



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLACA LC - DCP PARA FRACTURAS DE ANTEBRAZO.

Eleazar Luna
Fabio Blanco

Naguanagua, Noviembre de 2010



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLACA LC - DCP PARA FRACTURAS DE ANTEBRAZO.

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de
Carabobo para optar al título de Ingeniero Mecánico*

Tutor académico:

Brizeida Gámez

Autores:

Eleazar Luna

Fabio Blanco

Naguanagua, Noviembre de 2010



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, Miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la Tesis de Pregrado titulada “**Diseño y construcción de una placa LC-DCP para fracturas de antebrazo**”, presentada por los bachilleres: Fabio José Blanco Aguirre y Eleazar Antonio Luna Solórzano, portadores de la cédula de indentidad N° 16.764.631 y 16.270.015, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. Brizeida Gámez
Presidente del jurado

Prof. David Ojeda
Miembro del jurado

Prof. Lucia Martino
Miembro del jurado

En Naguanagua a los dieciséis días del mes de Noviembre del dos mil diez.

Dedicatoria

A Dios por darme la vida, guiarme, nunca abandonarme y permitirme llegar a este gran momento para disfrutarlo con todas mis fuerzas. Siempre has estado presente.

A mis papas que siempre han dado y sacrificado todo por mi, los amo y este logro es de ustedes también. Gracias por cuidarme, enseñarme y levantarme como todo un hombre. Sin ustedes no fuera llegado tan lejos. Estoy feliz porque ha llegado el día en que me verán hecho todo un profesional como tanto han deseado. Le pido a Dios que me permita tenerlos a mi lado por muchos años más.

A mi hermano por ser mi amigo, mi compañero, por estar ahí y saber que cuando te necesite podre contar contigo. Para mi es un orgullo ser tu hermano y espero que nunca nos separemos. Gracias y sigue adelante!!. A mi hermana Yaime, mi tía Nelly y mi tío Eduardo por ser las personas que han complementado mi familia y por demostrarme su cariño. Espero que estén orgullosos de mi. Los quiero mucho!!

A ti Yorbely por ser la mujer que me impulsa a ser un mejor hombre y a dar lo mejor de mi, gracias por tus regaños, tus consejos, tu compañía y tu cariño tan especial que hace que hoy día siga tan enamorado de ti. Lo logramos bebe!!.. También gracias a tu gran familia. LOS QUIERO!!

A mi compañero de tesis por su gran apoyo en esta meta. Lo logramos chamin!! Gracias!! A mis amigos de antes y a los de la universidad que siempre estuvieron de una u otra forma conmigo. Ha sido otra excelente etapa de mi vida y ustedes fueron parte de ella.

Fabio Blanco

Resumen

Se presenta el diseño de una placa de fijación interna para fracturas de antebrazo a partir de la evaluación numérica de la distribución de tensiones que se presenta bajo los patrones de carga de compresión, flexión y torsión, usando el método de los elementos finitos (MEF). La geometría del implante fue modelada y usada para generar un sistema global donde interactúan la placa, el hueso y los tornillos de fijación, para el cual se definen sus condiciones de contorno aplicando las fuerzas externas al segmento óseo. Las condiciones de carga fueron simuladas y evaluadas con el programa de elementos finitos ABAQUS versión 6.8. Los resultados muestran la consideración detallada de la concentración de esfuerzos obtenidos para el modelo. Se observó concentración de tensiones en la región adyacente a los orificios de la placa y en los tornillos ubicados a los extremos de la placa de fijación, así como también en la interface placa hueso; en general el implante se comporta satisfactoriamente ya que se mantiene en el rango elástico lineal del material. Posterior al análisis realizado por el MEF, se fabricó y se fijó el modelo a un hueso de cadáver, de lo cual se observó que la interacción de las superficies placa-tornillo genera la compresión dinámica interfragmentaria de la fractura oblicua y que la geometría de la superficie inferior de la placa genera una zona de contacto reducido con el hueso. Se concluye que la placa puede ser fabricada e implantada para reducir este tipo de fracturas.

Dedicatoria

A Dios y la Virgen por darme la fuerza y la sabiduría para lograr esta meta.

A mis padres Emma y Pedro por brindarme su apoyo en todo momento y enseñarme a luchar y nunca rendirme ante la meta trazada, este logro también es de ustedes los amo y los quiero mucho.

A mis hermanos Omaira, Eduardo y Elisa por ayudarme en los momentos difíciles, siempre han estado ahí, los quiero mucho.

A mis cuñados Nolver y Rosa; Nolver gracias por ese apoyo que siempre me diste y me ayudaste a salir adelante; Rosa que mi alegría sea tuya y que puedas salir adelante con tu carrera, tienes todo mi apoyo.

A mis tíos Juan, Daniel, Ligia, Gisela, Delia, Aníbal y Leonor, a ustedes que siempre me motivaron con sus buenos consejos para salir adelante. Tía Ligia aquí estoy saliendo con el pie derecho nunca olvidaré tus palabras.

A mis sobrinos Alejandro, Sofía y Dennismar para ustedes que son la alegría de nuestra familia y este sea un ejemplo a seguir mis niños, siempre estaré a su lado.

En honor a mis abuelos: Isabel, guía espiritual de toda la familia. Antonio, quien desde lo alto ilumina mi camino.

A mi compañero de tesis, mil gracias de verdad amigo sin ti no hubiera podido alcanzar esta meta, cuenta conmigo siempre.

A mis primos que este logro sirva de ejemplo y los guíe por el buen camino, gracias especialmente a mi prima Erika por tus palabras de apoyo en todo momento.

A mis amigos que siempre me ayudaron y fueron de mucho apoyo durante mi carrera: Mauro, Daniel, Héctor.

Eleazar Luna

Agradecimientos

Al Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMEUC), donde se pudo disponer de todas las herramientas necesarias para esta investigación. A nuestros compañeros de línea de investigación quienes de una u otra forma contribuyeron a la obtención de esta meta.

A nuestra tutora, la profesora Brizeida Gámez, quien con sus conocimientos nos guió hasta la satisfactoria culminación de este trabajo.

Al profesor David Ojeda, Coordinador del CEBIOMEUC, por su motivación, apoyo y sobre todo amistad en el camino hacia esta gran meta.

A la Universidad de Carabobo, específicamente a la Facultad de Ingeniería, que a través de sus profesores nos brindó la oportunidad de formarnos como profesionales.

A Pedro Hernandez quien aportó los conocimientos necesarios para el uso de la herramienta computacional.

Al Señor Javier de la Casa Don Bosco quien aportó los conocimientos necesarios en la fabricación de la pieza.

Índice de figuras

2.1 Anatomía del antebrazo	9
2.2 Articulaciones del antebrazo	10
2.3 Movimientos de rotación del antebrazo	11
2.4 Estructura ósea	12
2.5 Corte transversal del hueso	13
2.6 Movimientos de rotación del antebrazo modelados en ANSYS	15
2.7 Esquema de varios modos de carga básicos	16
2.8 Tipos de fracturas	19
2.9 Clasificación de las fracturas diafisiarias	21
2.10 Clasificación de las fracturas de antebrazo	21
2.11 Placa de compresión estándar	24
2.12 Placa de compresión dinámica	25
2.13 Placa LCP	25
2.14 Placa de adaptación en Y	26
2.15 Placa de neutralización	26
2.16 Placa de sostén	27
2.17 Placa de diseño anatómico especial	28
2.18 Tornillos que se roscan a la placa	29
2.19 Fijación de una placa LC-DCP	29
2.20 Placa con agujero combinado LC-DCP	30
2.21 Angulación de tornillos en una placa LC-DCP	31
2.22 Surcos inferiores en una placa LC-DCP	32
3.1 División del dominio en subdominios	36
3.2 Discretización de una plancha de acero	37
3.3 Mallado de una placa DCP	38
3.4 Ejemplo de fuerzas que actúan sobre un sólido	40
3.5 Tipos de nodos de un elemento	43

3.6 Transformación de la geometría empleando funciones de interpolación	44
5.1 Placa LC-DCP de 3,5 mm. (a) Vista isométrica superior de la placa, (b) Detalle de La cara superior del agujero	52
5.2 Vista frontal del modelo de la placa LC-DCP	53
5.3 Placa LC-DCP de 3,5 mm. (a) Vista isométrica inferior de la placa, (b) Detalle de la cara inferior del agujero	53
5.4 Tornillo cortical de 3,5 mm	54
5.5 Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3,5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso	54
5.6 Parámetros de diseño de la rosca de tornillos de cortical	55
5.7 Sistema analizado placa-hueso-tornillo de cortical	55
5.8 Esfuerzo de compresión generado en la sección transversal del hueso cortical con empotramiento en el extremo opuesto del hueso	61
5.9 Momento flector (respecto al plano YZ) aplicado en el hueso del sistema placa-hueso-tornillos de cortical	61
5.10 Momento torsor (respecto al eje X) aplicado en el hueso del sistema placa-hueso-tornillo de cortical	62
5.11 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el sistema	64
5.12 Mallado del sistema de fijación Placa LC-DCP 3,5 de 8 agujeros	65
5.13 Detalle del mallado del tornillo cortical de 3.5 mm	66
5.14 Distribución de tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema sometido a compresión	67
5.15 Distribución de tensiones equivalentes en la placa para el sistema sometido a compresión	68
5.16 Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a compresión	68
5.17 Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a flexión	69
5.18 Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a flexión	70
5.19 Detalle de las zonas esforzadas en la placa sometida a flexión	71
5.20 Detalle de las zonas esforzadas en el conjunto sometido a un momento torsor	71
5.21 Detalle de las zonas esforzadas en la placa sometido a momento torsor	72
5.22 Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a momento torsor	72
5.23 Esfuerzos del conjunto (titanio) sometido a flexión	74
5.24 Desplazamiento del conjunto (titanio) sometido a flexión	74
5.25 Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros	77
5.26 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises para el sistema (placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros)	78
5.27 Mallado del sistema de fijación Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros	79

5.28 Distribución de tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema sometido a compresión	80
5.29 Detalle de los esfuerzos localizados en los tornillos sometidos a compresión	80
5.30 Detalle de los esfuerzos en el modelo sometido a flexión	81
5.31 Detalle de los esfuerzos localizados en los tornillos sometidos a flexión	81
5.32 Detalle de los esfuerzos en el modelo sometido a torsión	82
5.33 Detalle de los esfuerzos localizados en los tornillos sometidos a momento torsor	82
5.34 Detalle de los esfuerzos en el conjunto sometido a flexión para la optimización	84
6.1 Modelo de placa LC-DCP fabricada para el ensayo. (a) Vista superior, (b) Vista inferior	86
6.2 Tornillos corticales fabricados para el ensayo	87
6.3 Conjunto placa-hueso-tornillos	88
6.4 Fractura del antebrazo después de la compresión	89
6.5 Angularidad del tornillo. (a) Respecto al eje transversal, (b) Respecto al eje longitudinal	89

Índice general

Índice general	i
Índice de figuras	iv
Índice de tablas	vii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1 El problema	3
1.1 Planteamiento del problema, 3	
1.2 Objetivos, 5	
1.2.1 <i>Objetivo General</i> , 5	
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i> , 5	
1.3 Justificación, 5	
1.5 Alcance, 6	
1.6 Limitaciones, 6	
1.7 Antecedentes, 6	
CAPÍTULO 2 Marco teórico	9
2.1 Anatomía, 9	
2.2 Biología ósea, 11	
2.2.1 <i>Estructura del antebrazo</i> , 11	
2.2.2 <i>Composición química del hueso</i> , 13	
2.3 Biomecánica, 14	
2.4 Fracturas, 17	
2.4.1 <i>Mecanismo de fractura</i> , 17	
2.4.2 <i>Clasificación</i> , 18	

2.5	Generalidades de las placas, 22	
2.5.1	<i>Placas de compresión, 24</i>	
2.5.2	<i>Placas de compresión dinámica (DCP), 24</i>	
2.5.3	<i>Placa de compresión dinámica de bajo contacto o impacto (LCP), 25</i>	
2.5.4	<i>Placas de adaptación, 26</i>	
2.5.5	<i>Placas de neutralización, 26</i>	
2.5.6	<i>Las placas de contención o sostén, 27</i>	
2.5.7	<i>Placas de diseño anatómico especial, 27</i>	
2.5.8	<i>Placas de contacto uniforme o PC Fix (Fijación de contacto puntiforme), 28</i>	
2.5.9	<i>Placas de compresión dinámica de contacto óseo reducido LC-DCP, 29</i>	
2.6	Biomaterial, 32	
CAPÍTULO 3	Método de Elementos Finitos	35
3.1	El Método general, 35	
3.1.1	<i>Aplicación del método, 38</i>	
3.1.2	<i>Principios de los desplazamientos virtuales, 41</i>	
3.1.3	<i>Funciones de forma, 42</i>	
3.1.3.1	<i>Propiedades de las funciones de forma, 43</i>	
3.1.3.2	<i>Tipos de funciones de forma, 43</i>	
3.1.4	<i>Aplicaciones, 44</i>	
3.1.5	<i>Diseño y análisis mediante programas de análisis por elementos finitos, 46</i>	
CAPÍTULO 4	Marco metodológico	47
4.1	Metodología propuesta, 47	
4.1.1	<i>Revisar bibliografía, 47</i>	
4.1.2	<i>Proponer un modelo basado en una placa y tornillos existentes, 48</i>	
4.1.3	<i>Elegir el material, 48</i>	
4.1.4	<i>Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos (MEF), 49</i>	
4.1.5	<i>Fabricar el modelo propuesto, 50</i>	
4.1.6	<i>Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado, 50</i>	
4.1.7	<i>Evaluar el diseño propuesto, 50</i>	
CAPÍTULO 5	Resultados numéricos	51
5.1	Diseño de la placa y tornillos, 51	
5.1.1	<i>Placa de compresión dinámica de contacto limitado, 51</i>	
5.1.2	<i>Tornillo cortical de 3,5 mm, 54</i>	
5.1.3	<i>Sistema analizado, 55</i>	

5.1.4	Material, 57	
5.1.5	Interacción, 59	
5.1.6	Condiciones de carga y restricciones, 59	
5.2	Discretización del sistema por elementos finitos, 62	
5.3	Análisis de resultados, 66	
5.4	Análisis comparativo y optimización, 76	
CAPÍTULO 6	Resultados experimentales	85
6.1	Objetivo, 85	
6.2	Materiales y métodos, 86	
6.2.1	Materiales utilizados, 87	
6.2.2	Método empleado, 87	
6.3	Resultado, 89	
6.4	Análisis de costos, 90	
CAPÍTULO 7	Conclusiones y recomendaciones	91
7.1	Conclusiones, 91	
7.2	Recomendaciones, 93	
REFERENCIAS		95
ANEXOS		99

Índice de tablas

5.1 Carga considerada para el sistema analizado placa-hueso-tornillos	59
5.2 Propiedades mecánicas del acero 316L (recocido), empleado en los implantes	60
5.3 Constantes elásticas para el hueso cortical humano	61
5.4 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual para el sistema analizado	66
5.5 Propiedades mecánicas del acero 316L (recocido), empleado en los implantes	75
5.6 Valores de factores de seguridad para los modelos analizados bajo condiciones normales	78
5.7 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual para el sistema analizado (Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros)	80
5.8 Valores de factores de seguridad para el modelo analizado (Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros) bajo condiciones normales	85
6.1 Costo del conjunto placa-tornillos	90

Introducción

Las fracturas de antebrazo son una de las causas principales de admisión en los centros hospitalarios de Venezuela, debido a que por su anatomía y ubicación, este hueso es propenso a sufrir golpes o impactos directos de alta energía. Este tipo de traumatismo tiende a ser la causa de fracturas complejas, las cuales no pueden ser tratadas con férulas o yeso, ameritando intervención quirúrgica. Tal es el caso de la placa de compresión dinámica de bajo contacto (LC-DCP), la cual es uno de los sistemas de fijación interna con placas más moderno y que ofrece mayores beneficios, ya que mejora la circulación sanguínea al reducir el contacto entre la placa y el tejido que rodea al hueso, permitiendo que se genere un pequeño puente óseo por debajo de la placa evitando causar debilidad por la concentración de fuerzas del foco de la fractura aún no consolidada, dando lugar a una distribución más uniforme de la rigidez de la placa en comparación con las placas convencionales. Sin embargo, este tipo de tratamiento es de difícil acceso por parte de los pacientes que asisten a centros de salud pública, debido a que estas placas son fabricadas en el exterior y los costos de importación muy elevados.

