero inoxidable</p> <p>Tipo de modelo: Elástico Lineal Isotrópico</p> <p>Límite elástico: 1.7e+008 N/m²</p> <p>Resistencia a la tracción: 4.85e+008 N/m²</p> <p>Módulo de elasticidad: 2e+011 N/m²</p> <p>Coefficiente de poisson: 0.265</p> <p>Densidad: 8027 kg/m³</p> <p>Módulo de corte: 8.2e+010 N/m²</p> <p>Coefficiente de expansión térmico: 1.7e-005 /Kelvin</p>

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Sujeción-1		<p>Entidades: 1 cara(s)</p> <p>Tipo: Geometría fija</p>		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	0.0443484	-1993.57	0.00129378	1993.57
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Load name	Load Image	Load Details
Force-1		Entities: 1 face(s) Type: Apply normal force Value: 800 N

Información de contacto

Contacto	Imagen de contacto	Propiedades de contacto
Contacto global		Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible

Información de la malla

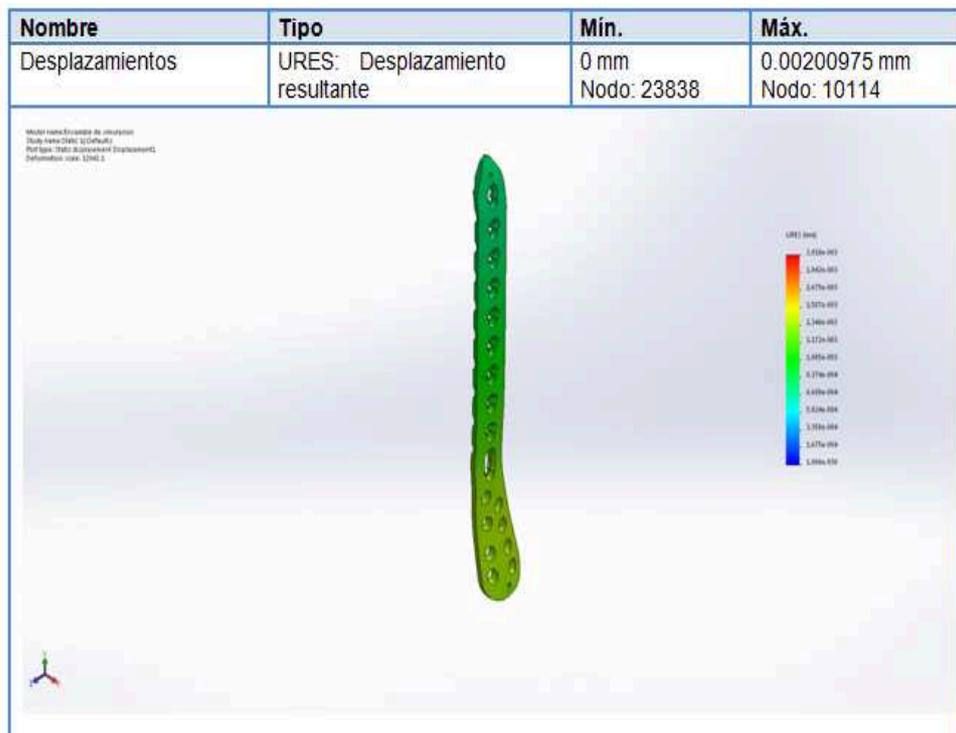
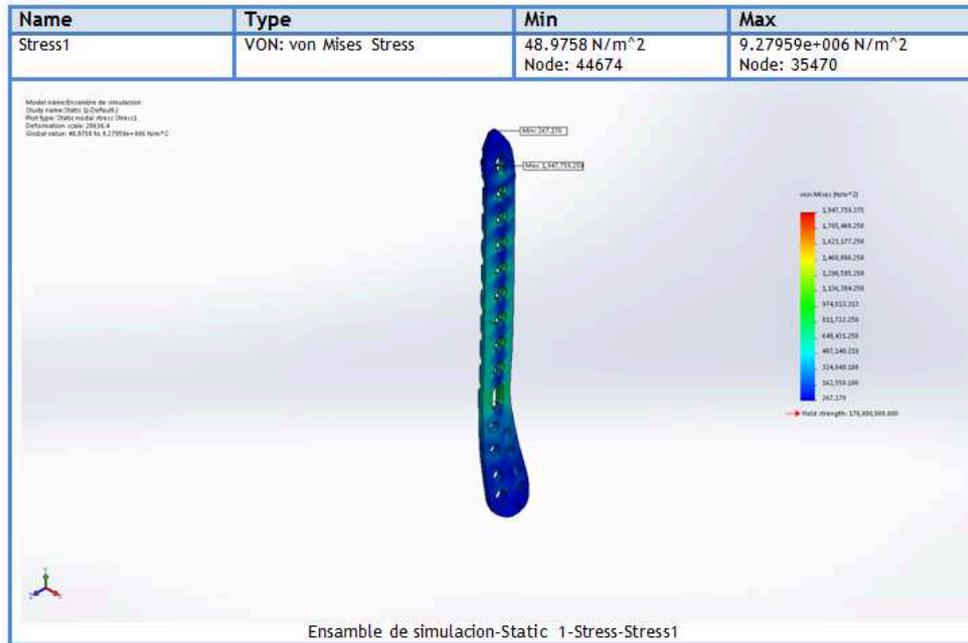
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Mallado curvo
Puntos jacobianos	4 Puntos
Calidad de la malla	Alta