Es por esta razón que, con el fin de ofrecer una alternativa más económica de fijación mediante el uso de placas, al sistema de salud pública que traería una mejora a la calidad de vida de los pacientes, la presente investigación plantea entre sus objetivos el diseño y construcción del conjunto placa-tornillo para reducción de fracturas de antebrazo para una persona adulta promedio,

seleccionando los materiales de comercialización nacional adecuados para la construcción del mismo.

Para ello, primero se llevo a cabo una revisión bibliográfica, donde se recopila información sobre la anatomía ósea que permite conocer la biomecánica del hueso. Adicionalmente se recauda información sobre los tipos de fracturas más frecuentes y los tratamientos traumatológicos empleados en la reducción de estas, haciendo énfasis en la fijación por medio de placas de fijación internas. Una vez determinado el tipo de fractura más común, se elige la solución más idónea, basándose en las propuestas obtenidas por médicos especialistas y por los manuales de la asociación de osteosíntesis (AO). Posteriormente, se lleva a cabo un modelo computacional de la placa y los tornillos, se selecciona el material biocompatible a emplear en el diseño, análisis y construcción, considerando que sea de comercialización nacional.

A manera de determinar las tensiones y deformaciones a las cuales se somete la placa en condiciones de trabajo, se procede a analizar el modelo propuesto a partir de la utilización del programa de análisis por el método de elementos finitos (MEF). Una vez verificado el óptimo comportamiento del diseño de la placa, se seleccionan los procesos de fabricación adecuados conforme a la disponibilidad y accesibilidad de los equipos y herramientas, y se procede a construir el modelo.

Con el fin de evaluar experimentalmente el comportamiento del conjunto placa-tornillo, el modelo construido se implanta en un hueso de cadáver que presente la fractura seleccionada, donde se puede verificar la compresión interfragmentaria de la placa a través de los tornillos de cortical.

CAPÍTULO 1

El problema

En el siguiente capítulo se dará a conocer el problema en estudio, sus posibles causas y el propósito global, conjuntamente con los objetivos surgidos. Además se presentan las razones que justifican y sustentan el desarrollo de la investigación, incluyendo las limitaciones generadas para el logro de la misma. Así mismo, se lleva a cabo una revisión de antecedentes y estudios realizados anteriormente en el área de interés.

1.1 EL PROBLEMA

Una fractura es la ruptura de cualquier hueso del cuerpo. Por lo general, son causadas por un traumatismo, como caídas, torceduras, golpes o choques. El trauma se genera por una fuerza física aplicada al hueso, la cual no es capaz de soportar (Leach, 2009). Entre los factores que pueden incrementar la probabilidad de contraer fractura se consideran: edad avanzada, postmenopausia, reducción de la masa muscular, osteoporosis, afecciones congénitas del hueso y accidentes o hechos de violencia.

El procedimiento para el tratamiento de fracturas puede definirse uniendo las piezas del hueso (esto puede requerir anestesia y/o cirugía), o manteniendo las partes unidas mientras se recupera el hueso (Leach, 2009).

Tan pronto ocurre la fractura, el cuerpo empieza a proteger la zona herida, formando un coágulo de sangre protector, tejido calloso o fibroso. Comienzan a crecer nuevas extensiones de las células óseas a ambos lados de la fractura, estas extensiones crecen unas hacia otras, la fractura se cierra y el callo se reabsorbe (Academia Americana de cirujanos Ortopédicos, 2009).

Entre los dispositivos empleados como medios de fijación de las fracturas se cuentan los yesos, los cuales se pueden usar con o sin cirugía, y los dispositivos de osteosíntesis tales como clavos intramedulares, placas y fijadores externos que requieren de una intervención quirúrgica para su colocación.

El personal del área de traumatología del Hospital Universitario “Dr. Ángel Larralde” (HUAL), constantemente reporta la carencia de dispositivos de este tipo de dispositivos, dado que los mismos no son fabricados en el país lo cual genera altos costos de adquisición y largo tiempo de espera para la aplicación del tratamiento a los pacientes que asisten a este centro de salud.

El Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMECC-UC) actualmente desarrolla proyectos de investigación relacionados con la fabricación de sistemas de fijación interno y externo para las fracturas de huesos. Alcanzando hasta la fecha la fabricación de placas de compresión dinámica con un costo 60% menor comparado con el precio del mercado (Blanco, 2009).

De acuerdo a lo anterior, para la presente investigación se plantea el diseño de una placa de compresión dinámica de mínimo contacto (LC-DCP), específicamente para ser empleada en fracturas de antebrazo, la cual consiste en un sistema de fijación que consigue disminuir el contacto de la placa con el hueso en un 50% comparada con otras placas y permite una rehabilitación temprana y adicionalmente la fijación por este tipo de placa logra minimizar el despegamiento perióstico (Schütz, 2005).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo general

Diseñar y construir una placa de compresión dinámica de mínimo contacto (LC-DCP), para fracturas de antebrazo.

1.2.2 Objetivos específicos

- Seleccionar el material de la placa LC-DCP según la norma establecida por la Asociación de Osteosíntesis y de acuerdo a la comercialización nacional.
- Diseñar un modelo de placa LC-DCP para fracturas de antebrazo mediante un programa de diseño asistido por computadora (CAD), basándose en los modelos ya existentes.
- Diseñar los tornillos que deben colocarse en la placa.
- Realizar un análisis de esfuerzos al diseño de placa y los tornillos propuestos por el Método de Elementos Finitos (MEF).
- Construir el modelo propuesto.
- Realizar ensayos experimentales de la placa LC-DCP.
- Comparar los resultados de los ensayos experimentales con los obtenidos mediante el análisis de esfuerzos.

1.3 JUSTIFICACIÓN

Con el desarrollo de la presente investigación, la Universidad de Carabobo (UC) estaría en posición de ofrecer una alternativa al sector salud en el suministro de dispositivos para fijación, beneficiando a los pacientes que asisten al HUAL presentando fractura a nivel del antebrazo, y de esta manera la UC cumple con la creación, desarrollo y difusión de conocimientos innovadores, competitivos y socialmente pertinentes para la formación ética e integral de profesionales y técnicos, altamente calificados, con sentido ciudadano.

Desde el punto de vista económico se podrían reducir los costos de dichos dispositivos, creando así alternativas viables al sector público. De igual forma, esta investigación presenta importantes aportes tecnológicos desarrollando y analizando un modelo de placa que no existe en el país con el objeto de impulsar y promover la actividad del CEBIOMECH-UC.

1.4 ALCANCE

La presente investigación pretende abarcar el diseño y construcción de una placa LC-DCP y los tornillos de fijación para fracturas de antebrazo. Para garantizar el comportamiento mecánico del modelo se realizará un análisis de esfuerzos mediante el MEF, luego se procederá a construir el modelo y finalmente se llevarán a cabo ensayos experimentales para verificar los resultados obtenidos en el análisis numérico.

1.5 LIMITACIONES

Las posibles limitaciones que pudieran presentarse a lo largo del desarrollo de la presente investigación, se centrarían en la disponibilidad y obtención del biomaterial de la placa LC-DCP, debido a los actuales problemas de importación del país, así como también la disposición de un centro de mecanizado y personal calificado para la fabricación de conjunto placa-tornillo.

1.6 ANTECEDENTES

En el año 2005 el médico Schütz y colaboradores realizaron un estudio sobre las placas para fijación interna de fracturas diafisarias, las cuales forman una parte indispensable de los implantes utilizados en traumatología y ortopedia. Al principio la Fundación AO introdujo la placa LC-DCP (Limited Contact-Dynamic Compression Plate®) que conseguía disminuir el contacto de la placa con el hueso en un 50% comparada con la placa DCP (Dynamic Compression Plate®). La LC-DCP se probó en múltiples experimentos y tuvo aplicación clínica, de todos modos la LC-DCP seguía siendo una placa

convencional que obtenía fuerzas de compresión en el hueso a través de un anclaje en éste a base de fuerzas de fricción. Con el PC-Fix (Point Contact Fixator) se introdujo en la AO el concepto de un fijador interno que no precisaba ya más de las fuerzas de compresión para la estabilización ósea mostrando que la incidencia de complicaciones con el PC-Fix es menor. Se llevó a cabo la técnica quirúrgica específica para su colocación y luego del período de curación se notó que la protección del aporte de sangre periosteal por el PC-Fix ayuda a una buena sanación de la fractura, incluso cuando se consigue sin compresión interfragmentaria. A pesar del diseño diferente del LCP y el PC-Fix pueden esperarse buenos resultados similares dado la principal ventaja del fijador interno que preserva el aporte de sangre periosteal (Schütz *et al*, 2005).

Osorio y Rodríguez en el año 2008 llevaron a cabo un trabajo con la finalidad de presentar un diseño de una placa de fijación interna de fracturas para radio distal a partir de la evaluación numérica de la distribución de tensiones que se presenta bajo los patrones de carga: tracción, flexión y torsión, usando el método de los elementos finitos (MEF). La geometría del implante fue modelada y usada para generar un sistema global donde interactúan la placa, el hueso y los tornillos de fijación, para el cual se definen sus condiciones de contorno aplicando las fuerzas externas al segmento óseo. Las condiciones de carga se simularon y evaluaron con el programa de elementos finitos ABAQUS versión 6.8. Se observó concentración de tensiones en la región adyacente a los orificios de la placa y en los tornillos ubicados a los extremos de la placa de fijación, así como también en la interfase placa hueso; en general el implante se comporta satisfactoriamente ya que se mantiene en el rango elástico lineal del material. Posterior al análisis realizado, se fabricó y se implantó el modelo en el fémur de un perro, de lo cual se observó la ausencia de reacciones adversas en el paciente. Además, luego de la consolidación de la fractura del paciente y de la extracción de la placa sin muestras de deterioro o deformación, se concluyó

que la placa diseñada puede ser implementada en fracturas de radio distal como placa de sostén (Osorio, 2008).

Contreras y Cerrolaza presentaron tres casos del área de biomecánica, dos de los cuales son de dispositivos de fijación para tratamientos de fracturas, uno para columna vertebral y el otro para huesos metacarpianos de la mano. Este estudio incluyó los diseños 3D de las piezas y los respectivos análisis numéricos de las mismas, simulando situaciones reales bajo cargas “in vivo” para así poder conocer sus comportamientos. Por otro lado, se mostró una simulación del comportamiento óseo ante la colocación de un dispositivo biomecánico como técnicas de remodelado óseo, en el cual se observó lo que ocurre para diferentes casos de carga cuando se coloca una prótesis y comienza el aflojamiento de la misma por reabsorción ósea. (Contreras, 2001).

Reyes y compañía llevaron a cabo un estudio en el 2005 sobre las fracturas diafisarias del húmero y lo susceptible del manejo con diversos métodos de tratamiento. Cuando se indica manejo quirúrgico, se puede elegir entre fijación con placa o clavos intramedulares; estos últimos han ganado popularidad recientemente. Se revisaron los resultados de una serie de casos tratada con reducción abierta y fijación con placas DCP, describiendo los resultados funcionales y radiológicos. Se incluyen 30 pacientes, con seguimiento clínico promedio de 35 meses; 12 pacientes fueron intervenidos por retardo de consolidación o no unión después de tratamiento ortopédico. Hubo un caso de no unión y un caso de neurapraxia del nervio radial. La movilidad y fuerza fueron excelentes, todos los pacientes reportaron estar satisfechos con el procedimiento y el resultado. Se expone como la fijación con placa de fracturas de la diáfisis del húmero continúa siendo una técnica predecible, con bajo índice de complicaciones y alta tasa de consolidación (Reyes, 2005).

CAPÍTULO 2

Marco teórico

A continuación se describen los aspectos teóricos que serán empleados para el diseño del conjunto placa-tornillo. Inicialmente se presentan las características de la anatomía del antebrazo, biología ósea y su biomecánica. Luego, se expone la clasificación y mecanismo de las fracturas. Finalmente se hace una descripción de las diversas placas que existen, su mecanismo de función y sus aplicaciones.

2.1 ANATOMÍA

El cúbito y el radio funcionan como una unidad pero tan solo establecen contacto entre sí en sus extremos, como se muestra en la figura 2.1.

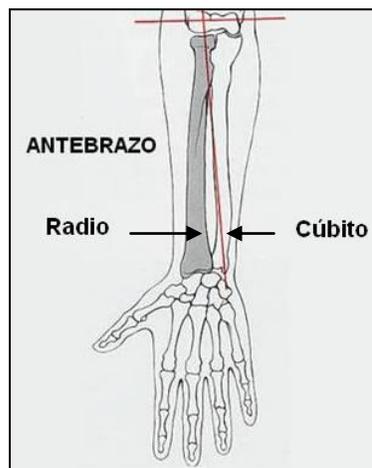


Figura 2.1. Anatomía del antebrazo (AO, 2009)

El cúbito y el radio están ligados proximalmente mediante la cápsula del codo y el ligamento anular y distalmente mediante la cápsula de la articulación de la muñeca, los ligamentos radiocubitales dorsales y volares y el disco articular fibrocartilaginoso (Cavallaro *et al*, 2005).

Los dos huesos del antebrazo funcionan como una articulación y posee 6 articulaciones (ver figura 2.2) las cuales son (AO, 2009):

- Cúbito humeral.
- Radio capitulum.
- Radio cubital proximal.
- Radio cubital distal.
- Radio carpiana.
- La membrana interósea.

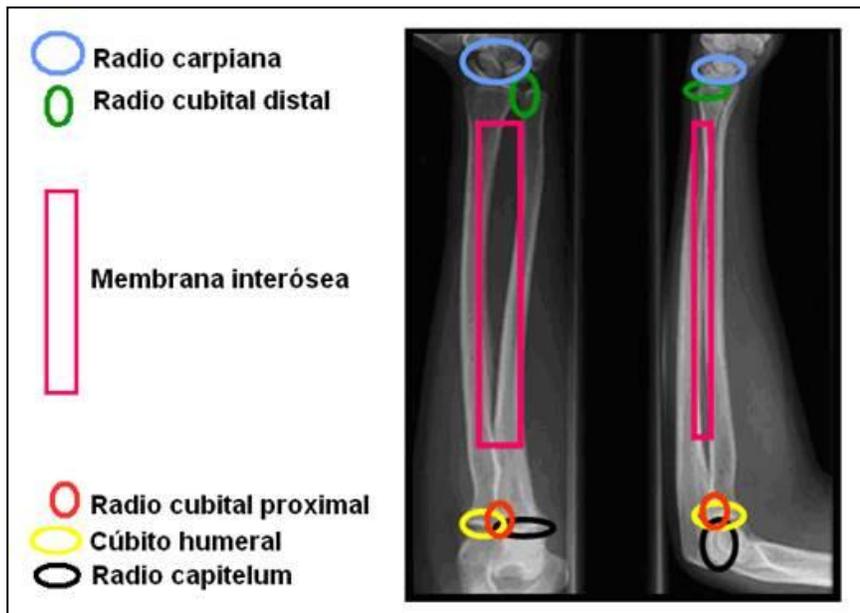


Figura 2.2. Articulaciones del antebrazo (AO, 2009)

Entre el cúbito y el radio se produce el movimiento de pronosupinación del antebrazo (ver figura 2.3), el cual es muy importante para que la mano adopte la adecuada posición en las distintas funciones. La pronosupinación supone

un movimiento del radio respecto al cúbito, en el que el cúbito, un hueso rectilíneo, actúa como eje de giro del radio sobre el cúbito. La curvatura del radio hace actuar a éste como manubrio, de tal forma que un movimiento de rotación sobre su eje proximal se convierte en un movimiento de traslación distalmente (Universidad de Valencia, 2009).

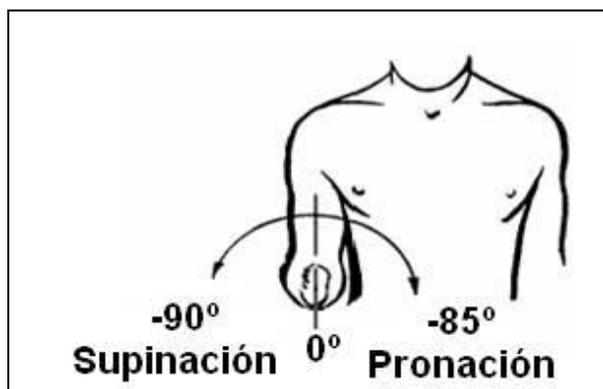


Figura 2.3. Movimientos de rotación del antebrazo (Rodríguez, 2004)

En la articulación radiocubital proximal es necesario una amplia movilidad de giro del radio, mientras que en la articulación radiocubital distal apenas se requiere movilidad. Para el movimiento de pronosupinación es necesario que las estructuras óseas estén conservadas, especialmente la curva pronadora del radio, libres las articulaciones radiocubital proximal y distal, y se conserva la elasticidad de la membrana interósea. El antebrazo no es un simple segmento diafisario, se puede considerar un segmento articular y, por tanto, exige mejor reducción que otras fracturas diafisarias (Universidad de Valencia, 2009).

2.2 BIOLOGÍA ÓSEA

2.2.1 Estructura del antebrazo

Los huesos en el sistema esquelético son estructuras complejas compuestas de dos tipos de hueso (ver figura 2.4) que tienen un

comportamiento y una función bien diferenciada (Rush University Medical Center, 2009) ellos son:

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

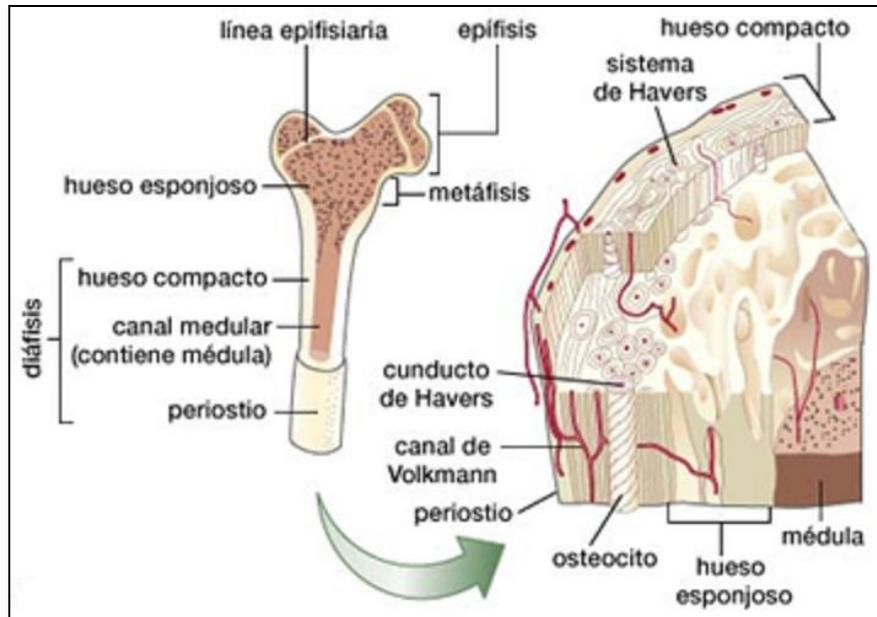


Figura 2.4. Estructura ósea (Osorio, 2008)

El hueso puede ser clasificado según su geometría en tres grupos principales: huesos cortos, llanos y largos. Los huesos cortos, como tarsianos, carpianos 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 (Müller, 2001).

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 el 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. Los huesos se encuentran recubiertos por una membrana que ayuda a su crecimiento, el periostio externamente (ver figura 2.5) y endostio internamente, este último separa el hueso de la médula (Müller, 2001).

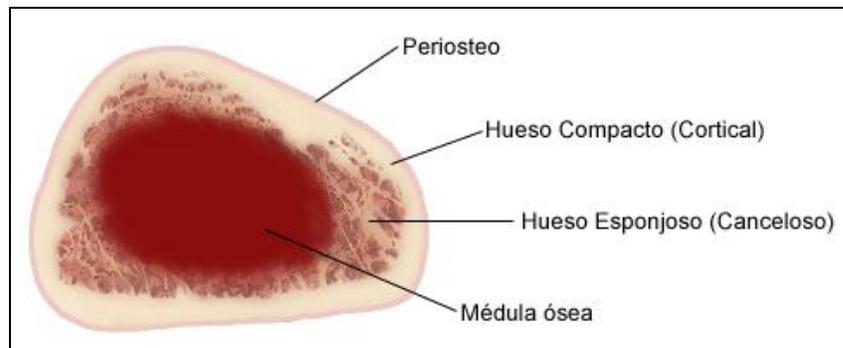


Figura 2.5. Corte transversal del hueso (Rush University Medical Center, 2009)

Debajo de la capa dura exterior del periostio, existen túneles y canales a través de los cuales pasan los vasos sanguíneos y linfáticos que nutren el hueso. Puede haber músculos, ligamentos y tendones adheridos al periostio (Rush University Medical Center, 2009).

2.2.2 Composición química del hueso

El tejido óseo es un tejido conectivo especializado cuya composición sólida se adapta a sus funciones de sostén y protectoras. Como otros tejidos conectivos, está formado por células, una matriz extracelular orgánica de

fibras y una sustancia fundamental producida por las células. La característica distintiva del hueso es su alto contenido en materiales inorgánicos, en forma de sales minerales, que se combina íntimamente con la matriz orgánica. El componente inorgánico del hueso hace el tejido duro y rígido, mientras que el componente orgánico proporciona al hueso su flexibilidad y elasticidad (Nordin *et al*, 2005).

El mineral óseo está inmerso en fibras de proteína de colágeno de diferente orientación. Las fibras de colágeno (TIPO I) son duras y flexibles, sin embargo resisten el estiramiento y tienen poca extensibilidad. El colágeno compone aproximadamente el 90% de la matriz extracelular y forma aproximadamente el 25% del peso seco del hueso. La sustancia fundamental gelatinosa que rodea a las fibras mineralizadas de colágeno está compuesta principalmente de polisacáridos proteicos o glucosaminoglicanos (GAG), fundamentalmente bajo la forma de complejas macromoléculas llamadas proteoglicanos (PG). Estos GAG constituyen aproximadamente el 5% de la matriz extracelular (Nordin *et al*, 2005).

El agua es bastante abundante en el hueso vivo, componiendo hasta el 25% de su peso total. Aproximadamente el 85% del agua se encuentra en la matriz orgánica, el restante 15% se localiza en los canales y cavidades que alojan a las células óseas y transportan los nutrientes al tejido óseo (Nordin *et al*, 2005).

2.3 BIOMECÁNICA

El tejido óseo puede ser considerado como un material compuesto de dos fases (bifásico), con el mineral como una fase, y el colágeno y la sustancia fundamental como la otra. Funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su fuerza y su rigidez. Estas y otras características pueden entenderse más fácilmente en el caso del hueso, examinando su comportamiento bajo carga, esto es, bajo la influencia de fuerzas aplicadas

externamente. La carga causa una deformación y si una carga en una dirección conocida se aplica sobre una estructura, la deformación de esa estructura puede ser medida y representada. El comportamiento mecánico del hueso se ve afectado por sus propiedades mecánicas, sus características geométricas, el tipo de carga aplicada, la dirección de la carga, la velocidad y la frecuencia de la misma (Nordin *et al*, 2005).

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal, para lo cual es necesaria la intervención de la asociación mecánica de dos articulaciones: la radio cubital superior y la radio cubital inferior (ver figura 2.6). La pronosupinación es un movimiento completo, tan específico, que engloba articulaciones distantes y no es del codo ni del carpo, sino del antebrazo y se lleva a cabo a través de la integridad de la articulación húmero cubital, de la membrana interósea, de la articulación radio cubital distal, del fibrocartílago triangular y gracias a la especial forma del cúbito (recta) y el radio (curvada). En la supinación intervienen el supinador corto y el bíceps; en la pronación el pronador cuadrado y el pronador redondo (Pérez, 2005).

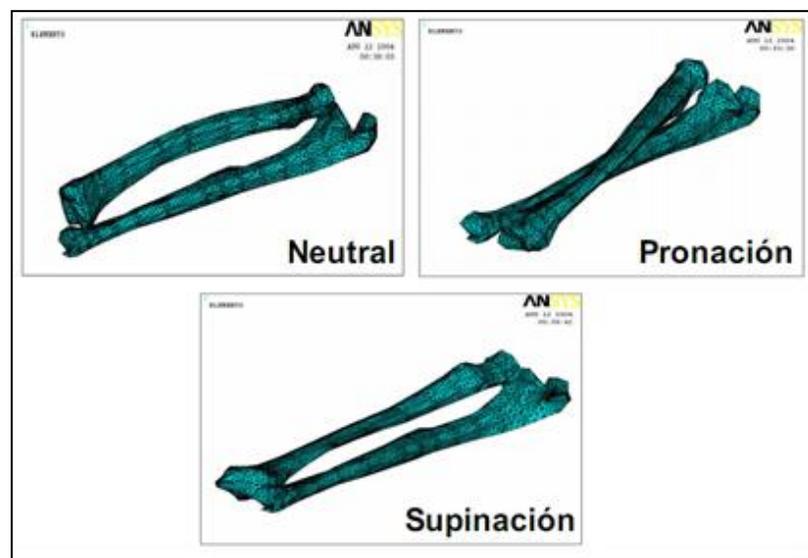


Figura 2.6. Movimientos de rotación del antebrazo modelados en ANSYS (Rodríguez, 2004)

Las fuerzas y momentos se pueden aplicar a una estructura en varias direcciones (ver figura 2.7), produciendo tensión, compresión, flexión, cizalla, torsión y carga combinada (Pérez, 2005).

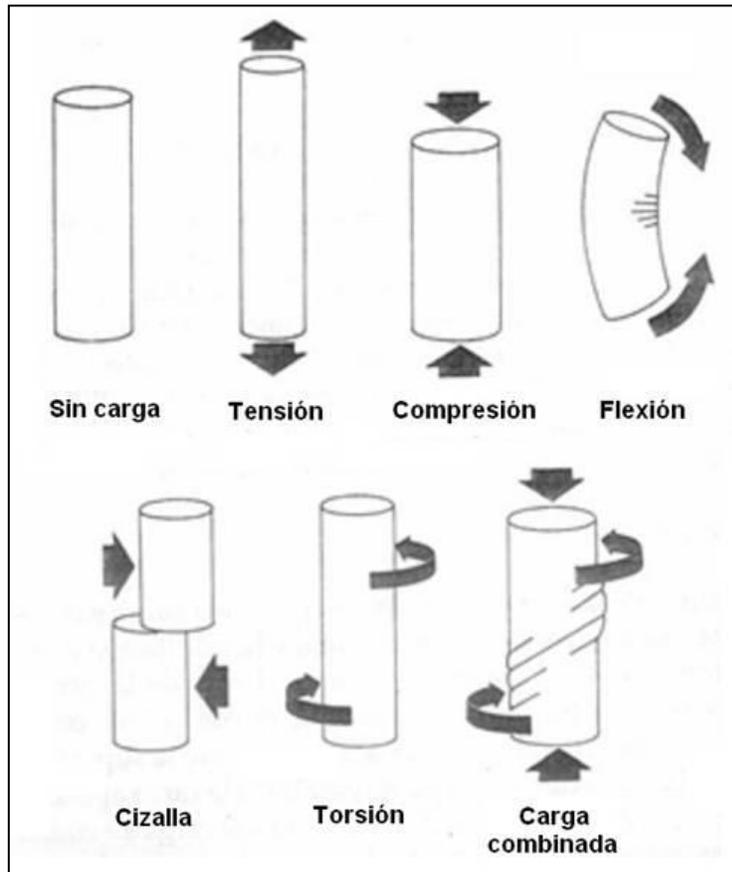


Figura 2.7. Esquema de varios modos de carga básicos (Nordin *et al*, 2005)

Los huesos responden a las fuerzas aplicadas sobre su superficie siguiendo un patrón característico. La primera fase es elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene solo durante el tiempo de aplicación de la fuerza tras lo cual, el hueso recupera su forma original. Si la fuerza aumenta, se entra en una fase plástica y el hueso, aunque se recupera parcialmente, queda deformado. Por último cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura (Osorio, 2008).

Los huesos largos, formados fundamentalmente por tejido óseo compacto o cortical, son elásticos y poco plásticos. En estos huesos, la resistencia será mayor cuando la fuerza se aplica de forma vertical al sentido de la carga. Cuando la fuerza se aplica de forma oblicua la fase plástica se acorta y el hueso se fractura con más rapidez. En los huesos integrados por tejido óseo esponjoso, la resistencia es mayor cuando la fuerza se aplica a lo largo del eje vertical de las trabéculas vertebrales. Estos huesos, al ser menos densos que los formados por tejido óseo cortical, son menos elásticos y más plásticos, por lo que pueden presentar deformaciones mayores. Así mientras que en los huesos integrados por tejido esponjoso, las fracturas se producen cuando existen variaciones del 7% de su longitud, en los integrados por tejido compacto, las fracturas se producen con variaciones del 2% (Osorio, 2008).

2.4 FRACTURAS

Las fracturas del antebrazo son aquéllas que comprometen la diáfisis del radio y del cúbito. Se considera, en forma algo arbitraria, que el límite proximal del antebrazo pasa por la tuberosidad bicipital y el distal a 4 ó 5 cm de la articulación de la muñeca. La amplitud total del movimiento pronosupinatorio es de 180°. Alrededor de este eje gira el radio sobre el cúbito, el cual está fijo en su articulación con la tróclea humeral. Se debe considerar que, cada vez que ocurre la fractura de un hueso del antebrazo, puede existir la fractura del otro o una luxación de las articulaciones radioulnar, ya sea proximal o distal. Las fracturas aisladas de cúbito o radio son más bien infrecuentes. El mayor número de fracturas de antebrazo ocurre durante la infancia y la adolescencia y es mucho más frecuente en varones que en mujeres (Huallpa, 2001).