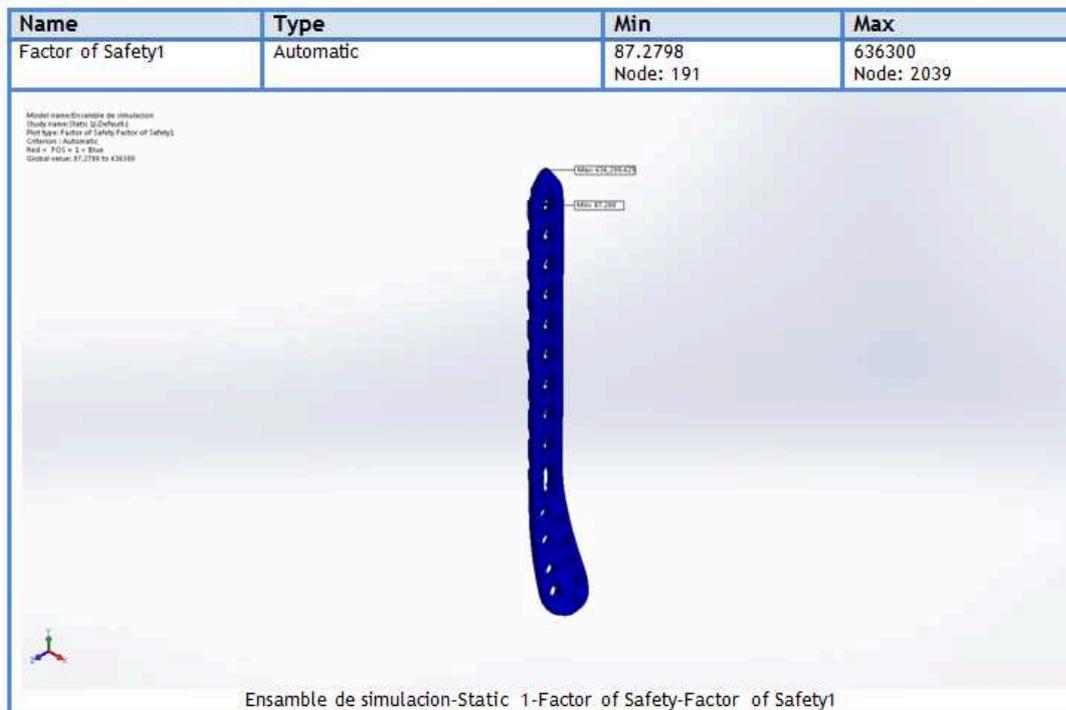
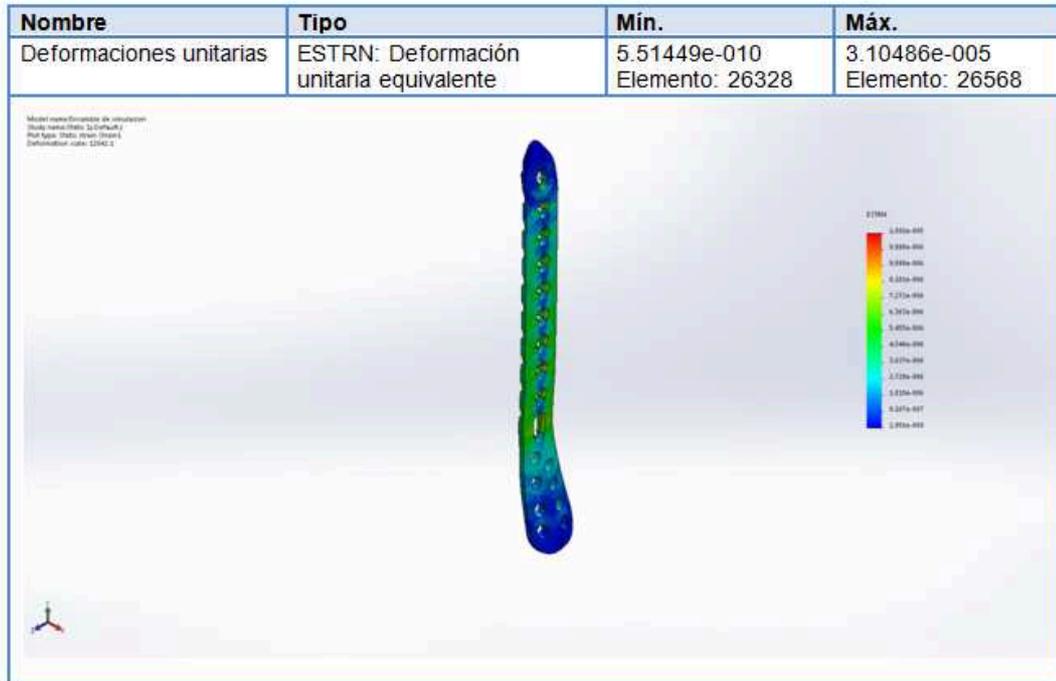
Detalles de la información de la malla

Número total de nodos	50089
Número total de elementos	29980
Cociente máximo de aspecto	361.96
% de elementos cuyo cociente de aspecto es ≤ 3	83.7
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.294
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:21



Resultados del estudio





Conclusión

El valor de esfuerzo máximo que se registra en las placas de distal de tibia es de 9,27959 MPa, el máximo desplazamiento es de 0,00200975 mm, la deformación unitaria máxima tiene un valor de 0,0000310486.

Las placas de diáfisis de fémur y tibia no fallan por cargas estáticas, ya que se puede observar según la tabla de "Factor de seguridad" que el valor mínimo de dicho factor es 87,2798, y al ser este mayor que 1, se llega a la conclusión previamente expuesta.