2.4.1 Mecanismo de fractura

El mecanismo de producción de estas fracturas es generalmente indirecto en niños, por caída apoyándose con la palma de la mano, fuerza que aumenta la inflexión de las curvaturas normales de la diáfisis radial y cubital

produciéndose la fractura, que con mayor frecuencia está localizada en el tercio medio y distal del antebrazo. El mecanismo directo puede producir una fractura de sólo uno de los dos huesos del antebrazo, siendo éste mecanismo más frecuente en el adulto, por maniobras de defensa personal. Es también frecuente el mecanismo combinado por atrapamiento en accidentes laborales o graves accidentes viales dando lugar a fracturas muy complejas, con alta incidencia de fracturas abiertas (Huallpa, 2001).

Las heridas por arma de fuego pueden causar también fracturas de ambos huesos del antebrazo, estas están asociadas a lesiones del nervio o de los tejidos blandos y con frecuencia presentan pérdida de masa ósea. Las fracturas patológicas de los huesos del antebrazo no son frecuentes (Cavallaro *et al*, 2005).

2.4.2 Clasificación

Las fracturas pueden clasificarse (ver figura 2.8) como (Leach, 2009):

- De astilla (fractura por avulsión): una pequeña pieza de hueso se desprende del hueso principal.
- Por compresión: el hueso se comprime (vértebras).
- Conminuta: el hueso se rompe en partes.
- De Greenstick: fractura en donde se rompe un lado del hueso, mientras que el otro se dobla pero no se rompe.
- Intraarticular: la articulación se ve afectada.
- Transversal: el hueso se rompe en una línea horizontal, perpendicular a la superficie de la corteza del hueso.
- Oblicua: el hueso se rompe en una línea que forma un ángulo menor a 90° respecto de la superficie de la corteza del hueso.
- En espiral: la línea de la fractura forma un espiral.
- De tensión: fractura delgada que representa una delgada fisura y ocurre debido al sobreesfuerzo más que por un incidente traumático aislado.



Figura 2.8. Tipos de fracturas (Leach, 2009)

Tan pronto ocurre la fractura, el cuerpo comienza a proteger la zona herida, formando un coágulo de sangre protector, tejido calloso o fibroso. Comienzan a crecer nuevas extensiones de las células óseas a ambos lados de la fractura, estas extensiones crecen unas hacia otras, la fractura se cierra y el callo se reabsorbe (Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos, 2009).

La fractura puede localizarse a cualquier nivel, afectando a un solo hueso, a ambos, o asociándose a lesiones de las articulaciones radiocubitales proximal y distal. Desde el punto de vista terapéutico, la clasificación habitual se hace en función de los elementos que participan en la lesión (Universidad de Valencia, 2009):

- Fractura de ambos huesos.

- Fractura aislada de cúbito.
- Fractura-luxación de Monteggia: fractura diafisaria proximal de cúbito con luxación de la cabeza de radio.
- Fractura aislada de radio.
- Fractura-luxación de Galeazzi: fractura diafisaria distal de radio con luxación radiocubital distal.

La Clasificación AO adopta el sistema alfanumérico y permite identificar con precisión cualquier fractura, y es comprendida en cualquier idioma. Es posible aún suponer la gravedad de la fractura, orientar el tratamiento, evaluar los resultados y permitir rescatar lo que se quiera en la computadora. La clasificación AO se compone de dos números (N_1N_2) seguidos por una letra y un número (LN_3), y complementada por una o dos letras (N_4 y n_5). Así, genéricamente se puede clasificar una fractura de la siguiente manera (Müller *et al*, 1987):

$$N_1N_2 - LN_3.N_4(n_5) \quad (2.1)$$

Una fractura no articular según la clasificación AO (ver figura 2.9) puede ser simple (tipo A, trazo único) o multifragmentada (trazos múltiples). Las multifragmentadas pueden tener una cuña (tipo B, de torsión, de flexión o fragmentada) o ser compleja (tipo C, con múltiples fragmentos). En la clasificación AO N_1 define el hueso, N_2 localiza el segmento del hueso, L clasifica el tipo de la fractura, N_3 brinda el grupo de la fractura, N_4 define el subgrupo y n_5 son adjuntos que especifican algo especial o diferente (ver figura 2.10). En la clasificación AO, la ubicación anatómica es designada por dos números: uno para los huesos (en este caso, radio y cúbito son considerados como un solo hueso, designados por el número 2) y uno para su segmento (proximal = 1, diafisarias = 2, distal = 3). Por lo tanto, las fracturas de antebrazo corresponden al número 22 (Müller *et al*, 1987).

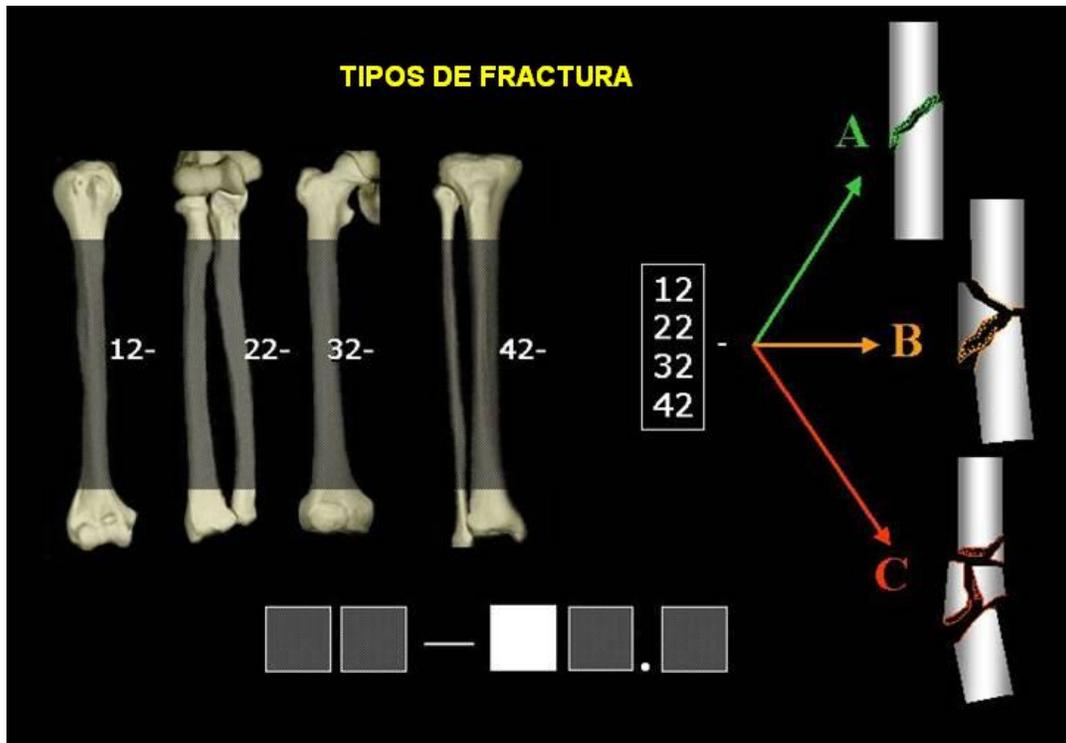


Figura 2.9. Clasificación de las fracturas diafisarias (AO, 2009)

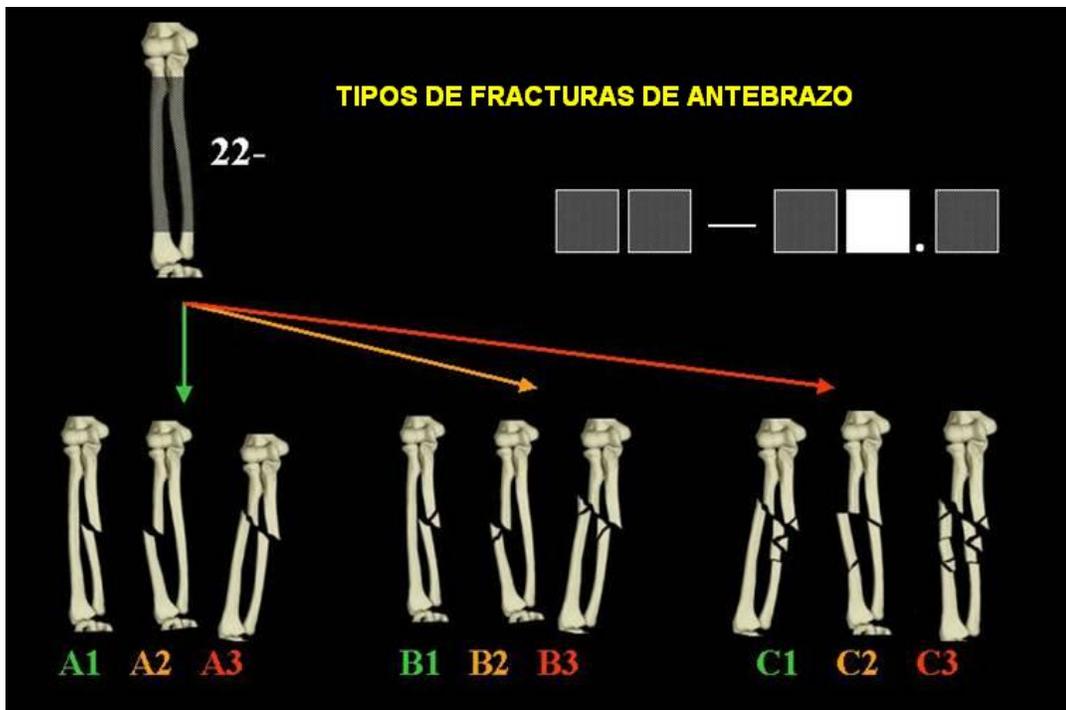


Figura 2.10. Clasificación de las fracturas de antebrazo (AO, 2009)

2.5 GENERALIDADES DE LAS PLACAS

Las placas son implantes que se colocan en el hueso con el propósito de lograr una fijación. Existen varios tipos de placas y la diferencia radica en su función. Es importante mencionar que la placa por si misma no da la función ni el principio biomecánico, sino la forma como es colocada es lo que le brinda su función. Se tienen placas de protección, de sostén, de compresión y de tensión. La forma de la placa esta dada de tal manera para que se adapte mejor al hueso en el cual va a ser colocada. Existen básicamente tres tipos de placas (Müller, 1992):

- Rectas.
- Anguladas.
- Especiales.

Entre las placas rectas se tienen las de tercio de caña para tornillos de 3.5 mm, las de media caña para tornillos de 4.5 mm (hoy casi abandonadas, sólo se utilizan en pubis), las DCP para tornillos de 3.5 mm, las DCP para tornillos 4.5 mm ancha y angosta, las LC-DCP para 3.5 mm y 4.5 mm y las placas de reconstrucción. Las placas anguladas son las de 95 grados y las de 130 grados. Las placas especiales son muchas y entre las más utilizadas están las de trébol, la placas en “L” y en “T”, las placas doble acodadas en “L” y en “T”, las de palo de jockey, placas condilares, placa cobra y placas en cuchara (Müller, 1992).

Inicialmente las placas fueron diseñadas con orificios redondos con extensas porciones centrales sin agujeros porque se diseñaron para estabilizar fracturas diafisarias cortas. Este segmento central sin agujeros ha producido dificultades para estabilizar una fractura con una zona de conminución, y una vez perforado el primer agujero ya no se puede variar esta posición a lo largo del eje longitudinal debido a este segmento central. Danis

(1947) introdujo su placa en la que se inició el concepto de compresión. Luego aparecieron las placas tercio de tubo, medio tubo y DCP (1973) (Placa de compresión dinámica), con un diseño de orificios ovales, mediante los cuales se puede dar compresión axial colocando los tornillos en forma excéntrica, demostrando ser versátiles. El contacto extenso de la superficie inferior de la placa con el hueso interfiere notablemente con el aporte vascular perióstico y es la causa principal de osteopenia y esponjialización en la región ósea subyacente a la placa, con crecimiento de tejido laminar a ambos lados de la misma. También, debido a este efecto de devascularización existe la posibilidad de un problema mecánico importante, pues la región ósea subyacente a la placa e inmediatamente proximal al foco de fractura es una zona crítica para la resistencia mecánica del callo de consolidación; por lo cual se evolucionó a la placa LC-DCP (Placa de compresión dinámica de contacto limitado) que tiene menor superficie de contacto con el hueso, por lo tanto preserva más la circulación perióstica y es más versátil para la colocación de los tornillos (Bonelly, 2006).

La Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis (AO) ha formulado los siguientes cuatro principios básicos de la osteosíntesis: reducción anatómica, fijación estable, conservación del riego sanguíneo y movilización funcional precoz. La osteosíntesis con placas y tornillos es un método de eficacia clínica largamente demostrada. En las fracturas metafisarias y en caso de hueso osteoporótico, los sistemas con estabilidad angular (fijador interno) han permitido mejorar los resultados clínicos (Synthes, 2007).

La osteosíntesis con placa se ha convertido en los últimos años en el método favorito de muchos de los traumatólogos que se enfrentan a fracturas inestables. Esto se debe fundamentalmente al desarrollo de placas con tornillos bloqueados (Sotelo, 2006).

2.5.1 Placas de compresión

Se usan para fijar fracturas estables manteniendo la reducción y compresión (ver figura 2.11). La compresión también se puede alcanzar a través de agujeros de diseño especial o por medio de la colocación excéntrica de los tornillos. Se pueden utilizar conjuntamente con tornillos fragmentarios (García, 2005).



Figura 2.11. Placa de compresión estándar (RAJ Surgical Works, 2009)

2.5.2 Placas de compresión dinámica (DCP)

Son placas de autocompresión, ya que el diseño de sus orificios (cilindro inclinado y angulado) permite que al colocar un tornillo en forma excéntrica (lejos de la fractura), éste vaya dando compresión conforme se va introduciendo el tornillo en el hueso. Cuando se da compresión a una fractura con una placa y se tensa ésta, el hueso es sometido a compresión, la cortical que está inmediatamente debajo de la placa se pone en contacto y la cortical opuesta a la placa se separa dejando una brecha y disminuyendo la estabilidad (ver figura 2.12). Por este motivo las placas se deben predoblar, angulando en el sitio de la fractura para lograr cerrar la cortical opuesta al someterse a tensión el implante (Müller, 1992).



Figura 2.12. Placa de compresión dinámica (Synthes, 2009)

2.5.3 Placa de compresión dinámica de bajo contacto o impacto (LCP)

Es un tipo de placa que se diferencia de la DCP por la forma del corte en su superficie inferior, que disminuye la superficie de aposición alrededor de los agujeros de los tornillos y entre éstos, minimizando la compresión placa-periostio, permitiendo mayor flujo capilar, y ayudando al proceso de cicatrización (ver figura 2.13). Tiene cierto grado de deformación suave y elástica, sin concentrar el estrés alrededor de los agujeros (Taljanovic *et al*, 2003).

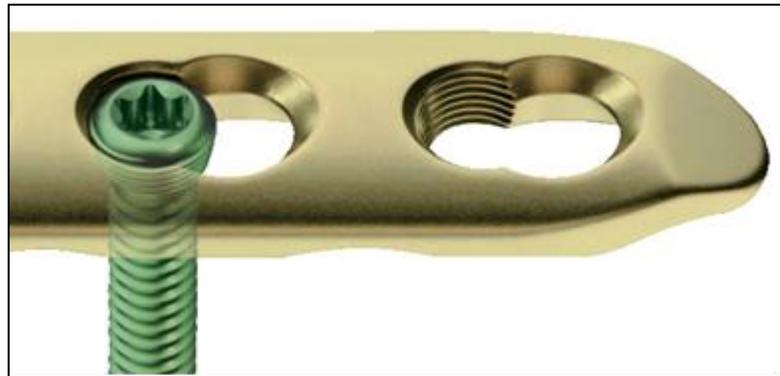


Figura 2.13. Placa LCP (Synthes, 2009)

Proporciona estabilidad angular a los fragmentos, con independencia de la calidad de hueso, reduce el riesgo de pérdida de reducción primaria y secundaria, incluso bajo una carga dinámica elevada, reduce el deterioro de la irrigación perióstica y genera un agarre favorable en fracturas de múltiples fragmentos (Synthes, 2007).

2.5.4 Placas de adaptación

Son de amplia utilización en fracturas de pelvis, calcáneo, y en el radio distal (ver figura 2.14). Son arrosariadas por los sacabocados entre los agujeros ovalados, lo que las hace maleables con facilidad en los tres planos, adaptándose a la forma y longitud requeridas en las superficies óseas complejas (Taljanovic *et al*, 2003; Chew, 1995).



Figura 2.14. Placa de adaptación en Y (Synthes, 2009)

2.5.5 Placas de neutralización

Se colocan sobre un foco de fractura conminuta. Diseñadas para proteger la superficie de la fractura, transmiten las fuerzas de incurvación, torsión y carga axial (ver figura 2.15). Con frecuencia se combinan con tornillos fragmentarios (García, 2005).



Figura 2.15. Placa de neutralización (Surgival, 2009)

2.5.6 Las placas de contención o sostén

En las zonas articulares el hueso esponjoso se ve sometido a fuerzas de cizallamiento por lo que al haber una fractura en esta región no se puede realizar osteosíntesis con tornillos únicamente y se requiere de placas que den estabilidad y mantengan fija la distancia para evitar acortamientos. Estas placas son de sostén porque su objetivo principal es evitar la deformidad durante la compresión axial (ver figura 2.16). Como su función es soportar carga deben estar perfectamente moldeadas al hueso y los tornillos se deben colocar de forma tal que no permitan movimiento de la placa durante la compresión (Müller, 1992).



Figura 2.16. Placa de sostén (Synthes, 2009)

Se usan en fracturas inestables como soporte del hueso delgado cortical periarticular, frente a las fuerzas de compresión o de carga axial, impidiendo su colapso. Se utilizan en radio distal y platillos tibiales (García, 2005).

2.5.7 Placas de diseño anatómico especial

Tienen una gran variedad de formas, siendo las más utilizadas las de trébol, las placas en “L” y en “T”, las placas doble acodadas en “L” y en “T”, las de palo de jockey, entre otras (ver figura 2.17). Están diseñadas para fines específicos, por ejemplo: la placa T oblicua angulada 3.5 para radio distal (Chew y Pappas, 1995).

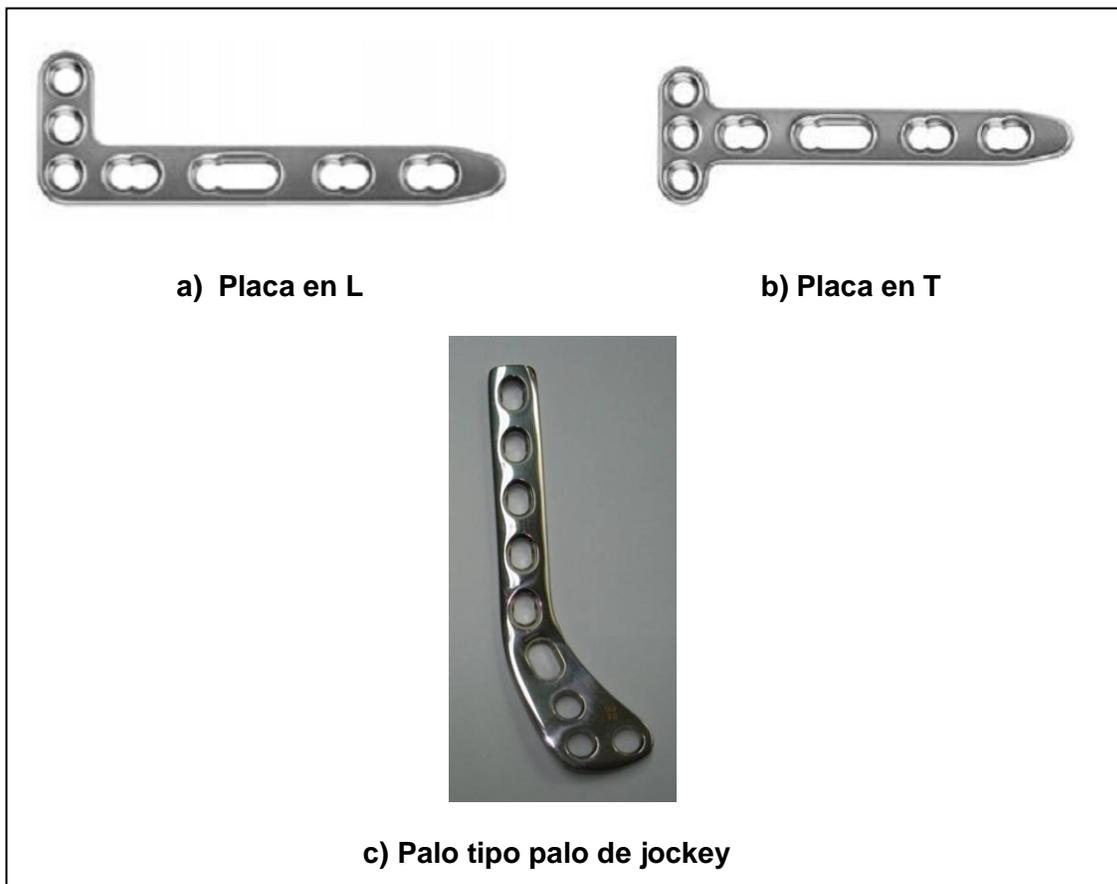


Figura 2.17. Placa de diseño anatómico especial (Synthes, 2009)

2.5.8 Placas de contacto puntiforme o PC Fix (fijación de contacto puntiforme)

Introducen el concepto de tornillos que se roscan a la placa (ver figura 2.18) incrementando la estabilidad angular además del concepto de fijador interno, al cumplir las funciones de fijador externo pero ubicado internamente. Tiene la desventaja de que al no presentar orificios ovales es imposible dar compresión interfragmentaria a través de la placa o compresión axial a un trazo transversal (Taljanovic *et al*, 2003).

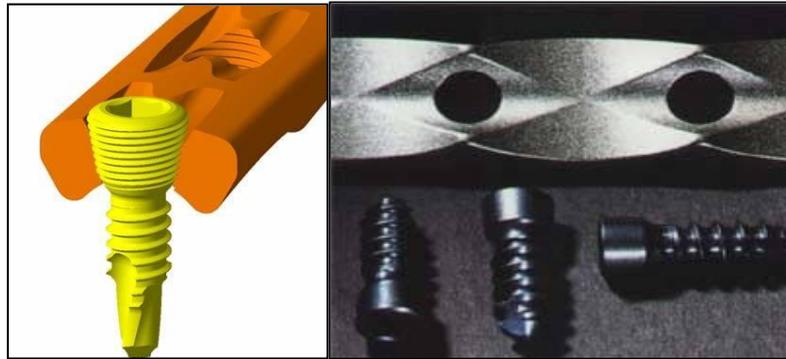


Figura 2.18. Tornillos que se roscan a la placa (Synthes, 2009)

2.5.9 Placas de compresión dinámica de contacto óseo reducido LC-DCP

La placa LC-DCP, busca solucionar los problemas mencionados al tratar de producir un menor traumatismo del hueso, conservar la vascularización perióstica, eliminar los factores de concentración de fuerzas con el retiro del material de osteosíntesis, aumentar la tolerancia de los tejidos al material y así obtener una mejor consolidación (ver figura 2.19).



Figura 2.19. Fijación de una placa LC-DCP (Romero *et al*, 2002)

En la escogencia del método de osteosíntesis o fijación de las fracturas existen diferentes posibilidades, como son clavos endomedulares, fijaciones percutáneas mediante fijadores externos o clavos y la elaboración de

osteosíntesis mediante la placa de bajo contacto, la cual ha sido una de las mejores alternativas en algunas indicaciones. Aunque se han observado buenos resultados, el costo de este tipo de implantes limita su uso, pese a que el mayor valor económico se puede justificar dado el menor tiempo de consolidación y la menor incidencia de pseudoartrosis y de cirugías posteriores (Romero *et al*, 2002).

Según Müller y Allgöwer (1992), pertenecientes al grupo Suizo AO, las placas proporcionan el beneficio de la reducción anatómica de las fracturas mediante las técnicas a cielo abierto y dan la estabilidad necesaria para la movilidad precoz, pero deben protegerse de la carga prematura. Entre sus desventajas se incluyen el riesgo de fractura tras su retiro, la osteoporosis bajo la placa por la falta de transmisión de carga, la inflamación en torno a la placa, y en algunas ocasiones, reacciones inmunológicas. Las placas de compresión (ver figura 2.20) anulan las fuerzas de torsión, flexión y cizallamiento y generan compresión a través de la fractura, ya sea mediante dispositivos de compresión externos o mediante orificios de autocompresión. Estos orificios ejercen compresión mediante la traslación de la placa al ajustar sobre ella el tornillo (Romero *et al*, 2002).



Figura 2.20. Placa con agujero combinado LC-DCP (Synthes, 2009)

Entre las variaciones de la técnica se incluye colocar tornillos interfragmentarios a través o fuera de la placa y la posibilidad de dirigir con diferentes grados de angulación los tornillos a través de la placa. El sistema de placas AO/ASIF para compresión dinámica de bajo contacto (LC-DCP) fue

diseñado para solucionar los problemas de compatibilidad biológica. La placa está contorneada para mejorar la vascularización sobre la misma y permitir la regeneración de un callo circunferencial en una estrecha área alrededor de la fractura (ver figura 2.21). Los orificios se distribuyen de manera uniforme y el perfil rebajado de los orificios permite un mayor ángulo de introducción que es hasta de 40° (Romero *et al*, 2002).

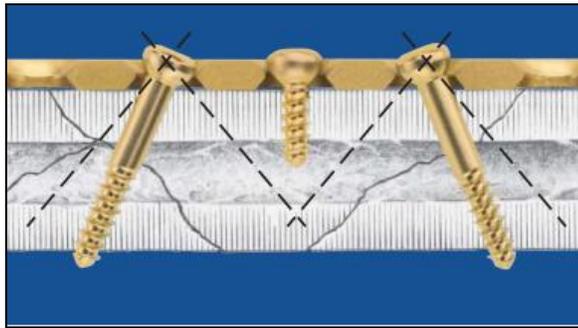


Figura 2.21. Angulación de tornillos en una placa LC-DCP (Synthes, 2009)

La placa LC-DCP constituye una versión más perfeccionada de la placa DCP diseñada por Perren en 1969. Se basa principalmente en los trabajos experimentales de Claue y Pernees en 1982. En ésta, los tornillos de tracción resultaron casi el doble de eficaces que los tornillos de tracción oblicuos tradicionales (Romero *et al*, 2002).

Los surcos de la superficie inferior de la placa LC-DCP (ver figura 2.22) tienen tres finalidades: mejoran la circulación sanguínea al reducir al mínimo el daño producido por el contacto entre la placa y el hueso, permiten que se cree un pequeño puente óseo por debajo de la placa, en lugar de gran debilidad, causada por la concentración de fuerzas del foco de la fractura aún no consolidada en la superficie perióstica y dan lugar a una distribución más uniforme de la rigidez de la placa en comparación con las placas convencionales (Romero *et al*, 2002).

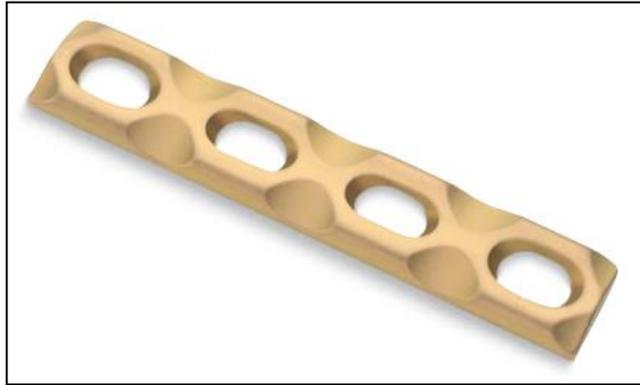


Figura 2.22. Surcos inferiores en una placa LC-DCP (Synthes, 2009)

El tipo de consolidación ósea de un hueso fijado con una placa LC-DCP muestra una formación ósea más abundante, con un caparazón circunferencial de callo óseo maduro, especialmente alrededor del foco de fractura, el cual presenta una banda de remodelación ósea sin reabsorción de la superficie de fractura. El contacto de la placa con el hueso es limitado y la remodelación inducida por la placa es escasa (Romero *et al*, 2002).

2.6 BIOMATERIAL

Se puede afirmar que lo más importante de un biomaterial es que sea biocompatible. La biocompatibilidad se puede definir como la aceptabilidad biológica de materiales no vivos (biomateriales) por parte de los tejidos susceptibles de estar en contacto con ellos. Para evaluar esta propiedad se han establecido ensayos normalizados que permiten determinar los grados de compatibilidad o en su caso de toxicidad. Esta compatibilidad puede ser analizada desde varios niveles de interacción (Gil, 2007):

- La interacción entre el material y los tejidos.
- La reacción resultante de la degradación del material.
- Factores mecánicos (elasticidad, tenacidad, entre otros.).

La implantación de un biomaterial lleva consigo una lesión en los tejidos vivos, reaccionando estos frente a la lesión, siendo su primera reacción una inflamación, a la que le seguirá un proceso reparador y finalmente la cicatrización de la incisión. El titanio y sus aleaciones presentan una excelente biocompatibilidad. Ello se debe a que dicho material es bioinerte y presenta una buena resistencia a la corrosión. El material más usualmente empleado para estas aplicaciones es el acero inoxidable AISI 316L (Gil, 2007).

Los implantes AO están fabricados con una amplia gama de diferentes materiales. La mayoría de los implantes metálicos AO son fabricados a partir de aceros inoxidables al Cr-Ni-Mo, titanio CP o la aleación Ti-6Al-7Nb. Algunas pocas aleaciones a base de cobalto de nombres comerciales, tales como L-605 y Elgiloy son también usadas para los implantes especiales. Los implantes de materiales no metálicos incluyen el PEEK (Polieteretercetona) y los polímeros reabsorbibles poliláctico. Influencias sobre la selección de materiales específicos durante la fase de diseño de implantes, son la ubicación anatómica, los límites de estrés, las consideraciones de diagnóstico por imagen, factores competitivos, y lo más importante, la capacidad de resolver un problema clínico. La calidad de los implantes de acero inoxidable 316L hace que se utilice para un gran número de dispositivos de fijación de la fractura. La amplia combinación de propiedades mecánicas es ideal para una variedad de implantes. Algunas de las características del producto incluyen (AO, 2009):

- La capacidad para girar y deformar sin romperse.
- Una buena resistencia a la fatiga.
- Excelente resistencia a la torsión.
- Alta resistencia con buena ductilidad.