**Apéndice O. Simulación mediante el estudio de
cargas dinámicas de las placas de bloqueo para distal
de tibia**

Propiedades del estudio

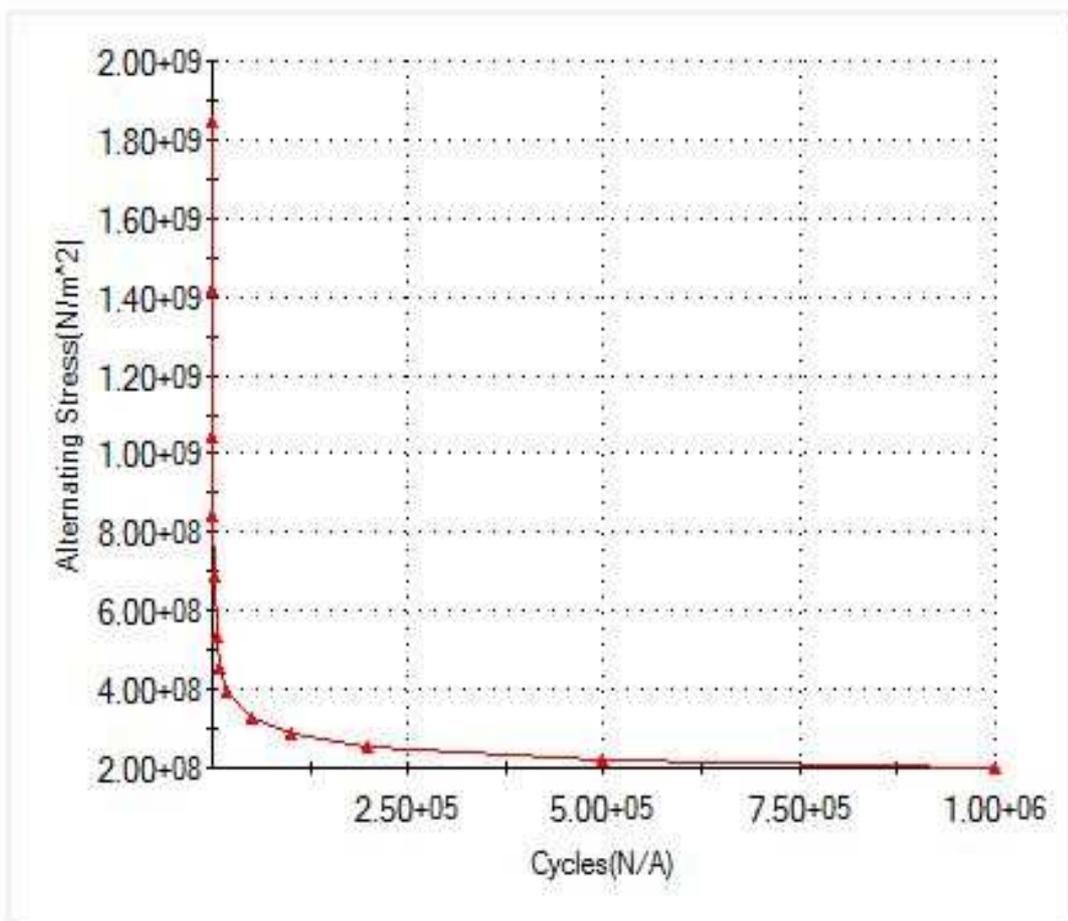
Nombre del estudio	Estudio de fatiga en placas de diátesis
Tipo de análisis	Fatiga (amplitud constante)
Uso de esfuerzos alternantes computarizados	Intensidad del esfuerzo (Pq-P3)
Factor de reducción de fuerza de fatiga	1
Vida infinita	Off

Unidades

Sistema de unidades:	SI (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/sec
Presión/Esfuerzo	N/m ²

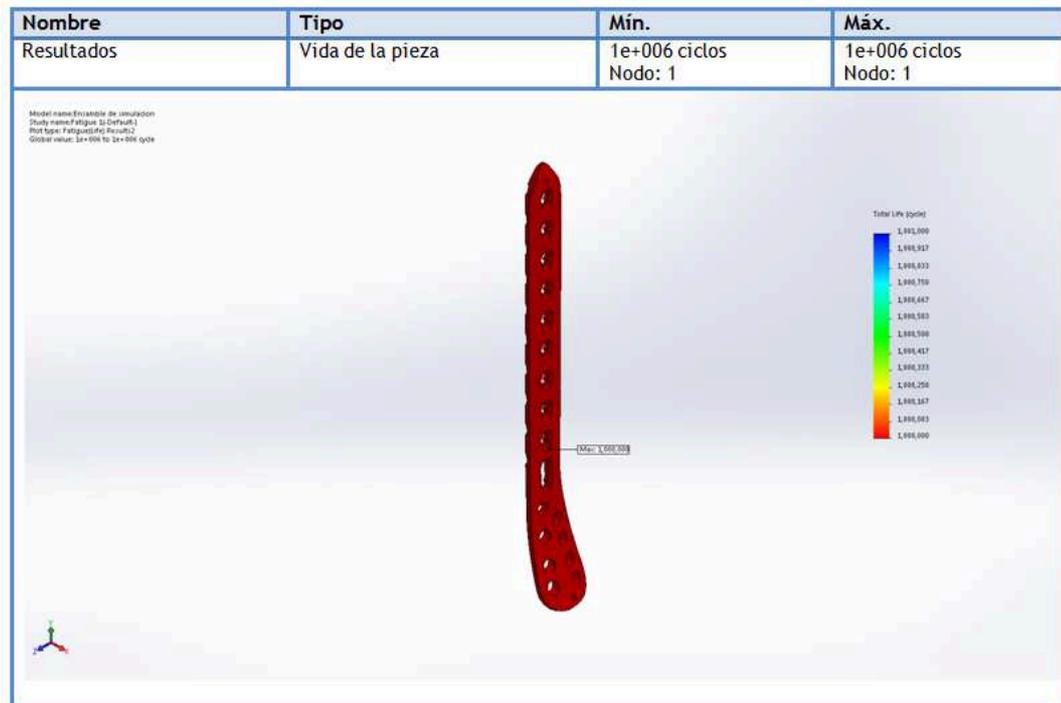
Diagrama S-N

SN curve



0,0

Resultados del estudio

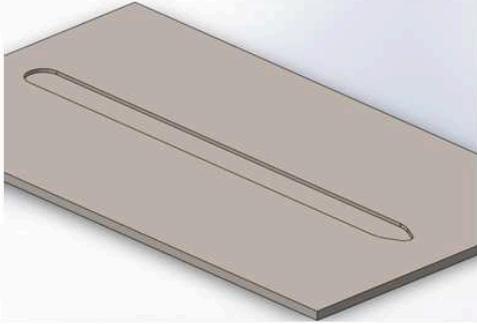
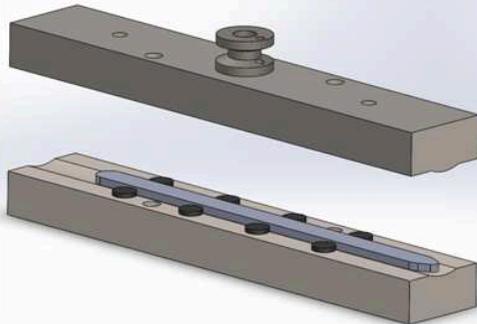
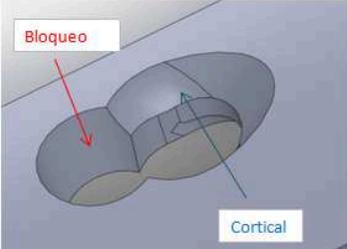