El titanio puro se considera el punto de referencia por el cual todos los otros biomateriales son juzgados debido a su combinación excepcional de resistencia a largo plazo a la corrosión y biocompatibilidad. Sus propiedades mecánicas globales son algo inferiores a los de acero inoxidable. Las aleaciones de titanio tales como el Ti-6Al-7Nb ofrecen una mayor resistencia a grandes esfuerzos para implantes AO. Ofrecen mejora de la fuerza, pero menos a la tracción y flexión de ductilidad en comparación con el titanio puro. Ti-15Mo es relativamente una nueva aleación de titanio de las SS con fuerza moderada, alta ductilidad y sensibilidad de primera excelente (AO, 2009).

El PEEK es un avanzado polímero termoplástico que está disponible como material implantable. Las aplicaciones actuales incluyen espaciadores vertebrales, arandelas de pinchos, y de otros implantes que están en desarrollo. PEEK ofrece buenas propiedades mecánicas. Los polímeros reabsorbibles poliláctico son ideales para los implantes craneofaciales debido a su pequeña masa y la baja tensión aplicada. Su excelente vascularización y plazos de 4 a 6 semanas de curación son favorables factores clínicos. La integración exitosa de los materiales para implantes AO es el resultado de una estrecha colaboración entre clínicos, investigadores, especialistas en materiales, los diseñadores de desarrollo de productos, y los ingenieros de fabricación. La participación activa dentro de los comités de la ISO y ASTM asegura los más altos estándares de calidad de los materiales AO. Este esfuerzo de equipo dentro de la AO es responsable de proporcionar los implantes quirúrgicos con propiedades mejoradas y un rendimiento clínico superior (AO, 2009).

CAPÍTULO 3

Método de Elementos Finitos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es una de las herramientas numéricas más utilizada para el análisis en mecánica de sólidos. El MEF es adecuado para análisis de dominios finitos con materiales no homogéneos y comportamientos no lineal. En el caso particular de esta investigación se emplea esta herramienta para obtener las tensiones y deformaciones sobre el conjunto placa-tornillo, razón por la cual se describen los principios fundamentales de dicho método

3.1 El Método general

El método del elementos finitos, es un método numérico para la solución de problemas de ingeniería, hoy comúnmente empleado para la resolución de problemas que involucran un alto grado de complejidad, de matemáticas aplicadas así como las fisicomatemáticas, ya que la gran mayoría de los problemas que se presentan en estas áreas, comúnmente involucran geometrías complejas, cargas no distribuidas y determinación de propiedades de materiales, por lo que generalmente no es posible obtener alguna solución analítica directamente de expresiones matemáticas (Universidad de Las Américas Puebla, 2009).

El método se basa en dividir el cuerpo, estructura o dominio (medio continuo) sobre el que están definidas ciertas ecuaciones integrales que caracterizan el comportamiento físico del problema en una serie de subdominios (ver figura 3.1) no intersectantes entre sí denominados elementos finitos. El conjunto de elementos finitos forma una partición del dominio también denominada discretización. Dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos representativos llamados nodos. Dos nodos son adyacentes si pertenecen al mismo elemento finito; además, un nodo sobre la frontera de un elemento finito puede pertenecer a varios elementos. El conjunto de nodos considerando sus relaciones de adyacencia se llama malla (Ochoa *et al*, 2009).

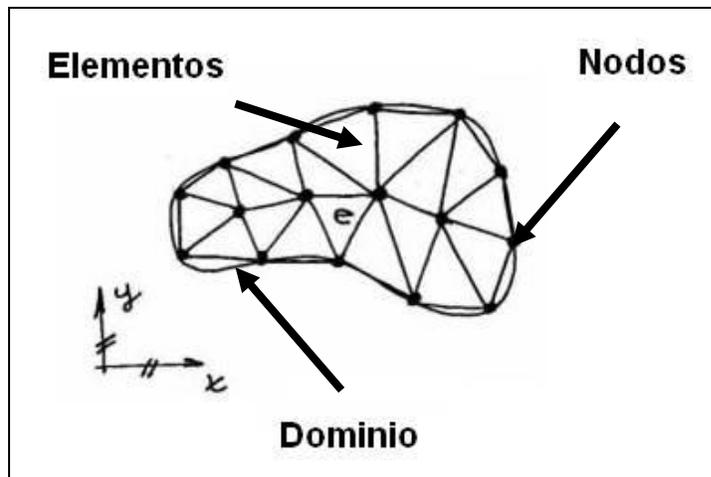


Figura 3.1. División del dominio en subdominios (Casanova, 2005).

Los problemas de mecánica del medio continuo corresponden a problemas físicos que tienen infinitos grados de libertad. Naturalmente, el modelo físico que el ingeniero utiliza para representar la realidad no puede basarse en un modelo de infinitos grados de libertad. Se debe entonces adoptar un criterio válido y práctico que permita aplicar un modelo matemático al modelo físico propuesto. Este criterio es denominado discretización, es decir, el modelo físico debe contener un número finitos de

grados de libertad. Esta discretización es importante ya que el número de interconexiones entre zonas del continuo y sus vecinas es infinito. Entonces, para que una solución numérica sea viable, sólo deben considerarse los grados de libertad definidos en los nodos de la discretización o malla de elementos finitos. La figura 3.2 muestra un ejemplo de discretización en una plancha de acero sometida a cargas coplanarias (Cerrolaza, 2006).

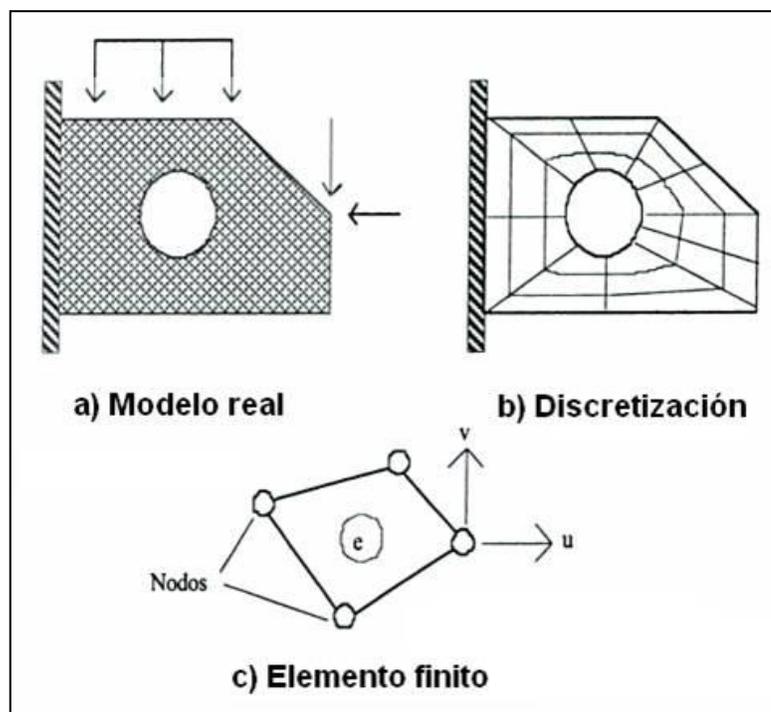


Figura 3.2. Discretización de una plancha de acero (Cerrolaza, 2006).

La discretización del dominio en elementos de geometrías sencillas no puede necesariamente representar a cabalidad todos los detalles de la frontera del dominio global, constituyendo esto una primera aproximación del método. Sin embargo, esta aproximación es mejorable aumentando el número de elementos que se utiliza en la discretización del dominio (refinamiento de la malla), tal como se muestra en la figura 3.3. (Casanova, 2005).

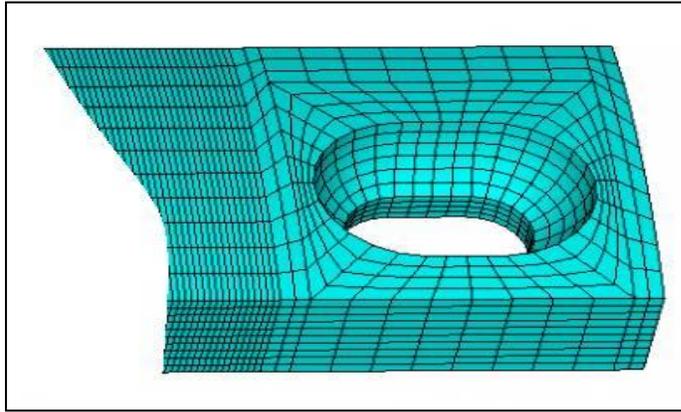


Figura 3.3. Mallado de una placa DCP (Sánchez *et al*, 2002)

Una vez discretizado el dominio en elementos (dominio mallado), estos elementos se ensamblan entre si mediante la aplicación de condiciones de compatibilidad para los desplazamientos en los nodos de los mismos. Esto equivale a encontrar expresiones para la energía potencial y cinética de todo el sólido. Finalmente, las condiciones de contorno se imponen sobre la ecuación matricial global y entonces se resuelve el problema estimando la función \mathbf{u} y otras funciones de interés como las deformaciones $\boldsymbol{\varepsilon}$ y los esfuerzos $\boldsymbol{\sigma}$ (Casanova, 2005).

3.1.1 Aplicación del método

Los cálculos se realizan sobre una malla o discretización creada a partir del dominio con programas especiales llamados generadores de mallas, en una etapa previa a los cálculos que se denomina pre-proceso. De acuerdo con estas relaciones de adyacencia o conectividad se relaciona el valor de un conjunto de variables incógnitas definidas en cada nodo y denominadas grados de libertad. El conjunto de relaciones entre el valor de una determinada variable entre los nodos se puede escribir en forma de sistema de ecuaciones lineales (o linealizadas). La matriz de dicho sistema de ecuaciones se llama matriz de rigidez del sistema. El número de ecuaciones de dicho sistema es proporcional al número de nodos (Ochoa *et al*, 2009).

Típicamente el método de los elementos finitos se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas las deformaciones y tensiones respectivamente, cuando se trata de un problema de mecánica de sólidos deformables o más generalmente un problema de mecánica de medios continuos. El método de los elementos finitos es muy usado debido a su generalidad y a la facilidad de introducir dominios de cálculo complejos (en 2D o 3D). Además el método es fácilmente adaptable a problemas de transmisión de calor, de mecánica de fluidos para calcular campos de velocidades y presiones (mecánica de fluidos computacional, CFD) o de campo electromagnético. Dada la imposibilidad práctica de encontrar la solución analítica de estos problemas, con frecuencia en la práctica de ingeniería los métodos numéricos y, en particular, los elementos finitos, se convierten en la única alternativa práctica de cálculo (Ochoa *et al*, 2009).

Su idea básica es muy sencilla: dado un sólido, sometido a un sistema de cargas, el método consiste en subdividir el sólido en pequeñas partes (elementos) interconectadas entre sí a través de los nodos de los elementos, de manera que se supone, que el campo de desplazamientos en el interior de cada elemento, puede expresarse en función de los desplazamientos que sufren los nodos del elemento (desplazamientos nodales); posteriormente, se podrá determinar la matriz de rigidez de cada elemento, las cuales una vez ensambladas (siguiendo los pasos del análisis matricial de estructuras), permitirán la obtención de los desplazamientos en los nodos de cada elemento. De esa manera, una vez conocidos dichos desplazamientos, se puede determinar, de una forma aproximada como ya se dijo antes, las tensiones y las deformaciones (ver figura 3.4) en el interior del elemento (Universidad Carlos III de Madrid, 2009).

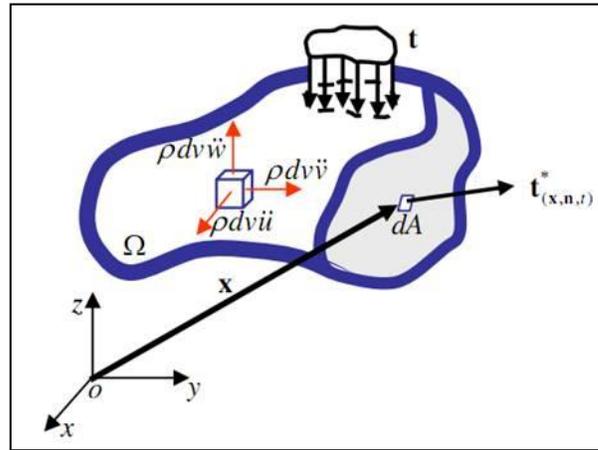


Figura 3.4. Ejemplo de fuerzas que actúan sobre un sólido (Casanova, 2005).

En el análisis con elementos finitos, se considera un dominio el cual es discretizado con elementos conectados entre sí por nodos. Los desplazamientos en sistema de coordenadas locales en cada elemento se asumen como una función de los desplazamientos en el punto nodal del elemento *n*. Por lo tanto para el elemento *m* se tiene (Cerrolaza, 2008):

$$u^m(x, y, z) = N^m(x, y, z) \hat{U} \quad (3.1)$$

Donde N^m es la matriz de interpolación de desplazamientos del elemento *m*, y \hat{U} el vector de las componentes de desplazamiento en todos los nodos.

Las deformaciones asociadas al campo de desplazamiento son (Cerrolaza, 2008):

$$\epsilon^m(x, y, z) = B(x, y, z) \hat{U} \quad (3.2)$$

Donde *B* es la matriz deformación – desplazamiento.

Los esfuerzos en el elemento finito relacionados a las deformaciones del elemento y a los esfuerzos elementales iniciales (Cerrolaza, 2008):

$$\sigma^m = E^m \varepsilon^m + \sigma_j^m \quad (3.3)$$

Donde E es la matriz de elasticidad del elemento m y σ_j^m son los esfuerzos iniciales (Cerrolaza, 2008).

3.1.2 Principio de desplazamientos virtuales

La base de la solución de elementos finitos basada en los desplazamientos, es el Principio de los Desplazamientos Virtuales, establece que el equilibrio de un cuerpo requiere que, para desplazamientos virtuales pequeños aplicados a un cuerpo en estado de equilibrio, el trabajo total virtual interno sea igual al trabajo total virtual externo (Cerrolaza, 2008):

$$\int_V \bar{\varepsilon}^T \sigma dV = \int_V \bar{U}^T f^B dV + \int_{S_f} \bar{U}^{SfT} f^{Sf} dS + \sum_I \bar{U}^i T R_C^i \quad (3.4)$$

Donde \bar{U} son los desplazamientos virtuales, $\bar{\varepsilon}$ son las correspondientes deformaciones virtuales y $f^{B,fSf}$ y R_C^i son las cargas aplicadas. La ecuación de equilibrio dinámico lineal en el dominio del tiempo o ecuación de movimiento para un sistema de elementos finitos viene dada por (Cerrolaza, 2008):

$$M\ddot{u}(t) + Ku(t) = f(t) \quad (3.5)$$

Siendo f el vector de fuerzas nodales equivalente y, \ddot{u} y u las aceleraciones y desplazamientos respectivamente, K es la matriz de rigidez

y M la matriz de masa tal como se muestra en las ecuaciones 3.6 y 3.7 respectivamente (Cerrolaza, 2008).

$$K = \int_V B^m T C^m B^m dV \quad (3.6)$$

$$M = \int_V \rho^m N^m T N^m dV \quad (3.7)$$

Donde ρ^m es la densidad de masa del elemento m (Cerrolaza, 2008).