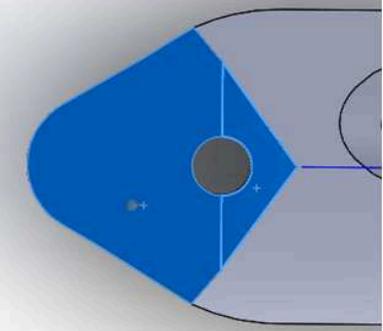
Conclusión

Las placas de diáfisis de fémur y tibia no fallan por cargas dinámicas, ya que, se puede observar en el diagrama S-N (esfuerzos vs número de ciclos de carga) que las piezas van a tener vida infinita, siempre y cuando, no se superen cargas de 200 MPa; valor que teóricamente no se alcanza en la consideración de esfuerzos de las mismas.

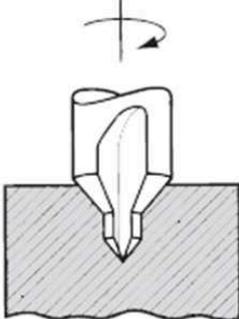
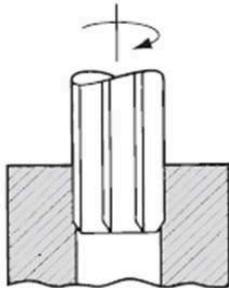
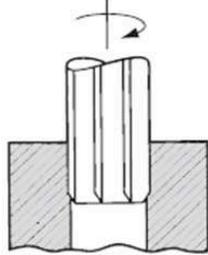
**Apéndice P. Hoja de procesos de las placas de
bloqueo de diáfisis de fémur y tibia**

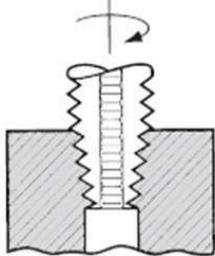
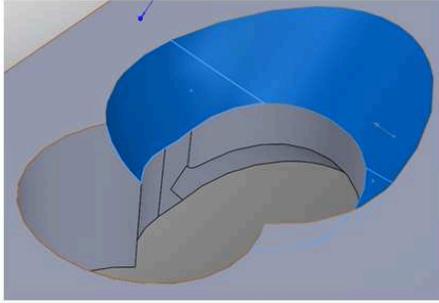
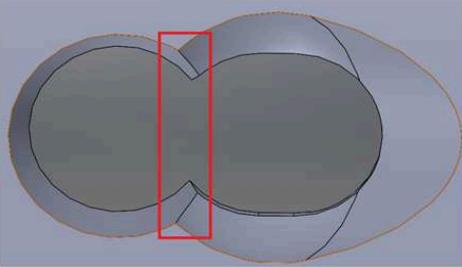


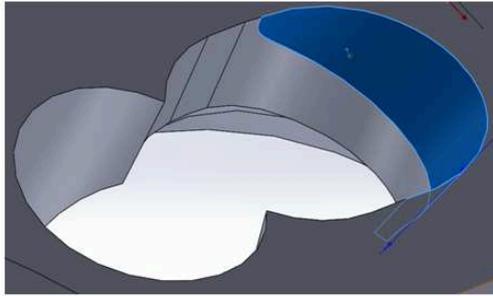
Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 1			
Pieza: LCP Diáfisis Fémur y Tibia			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Corte por chorro de agua abarativa de la geometría. Se realizará el corte de múltiples perfiles ya que se cuenta con las capacidades del CNC. La materia prima viene en forma de una plancha de 5 mm de espesor		Espesor a cortar: 5 mm Presión de corte: Flujo del abrasivo: Orificio de la joya: Diámetro del tubo mezclador:	No se contó con este dispositivo	Dependerá del equipo utilizado	Dependerá del equipo utilizado
2	Proceso de doblar de la placa		Condición del Proceso/Parámetros Se aplicarán 20 Megapondios = 20 Toneladas	Equipo Utilizado Prensa hidráulica	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
3	Mecanizado de los agujeros para los tornillos bloqueados y corticales		Ver Hoja de procesos 1.1	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		

4	Mecanizado de la punta de la placa en la zona diafisaria		Ver hoja de procesos 1.2	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		
5	Mecanizado de las entallas en la parte inferior de la placa		Ver hoja de procesos 1.3	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		

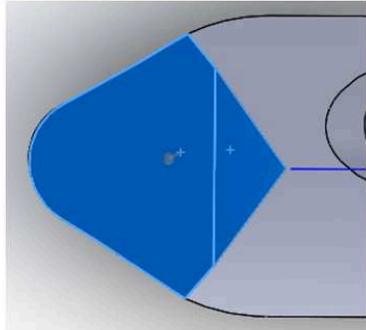
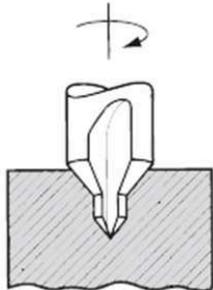
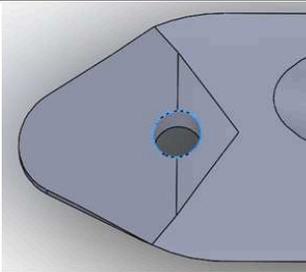


Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 1.1			
Pieza: Agujeros Combinados Diáfisis Fémur y Tibia			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Centro punto de los agujeros corticales y de bloqueo		Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,02 min por el número de agujeros que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
2	Agujero pasante de 5 mm para los tornillos bloqueados		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 4,5 mm	Broca $\Phi = 5$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TIN)	0,12 min	0,12 min por el número de agujeros bloqueados que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
3	Agujero pasante de 5 mm para los tornillos corticales. A una distancia de 6.3 mm del centro del agujero pasante para su respectivo tornillo bloqueado		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 t: 4,5 mm	Broca $\Phi = 5$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TIN)	0,12 min	0,12 min por el número de agujeros corticales que deba llevar el modelo de placa que se trabaje

4	Escariado cónico para generar el cono de la cabeza del tornillo de bloqueo		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 4 m/min f: 0,3 mm fr: 63,69 mm/min A: 0,29 mm t: 1,7 mm	Escariador cónico $\Phi = 6$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,03 min	0,03 min por el número de agujeros cónicos que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
5	Roscado por conformado para el agujero de bloqueo		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 4,5 mm	Macho de rosca cónica		
6	Cavidad para la cabeza del tornillo cortical. La fresa redonda penetra 1,7 mm y sale con 40 grados		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 36 m/min f: 0,08 mm/diente fr: 286 mm/min A: 4 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 8$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,034 min	0,034 min por el número de agujeros corticales que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
7	Coliso o fresado de corte vertical para unir los agujeros de bloqueo y cortical		Vc: 36 m/min f: 0,10 mm/diente fr: 655 mm/min A: 1,75 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 3,5$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,015 min	0,015 min por el número de agujeros combinados que deba llevar el modelo de placa que se trabaje

8	Cavidad inferior del agujero cortical. La fresa redonda penetra 1,34 mm y sale con 50 grados		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 36 m/min f: 0,08 mm/diente fr: 458,6 mm/min A: 2,5 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 5$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,017 min	0,017 min por el número de agujeros corticales que deba llevar el modelo de placa que se trabaje



Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 1.2			
Pieza: Punta de la Placa Diáfisis Fémur y Tibia			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Fresado frontal de la punta de la cabeza con ángulo respecto a la horizontal de 20°, generando en el extremo un radio de 2,60 mm		Vc: 36 m/min f: 0,10 mm/diente fr: 764,33 mm/min A: 1,5 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 3$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,03 min	0,03 min por el número de agujeros que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
2	Centro punto de los agujeros de la cabeza		Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,02 min
3	Agujero pasante de 3,2 mm		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 59,71 mm/min A: 0,29 mm t: 4,5 mm	Broca $\Phi = 3,2$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,08 min	0,08 min



CDT Centro para el
Desarrollo Tecnológico C.A.

Hoja de Procesos

Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 1.3			
Pieza: Entallas Diáfisis Fémur y Tibia			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Entalla en la cara longitudinal inferior de la placa. La fresa partirá desde el eje central de la placa con un ángulo de 21 grados hacia la misma		Vc: 36 m/min f: 0,10 mm/diente fr: 477,7 mm/min A: 3 mm	Fresa frontal redonda Φ = 6 mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,025 min	0,025 min por el número de entallas que deba llevar el modelo de placa que se trabaje

**Apéndice Q. Hoja de procesos de las placas de
bloqueo de distal de tibia**

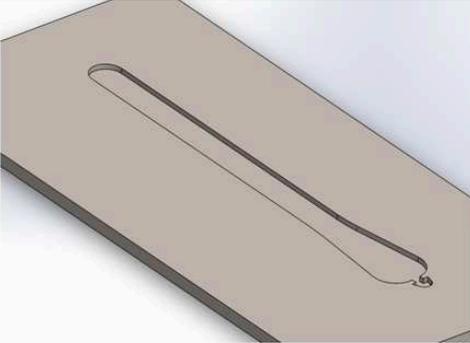
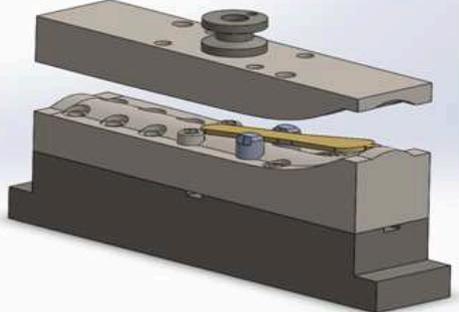
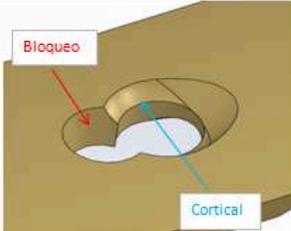


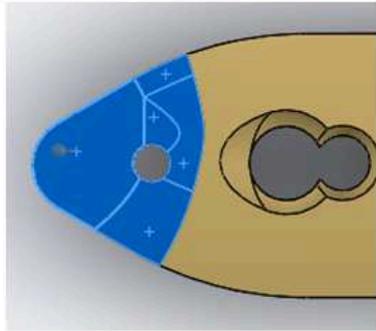
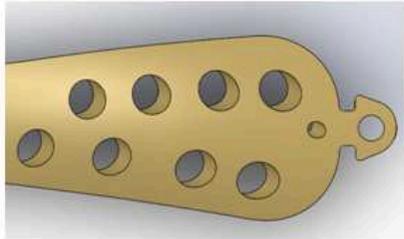
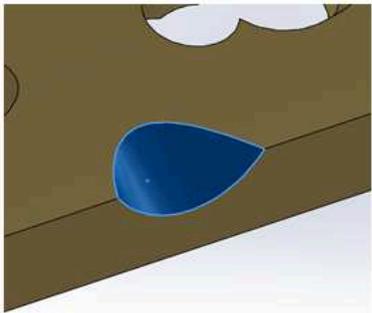
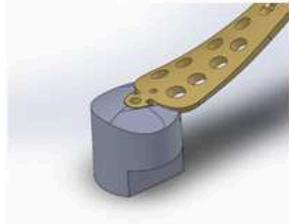
Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal

N° Hoja de Proceso: 2

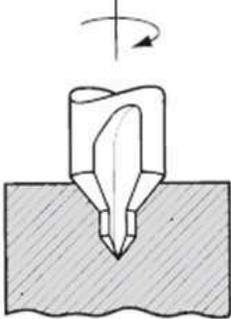
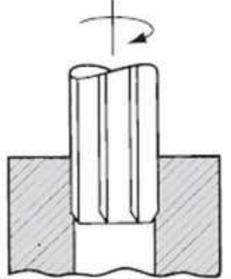
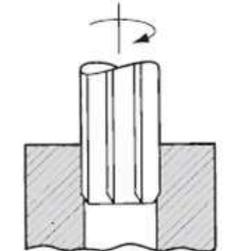
Pieza: LCP Distal Tibia

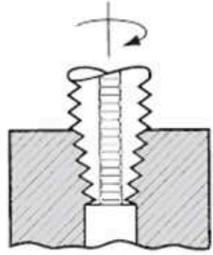
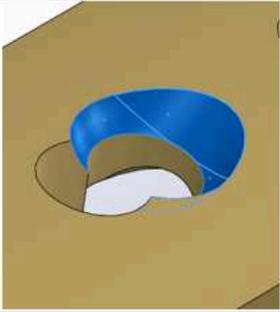
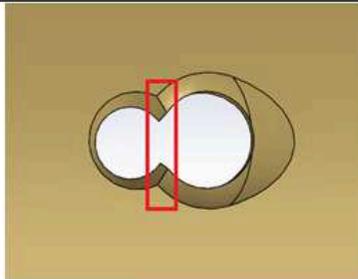
Material: AISI 316L

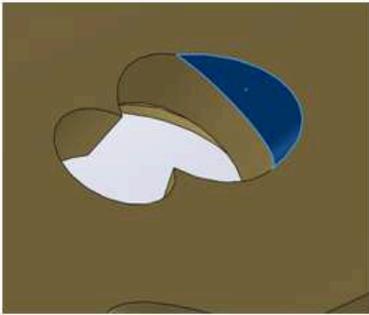
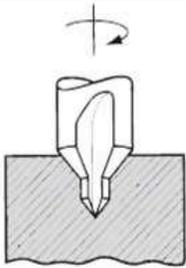
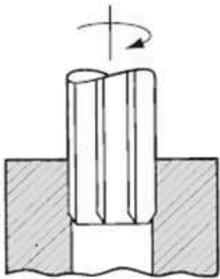
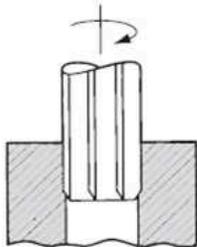
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Corte por chorro de agua abrasiva de la geometría. Se realizará el corte de múltiples perfiles ya que se cuenta con las capacidades del CNC. La materia prima viene en forma de una plancha de 5 mm de espesor		Espesor a cortar: 5 mm Presión de corte: Flujo del abrasivo: Orificio de la joya: Diámetro del tubo mezclador:	No se contó con este dispositivo	Dependerá del equipo utilizado	Dependerá del equipo utilizado
2	Proceso de doblez del cuerpo y la cabeza de la placa (incluyendo la neutralización del Springback)		Condición del Proceso/Parámetros Se aplicarán 20 Megapondios = 20 Toneladas	Prensa hidráulica		
3	Mecanizado de los agujeros para los tornillos bloqueados y corticales		Ver Hoja de procesos 2.1	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		

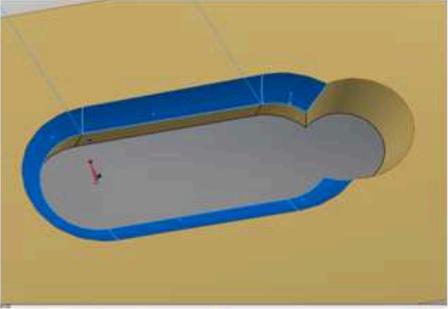
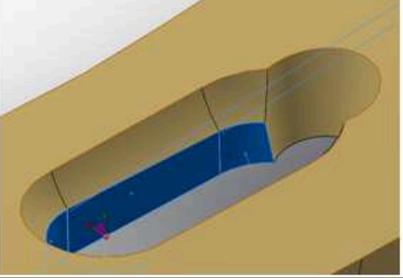
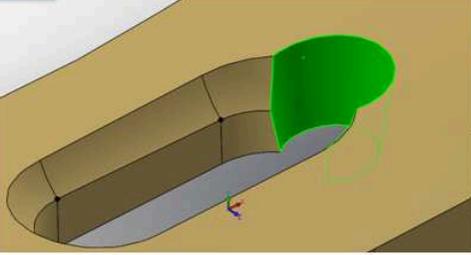
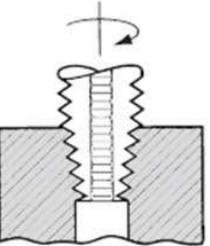
4	Mecanizado de la punta de la placa en la zona diafisaria		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Ver hoja de procesos 2.2	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		
5	Mecanizado de los agujeros de la cabeza		Ver hoja de procesos 2.3	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		
6	Mecanizado de las entallas de la parte inferior de la placa		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Ver hoja de procesos 2.4	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		
7	Mecanizado del agujero en la parte superior de la cabeza de la placa		Ver hoja de procesos 2.5	Centro de mecanizado del taller mecánico del IMME (UCV)		