3.1.3 Funciones de forma

Siguiendo la metodología de Rayleigh-Ritz se propone la siguiente aproximación para los desplazamientos de un punto cualquiera dentro del elemento (Casanova, 2005):

$$u^e(x,t) \approx \sum_{i=1}^{n_n} \Phi_{i(x)} q_{i(t)}^e = \left[\Phi_1(x) \Phi_2(x) \dots \Phi_{n_n}(x) \right] \left\{ \begin{array}{c} q_1^e(t) \\ q_2^e(t) \\ \vdots \\ q_{n_n}^e(t) \end{array} \right\} = N_{(x)} q_{(t)}^e \quad (3.8)$$

Donde los términos de las matrices $\Phi_{i(x)}$ son funciones de Rayleigh-Ritz, dependientes de las coordenadas espaciales, y cuyo dominio se limita al del elemento. Estas funciones se escogen de tal forma que para las posiciones nodales toman un valor unitario o se anulan, puesto que los vectores $q_{i(t)}^e$ representan los desplazamientos nodales. Para cualquier otra posición dentro del elemento, los desplazamientos son una interpolación de los desplazamientos nodales, por lo cual a estas funciones se les denomina

funciones de interpolación o funciones de forma. Así, la matriz $N_{(x)}$ se denomina matriz de funciones de forma (Casanova, 2005).

3.1.3.1 Propiedades de las funciones de forma

Las propiedades de las funciones de forma son (Frías, 2004):

- Derivabilidad: Si el operador S es de orden m la función de forma deberá soportar la m -ésima derivada.
- Integrabilidad: Un vez realizada la m -ésima derivada, la función de forma debe ser integrable.
- Semejanza con las leyes de distribución de corrimientos: Las leyes de distribución de corrimientos son continuas, por lo que también deben ser las funciones una vez aplicado el operador S
- Condición de polinomio completo: Si la función de forma escogida es polinómicas, lo que suele ser lo más habitual, para que la función se aproxime hasta el término m -ésimo a la solución real, el polinomio debe ser completo.

3.1.3.2 Tipos de funciones de forma

En cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos, primarios, secundarios e intermedios, como se muestran en la figura 3.5. Las funciones de forma se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos (Frías, 2004):

- Serendípidas: en las que sólo existen nodos frontera (primarios y secundarios).
- Lagrangianas: Incluyen además nodos intermedios.

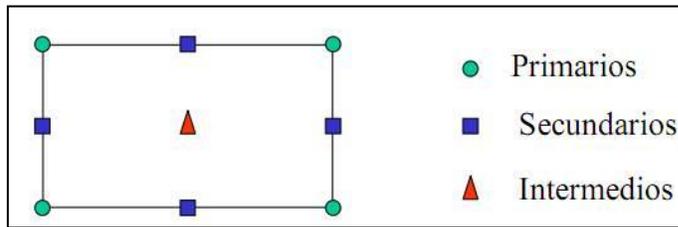


Figura 3.5. Tipos de nodos de un elemento (Frías, 2004)

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia tal como se muestra en la figura 3.6 (Frías, 2004).

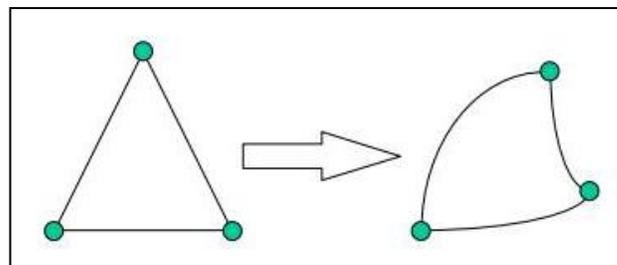


Figura 3.6. Transformación de la geometría empleando funciones de interpolación (Frías, 2004)

3.1.4 Aplicaciones

Los métodos de elementos finitos constituyen hoy en día un procedimiento habitual de cálculo en mecánica estructural y en mecánica de sólidos en general. En su aplicación a la elasticidad, el método de elementos finitos puede interpretarse como una forma aproximada de resolver las ecuaciones de equilibrio, provenientes del principio de los trabajos virtuales. El método así obtenido es el método de la rigidez o de los desplazamientos, en el cual, las fuerzas y los desplazamientos se calculan a partir de las incógnitas primarias, que son los desplazamientos de los nodos. En el método de las fuerzas, sin embargo, las incógnitas

principales son las fuerzas internas y a partir de éstas, se calculan los desplazamientos (Adarraga, 2007).

El método de los Elementos Finitos es una virtualización de los problemas físicos reales, que en un problema real existen muchas fenómenos e interacciones, procesos de fabricación, casos de carga, condiciones de contorno, propiedades mecánicas de los materiales que en muchas ocasiones resultan imposibles de medir y/o caracterizar esa propiedad en cuestión (Simulación por el Método de los Elementos Finitos, 2009).

Por lo tanto, es responsabilidad del analista asumir las simplificaciones adecuadas, para conseguir la mejor aproximación a la solución del problema, en un plazo de tiempo corto, con un uso de recursos adecuados y con una precisión acorde a los datos iniciales de partida y a los objetivos marcados del cálculo. A continuación se presentan varios escenarios (Simulación por el Método de los Elementos Finitos, 2009):

- En fase conceptual de nuevos diseños, permite realizar estudios de sensibilidad de diferentes geometrías, o parámetros, selección de materiales, dimensionamientos generales de componentes y conjuntos, para en que posteriores fases de desarrollo se optimice el producto o prediseños.
- En fases de cotización de nuevos productos bajo cuaderno de cargas, nos permite conocer los estados tensionales, deformaciones, número de ciclos esperados, puntos potenciales de fallo, entre otros, antes de la realización de prototipos y así ajustar nuestra oferta, siendo más competitivos y eficaces.
- En la fase de desarrollo se permitirá optimizar y llegar al nivel de detalle que se considere oportuno, tanto en geometría, espesores, formas, materiales empleados, distribución de masas, nervios, tipo de uniones,

entre otros, con el fin de tener el producto óptimo que mejor cumpla las especificaciones.

- El método de los elementos Finitos (MEF) permite abordar problemas altamente no lineales, en los que existan contactos entre componentes, grandes deformaciones de los materiales, modos de fallo de los materiales, así como efectos dinámicos, un ejemplo son las simulaciones de choque. También permitirá analizar problemas en los que existan interacciones entre distintos campos de la mecánica, como es el caso de los problemas termo-estructurales.

3.1.5 Diseño y análisis mediante programas de análisis por elementos finitos

Si se utiliza un programa para el análisis por elementos finitos (AEF) se puede ayudar a reducir el tiempo total de desarrollo de un diseño, reduciendo el número de ciclos que incluyen modelo, pruebas, ensayos y evaluación. En la actualidad existen numerosos programas AEF, tales como ABAQUS, COSMOS, ANSYS, NASTRAN, STRUDL, CAEPIPE, entre otros. De todos ellos se utilizará el ABAQUS por tratarse de una herramienta versátil de análisis por elementos finitos que posee una extensa librería de elementos finitos, así como su extensa lista de modelos que simulan el comportamiento de una gran mayoría de materiales.

También porque es la herramienta de trabajo disponible en los espacios del CEBIOMECH-UC.

CAPÍTULO 4

Marco Metodológico

En el siguiente capítulo se presenta de forma detallada la metodología necesaria para llevar a cabo el desarrollo de la presente investigación, con el fin de ilustrar de forma clara y precisa la secuencia de pasos considerados para obtener el diseño y construcción del conjunto placa-tornillo.

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

4.1.1 Revisar bibliografía

El desarrollo de la presente investigación se inicia con una revisión bibliográfica, basada en antecedentes y publicaciones relacionadas con el uso y colocación de dispositivos de osteosíntesis, específicamente de las placas de fijación interna y sus tornillos, a manera de comprender los principios empleados para el diseño y construcción del conjunto.

En esta sección se muestra información completa acerca de la anatomía ósea, para conocer las características más relevantes del hueso en estudio, se describe la biología ósea, es decir las células que intervienen en el proceso de formación ósea. También se estudiará la biomecánica del hueso y su respuesta a la aplicación de las cargas a las que pudiera estar sometido y originarían en él algún tipo de fractura. Adicionalmente, se analizarán los tipos de fracturas más frecuentes, para así conocer las técnicas de fijación que se

usan en estos tipos de trauma, haciendo énfasis en las placas de fijación interna; con el fin de conocer su funcionamiento y aplicación.

4.1.2 Proponer un modelo basado en una placa y tornillos existentes

Una vez concluida la fase de revisión bibliográfica, se plantean los modelos fundamentados en la información recopilada. Para ello se determinará la solución más idónea aplicando las técnicas de diseño creativo, establecido en Vílchez (2001) basada en las características esperadas de las soluciones propuestas a través de los requerimientos de los médicos especialistas, las limitaciones propias de la placa y en la evaluación de las características de las placas y tornillos existentes en el mercado o en las investigaciones previas.

Posteriormente, se determinan las condiciones de contorno del modelo estableciendo las condiciones críticas a las cuales puedan verse sometidos. Se desarrolla el modelo computacional usando un programa de diseño asistido por computadora (CAD) que servirá posteriormente para generar el mallado en elementos finitos a través del programa ABAQUS. La finalidad de la propuesta del conjunto placa-tornillo es obtener un diseño que sea práctico, eficiente, de bajo costo y que cuente con la aceptación de los especialistas y a su vez anatómico al hueso sin perjudicar al mismo.

4.1.3 Elegir el material

Paralelamente a la actividad anterior, se procede a seleccionar el biomaterial que se va a usar en el diseño, análisis y fabricación del modelo, de acuerdo a las ventajas y desventajas de los mismos considerando que el material elegido debe ser de comercialización nacional y empleando los principios de biocompatibilidad establecidos según las normas correspondientes.

4.1.4 Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos (MEF)

A manera de determinar las tensiones y deformaciones a las cuales será sometido el conjunto placa-tornillo en condiciones de trabajo se procede a analizar los modelos propuestos a partir de la utilización del programa de análisis de elementos finitos, empleando tres módulos de trabajo:

Pre-proceso: Consiste en la tarea de discretizar el modelo real (continuo, pieza física o conjunto) en elementos y nodos (mallado) en los cuales se calcularán los desplazamientos, deformaciones, tensiones y otras magnitudes. Los pasos que siguen son los siguientes:

- Dibujo del modelo o importación del mismo si se ha generado por medio de un sistema CAD que genere archivos en formatos compatibles.
- Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función de tipo de cálculos a realizar, el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación. Por ejemplo, elementos especiales para cálculos de tensiones planas, tensiones 3D, entre otras.
- Mallado de los componentes del modelo o modelos (creación de nodos y elementos).
- Selección y asignación de los materiales a emplear en la simulación, que pueden obtenerse por librerías, o ser definidos por el usuario.
- Asignación de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
- Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales).

Cálculo: Se realiza la creación y resolución del sistema de ecuaciones matriciales. El programa realiza todo el cálculo del MEF y genera las soluciones. Los pasos que siguen son los siguientes:

- Selección del tipo de fenómeno físico que se quiere estudiar, por ejemplo si es un cálculo transitorio, en régimen armónico, estático, entre otros.
- Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, número de iteraciones, entre otros.
- Inicio y fin del cálculo: El programa transfiere las cargas al modelo, genera las matrices de rigidez, realiza la triangulación de la matriz, resuelve el sistema de ecuaciones y genera la solución.

Post-proceso: Una vez resueltas las matrices y generado los ficheros de resultados, analizar éstos de forma grafica, tabulada, entre otros. La herramienta permite la representación gráfica de los resultados, así como resultados indirectos que se pueden obtener operando las soluciones del modelo.

4.1.5 Fabricar el modelo propuesto

A partir de las especificaciones del conjunto placa-tornillo se deben seleccionar los procesos de fabricación adecuados de acuerdo a la disposición y accesibilidad de un centro de mecanizado y el personal calificado para la fabricación del mismo.

4.1.6 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado

Se evalúa experimentalmente el comportamiento biomecánico del conjunto placa-tornillo así como también la resistencia mecánica.

4.1.7 Evaluar el diseño propuesto

Se verifica si existe correspondencia entre los resultados teóricos (obtenidos a través del método de elementos finitos y el cálculo analítico) y los resultados de los ensayos experimentales obtenidos a través del modelo construido.

CAPÍTULO 5

Resultados numéricos

En este capítulo se presenta los aspectos generales del diseño del conjunto placa-tornillo de fijación de fractura. En primer lugar, se genera un modelo del sistema placa-hueso-tornillos, usando el programa de Análisis de Elementos Finitos ABAQUS 6.8, definiendo las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y el comportamiento de tensiones que se producen en el antebrazo en dos situaciones distintas. Finalmente, se muestran los resultados destacando la distribución de los esfuerzos equivalentes de Von Mises empleado para determinar el factor de seguridad para las condiciones de trabajo del conjunto placa-tornillo.

5.1 DISEÑO DE LA PLACA Y TORNILLOS

5.1.1 Placa de compresión dinámica de contacto limitado

La placa propuesta a continuación es el resultado del rediseño de modelos previamente existentes. Este proceso se llevó a cabo considerando implantes comerciales los cuales se adaptaron a los requerimientos del traumatólogo que específicamente solicitaba sistemas de fijación interna con el menor espesor posible.

La geometría propuesta para el modelo corresponde a una placa de compresión dinámica de contacto limitado (LC-DCP) angosta (Agujeros

alineados), diseñada para el abordaje de la parte posterior de las fracturas de antebrazo.

En la figura 5.1 se puede observar la placa LC-DCP para fracturas de antebrazo. La placa a estudiar es de ocho (8) agujeros, los cuales sirven para fijar la placa al hueso mediante el uso de tornillos de 3,5 mm. La geometría de estos agujeros se define gracias a la unión de varios sólidos que permiten que el tornillo tenga libertad de girar 40° sobre el eje longitudinal y 7° respecto al eje transversal de la placa, según sea la necesidad de colocación que se determina por el tipo de fractura a tratar.

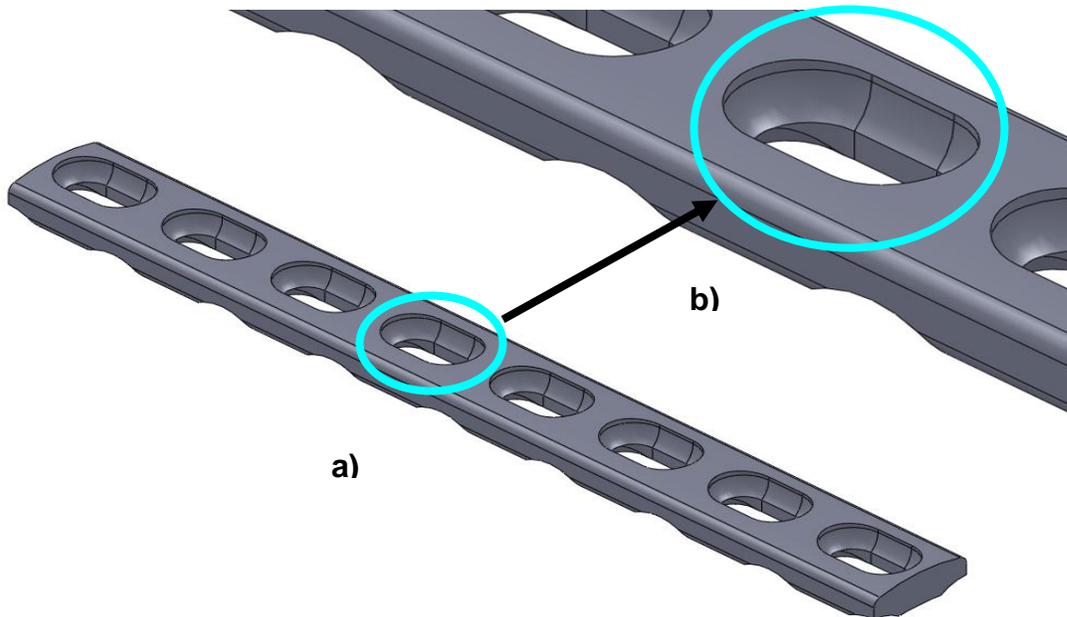


Figura 5.1. Placa LC-DCP de 3,5 mm. (a) Vista isométrica superior de la placa, (b) Detalle de La cara superior del agujero

Como se puede observar en la figura 5.2 la placa LC-DCP posee una curvatura transversal, la cual permite que se amolde mejor a la superficie del hueso y genere menos lesión durante su retirada. Dicha curvatura está definida por la distancia entre el punto más alto de la cara inferior de la placa y el punto más bajo de la misma, dicha distancia debe ser igual o menor al cociente del ancho entre seis (6) (ASTM F 382-99, 2003).