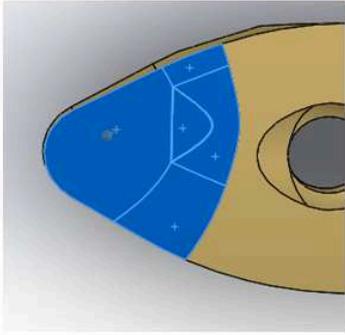
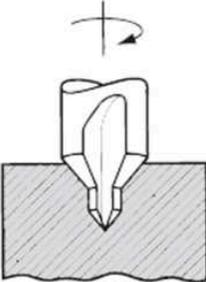
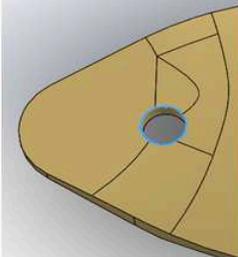
Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 2.1			
Pieza: Agujeros Combinados Distal Tibia			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Centro punto de los agujeros corticales y de bloqueo		Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,02 min por el número de agujeros que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
2	Agujero pasante de 3 mm para los tornillos bloqueados		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 63,7 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Broca $\Phi = 3$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,051 min	0,051 min por el número de agujeros bloqueados que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
3	Agujero pasante de 3 mm para los tornillos corticales. A una distancia de 3,7 mm del centro del agujero pasante para su respectivo tornillo bloqueado		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 63,7 mm/min A: 0,29 t: 3 mm	Broca $\Phi = 3$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,051 min	0,051 min por el número de agujeros corticales que deba llevar el modelo de placa que se trabaje

4	Escariado cónico para generar el cono de la cabeza del tornillo de bloqueo		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 4 m/min f: 0,3 mm fr: 95,54 mm/min A: 0,29 mm t: 1,15 mm	Escariador cónico $\Phi = 4$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,015 min	0,015 min por el número de agujeros cónicos que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
5	Roscado por conformado para el agujero de bloqueo		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 63,69 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Macho de rosca cónica		
6	Cavidad para la cabeza del tornillo cortical. La fresa redonda penetra 1,15 mm y sale con 40 grados		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 36 m/min f: 0,08 mm/diente fr: 382,16 mm/min A: 3 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 6$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,019 min	0,019 min por el número de agujeros corticales que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
7	Coliso o fresado de corte vertical para unir los agujeros de bloqueo y cortical		Vc: 36 m/min f: 0,10 mm/diente fr: 764,33 mm/min A: 1,5 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 3$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,008 min	0,008 min por el número de agujeros combinados que deba llevar el modelo de placa que se trabaje

8	Cavidad inferior del agujero cortical. La fresa redonda penetra 0,72 mm y sale con 50 grados		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 36 m/min f: 0,08 mm/diente fr: 1146,5 mm/min A: 1 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 2$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,004 min	0,004 min por el número de agujeros corticales que deba llevar el modelo de placa que se trabaje
9	Centro punto del agujero cortical y de bloqueo alargado		Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,04 min (centro punto del agujero cortical + centro punto del agujero de bloqueo)
10	Agujero pasante de 3 mm para el tornillo cortical		Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
			Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 63,7 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Broca $\Phi = 3$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,051 min	0,051 min
11	Agujero pasante de 3 mm para los tornillos corticales. A una distancia de 8,7 mm del centro del agujero pasante para su respectivo tornillo bloqueado		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 63,7 mm/min A: 0,29 t: 3 mm	Broca $\Phi = 3$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,051 min	0,051 min

			Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
12	Cavidad alargada para la cabeza del tornillo cortical. La fresa redonda penetra 1,30 mm y avanza en sentido horizontal 7,95 mm		Vc: 36 m/min f: 0,08 mm/diente fr: 409,46 mm/min A: 2,8 mm	Fresa frontal redonda $\Phi = 5,6$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,036 min	0,036 min
13	Coliso prolongado para el alargamiento de la cavidad del agujero cortical. La fresa penetra 1,7 mm y avanza longitudinalmente 6,5 mm		Vc: 36 m/min f: 0,1 mm/diente fr: 573,25 mm/min A: 2 mm	Fresa frontal cilíndrica $\Phi = 4$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,021 min	0,021 min
14	Escariado cónico para generar el cono de la cabeza del tornillo de bloqueo		Vc: 4 m/min f: 0,3 mm fr: 95,54 mm/min A: 0,29 mm t: 1,15 mm	Escariador cónico $\Phi = 4$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,015 min	0,015 min
15	Roscado por conformado para el agujero de bloqueo		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 63,69 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Macho de rosca cónica		



Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 2.2			
Pieza: Punta de la Placa de Tibia Distal en Zona Diafisaria			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Fresado frontal de la punta de la cabeza con ángulo respecto a la horizontal de 20°, generando en el extremo un radio de 2,60 mm		Vc: 36 m/min f: 0,10 mm/diente fr: 764,33 mm/min A: 1,5 mm	Fresa frontal redonda Φ = 3 mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,04 min	0,04 min
2	Centro punto de los agujeros de la cabeza		Condición del Proceso/Parámetros Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,02 min
3	Agujero pasante de 2 mm		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 95,54 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Broca Φ = 2 mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,034 min	0,034 min



Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 2.3			
Pieza: Agujeros De La Cabeza Tibia Distal			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Centro punto de los agujeros de la cabeza		Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,02 min x 9 agujeros = 0,18 min
2	Agujero pasante de 4,75 mm para los tornillos bloqueados		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 40,23 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Broca $\Phi = 4,75$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,082 min	0,082 x 8 agujeros = 0,66 min
3	Agujero pasante de 2 mm para los tornillos bloqueados		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 40,23 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Broca $\Phi = 2$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,082 min	0,082 x 8 agujeros = 0,66 min



CDT Centro para el
Desarrollo Tecnológico C.A.

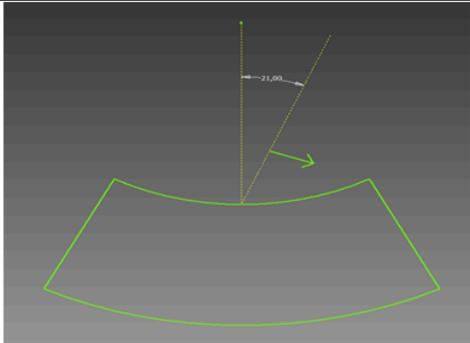
Hoja de Procesos

Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal

N° Hoja de Proceso: 2.4

Pieza: Entallas Distal Tibia

Material: AISI 316L

N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Entalla en la cara longitudinal inferior de la placa. La fresa partirá desde el eje central de la placa con un ángulo de 21 grados hacia la misma		Vc: 36 m/min f: 0,10 mm/diente fr: 477,7 mm/min A: 3 mm	Fresa frontal redonda Φ = 6 mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,025 min	0,025 min por el número de entallas que deba llevar el modelo de placa que se trabaje



CDT Centro para el
Desarrollo Tecnológico C.A.

Hoja de Procesos

Proyecto: Placas LCP Para Fracturas En Diáfisis De Fémur Y Tibia Y Tibia Distal			N° Hoja de Proceso: 2.5			
Pieza: Agujero Parte Superior De La Cabeza Tibia Distal			Material: AISI 316L			
N° Operación	Descripción	Croquis	Condición del Proceso/Parámetros	Equipo Utilizado	Tiempo Tecnológico	Tiempo de Operación
1	Centro punto de los agujeros de la cabeza		Rpm: 382 Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 38,2 mm/min A: 0,29 mm t: 0,5 mm	Broca de centros	0,02 min	0,02 min
2	Agujero pasante de 3,15 mm para los tornillos bloqueados. La placa se apoya sobre el instrumental que se fija a una prensa mecánica manual		Vc: 6 m/min f: 0,1 mm fr: 60,66 mm/min A: 0,29 mm t: 3 mm	Broca $\Phi = 3,15$ mm. De acero rápido y recubrimiento de nitruro de titanio (HSS-TiN)	0,054 min	0,054 min

ANEXOS

El CNC empleado para realizar los cortes de las placas es el modelo Bridgesport TORQ-CUT 22 CNC Vertical Mill (Ver Figura A.1).



Figura A.1 Control Numérico Computarizado del IMME (Bridgesport TORQ-CUT 22 CNC Vertical Mill)

Y sus especificaciones son las siguientes:

Marca: Bridgesport

Modelo: TORQ-CUT 22

Datos: 240 Volt 3 Phases 60 Hz 20 Amp

Protective device is 200000 Amp

Set regulator to 80 Psi

La prensa utilizada para el doblado de las placas fue facilitada por la Fundación Instituto de Ingeniería, cuya capacidad máxima es de 20 toneladas.



Figura A.2 Prensa de la Fundación Instituto de Ingeniería (Distribuida por el Grupo MINSA Norte)

El copiator de perfiles utilizado en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Central de Venezuela es el modelo CONTRACER CA-102 MITUTOYO.



Figura A.3 Copiador de Perfiles de la Escuela de Ingeniería Mecánica UCV CONTRACER CA-102 MITUTOYO

Gráfico de resultados utilizando el perfilómetro descrito anteriormente para las diez placas de bloqueo de tibia distal estudiadas.

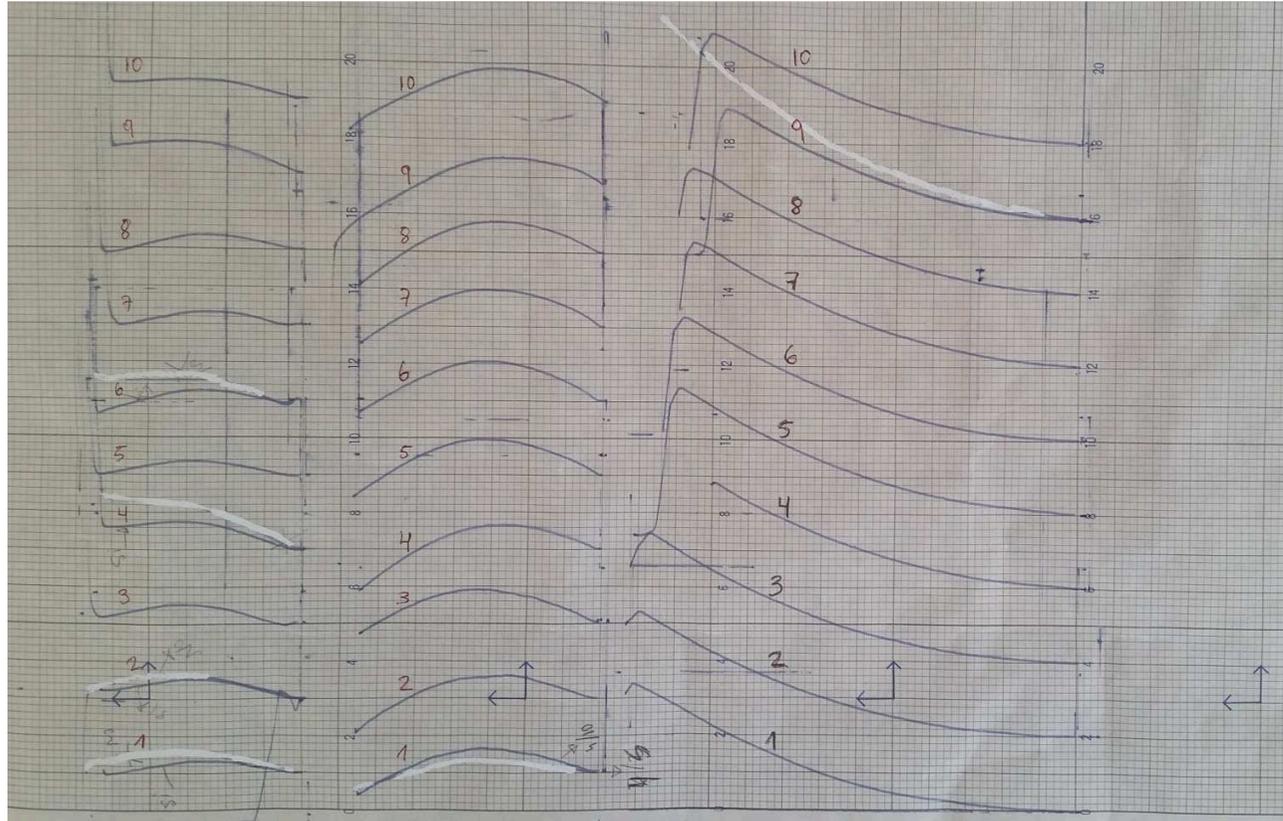


Figura A.4 Perfiles de las secciones de la placa de bloqueo de tibia distal. Sección 1 a la derecha, Sección 2 al centro, Sección 3 a la izquierda