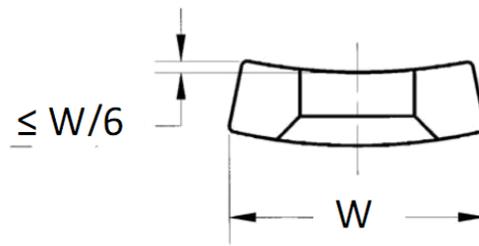


Figura 5.2. Vista frontal del modelo de la placa LC-DCP (ASTM F 382-99,2003)

Adicionalmente en la figura 5.3 se aprecia que la placa cuenta con bordes redondeados hechos con la finalidad de evitar rupturas de tejidos blandos y una serie de surcos en la superficie inferior, los cuales mejoran la circulación sanguínea al reducir al mínimo el daño producido por el contacto entre la placa y el hueso, permitiendo que se cree un pequeño puente óseo por debajo de la placa, en lugar de gran debilidad y por ende la remodelación inducida por la placa, es escasa (Romero *et al*, 2002).

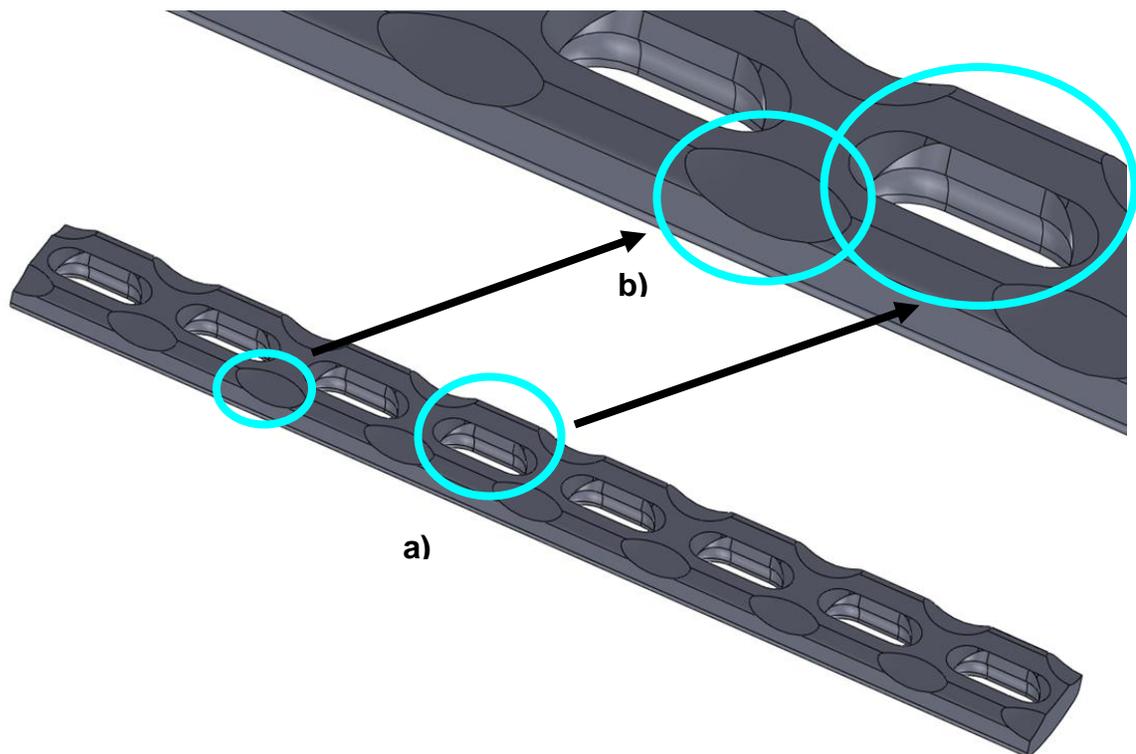


Figura 5.3. Placa LC-DCP de 3,5 mm. (a) Vista isométrica inferior de la placa, (b) Detalle de la cara inferior del agujero

5.1.2 Tornillo cortical de 3,5 mm

En la figura 5.4 se muestra el modelo del tornillo cortical propuesto, el cual resultó de la combinación del rediseño de modelos ya existentes y de la aplicación detallada de la norma bajo la cual se rige su diseño y construcción.

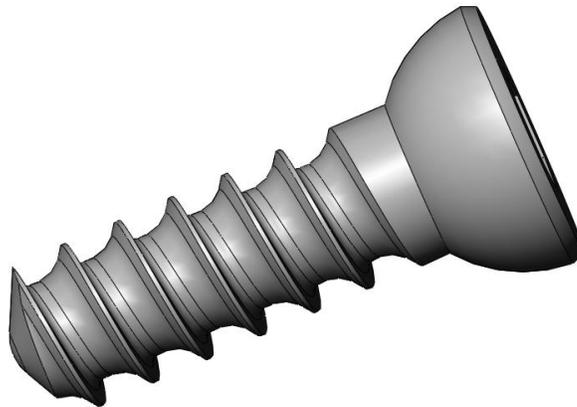


Figura 5.4. Tornillo cortical de 3,5 mm

Los tornillos de cortical presentan rosca en todo su vástago y existen diferentes medidas para los distintos tamaños de los huesos (ver figura 5.5) (Müller et al. 1990).

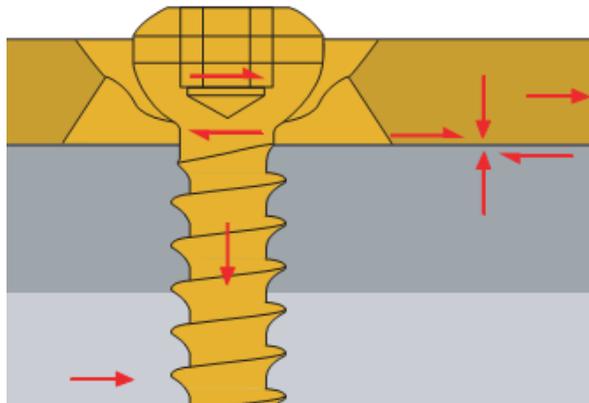


Figura 5.5. Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3,5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso (Synthes, 2009)

La geometría del mismo viene dada por una serie de características de acuerdo a su uso, entre las cuales se encuentra la forma de la cabeza, que

trabaja en conjunto con los agujeros para hacer posible la compresión dinámica y el detalle de la rosca (ver figura 5.6) que garantiza una buena fijación al hueso.

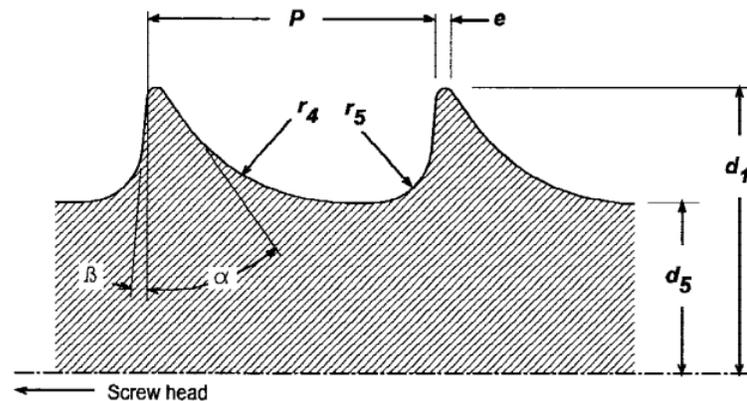


Figura 5.6. Parámetros de diseño de la rosca de tornillos de cortical (ASTM F 543-02, 2003)

5.1.3 Sistema analizado

Para la placa y el tornillo se genera un modelo en el cual se aprecia la interacción entre la placa, el hueso y los tornillos (ver figura 5.7), simulando el sistema global.

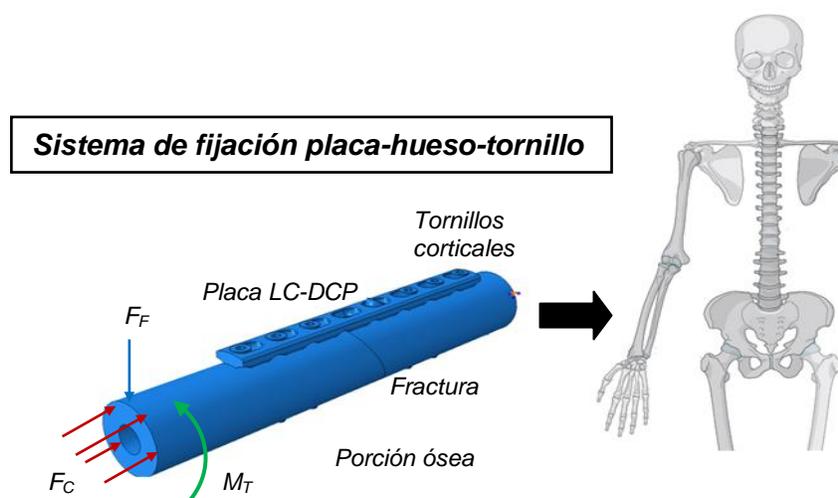


Figura 5.7. Sistema analizado placa-hueso-tornillo de cortical

Placa: El modelo corresponde a la geometría de la placa LC-DCP estrecha de ocho (8) agujeros de 3,5 mm descrita anteriormente, con un espesor de 4 mm, 11 mm de ancho y 103 mm de longitud.

Hueso: Se representan como dos cilindros huecos con un diámetro externo de 23 mm e interno de 9 mm, con 75 mm de longitud para cada cilindro, en contacto en el extremo medio con el fin de representar una fractura del tipo oblicua.

Tornillos de fijación: Siete (7) tornillos de cortical 3,5 mm de diámetro de rosca y 6 mm de diámetro en la cabeza, los cuales atraviesan ambas corticales y son colocados en posición de compresión para fijar la placa y simular la compresión dinámica, dando estabilidad al conjunto.

Cabe destacar que para efectos del presente análisis, se considera únicamente la densidad de la región ósea cortical, despreciando los efectos de la densidad de la médula ósea presente en el interior del hueso, basado en estudios previos (Cerrolaza, 2002; González, 2005); en los cuales se sugiere ignorar la repercusión de la médula ósea dado que no se transmiten cargas significativas.

La geometría del sistema se obtuvo a partir del módulo de diseño asistido por computadora AutoCAD, el cual proporciona una interfaz que permite la transferencia directa de la geometría del sistema al programa de Análisis de Elementos Finitos, exportando el modelo sólido a través del formato normalizado de intercambio de datos SAT (Tajadura *et al*, 2006).

Para el sistema global se lleva a cabo un análisis estático tridimensional con cargas constantes, y se evalúa la distribución de tensiones que se presentan bajo los siguientes estados de carga: compresión, flexión y torsión, ya que las principales sollicitaciones mecánicas generadas en los huesos causan estos efectos en cualquier implante (Woo *et al*, 1983; Browner *et al*, 1998).

La flexión y la torsión, reproducen el efecto que se ejerce tras la colocación de la placa (Woo *et al*, 1983) debido a la conexión e inmovilización de los fragmentos de la fractura, Por ejemplo, una *flexión* es generada cuando se entra en contacto con algún cuerpo, un estado de *torsión* cuando se gira la manilla de una puerta, este tipo de condición tiende a abrir la fractura, simulándose las condiciones generadas al mantener la alineación del eje neutro del hueso. Finalmente, la *compresión* representa el proceso que ocurre luego del remodelado óseo, donde el hueso empieza a absorber cargas por sí mismo y la placa solo resiste carga axial, esto se representa durante el proceso de consolidación de la fractura (Cowin, 1989).

Los valores de carga considerados para esta investigación son estimados para condiciones críticas de fractura en un adulto promedio, aunque estas pueden variar mediante la remodelación ósea, por lo que la placa es diseñada para un grado limitado de exigencias (ver tabla 5.1).

Tabla 5.1. Carga considerada para el sistema analizado placa-hueso-tornillos

Carga Axial (N)	Momento Flector (N.mm)	Momento Torsor (N.mm)
50	4500	287,5

5.1.4 Material

El material seleccionado para el diseño, análisis y fabricación de la placa es acero AISI 316L de calidad para implantes, se trata de un acero inoxidable austenítico al molibdeno y de bajo carbono, llamado acero quirúrgico por sus múltiples aplicaciones en medicina (Murty, 2003), este material es de comercialización nacional lo cual justifica su selección. El acero 316L es adecuado para la fabricación de implantes de osteosíntesis por sus propiedades de biocompatibilidad, resistencia mecánica y fácil esterilización.

La sensibilidad de este material a la corrosión intragranular es mínima, gracias a su reducido contenido en carbono. Además, la adición de molibdeno mejora su resistencia a la corrosión frente a ciertos medios muy activos, como los fluidos orgánicos (Murty, 2003).

En condiciones de recocido es no-magnético, lo que permite utilizar las técnicas de resonancia magnética nuclear para visualizar los tejidos osteoarticulares y las partes blandas próximos a los implantes (Murty, 2003).

Por otra parte, la elección de este material contempla la necesidad de reducir los costos en los servicios de salud pública en nuestro país, siendo el acero inoxidable la opción más económica dentro de las aleaciones metálicas usadas en traumatología y cirugía ortopédica.

Para los tornillos de cortical se utiliza el mismo material que en la placa (acero 316L), ya que se recomienda evitar la combinación de materiales en el conjunto placa-tornillo (Müller, 1992).

La tabla 5.2 muestra las propiedades del acero inoxidable 316L (se considera comportamiento elástico lineal), donde: (S_y) límite elástico, (S_u) resistencia a la rotura, (A) máximo alargamiento, (E) módulo elástico, (S_f) resistencia a la fatiga y (ν) relación de Poisson.

Tabla 5.2. Propiedades mecánicas del acero 316L (recocido), empleado en los implantes (American Society for Testing and Materials 1978; Comín *et al*, 1999)

Acero	S_y (MPa)	S_u (MPa)	A (%)	E (GPa)	S_f (MPa)	ν
316L	240-300	600-700	35-55	200	260-280	0,3

En general el comportamiento del hueso es anisótropo, sin embargo, se puede modelar como un material lineal elástico ortotrópico cuyas constantes

elásticas incluyen tres módulos de elasticidad, tres coeficientes de Poisson y tres módulos de rigidez (Rapoff *et al*, 2000).

La tabla 5.3 muestra las propiedades usadas en la simulación del hueso considerado ortotrópico por sencillez, donde: (E) módulo elástico en GPa, (G) módulo de rigidez en GPa y (ν) relación de Poisson adimensional.

Tabla 5.3. Constantes elásticas para el hueso cortical humano (Cowin, 1989)

Hueso	E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{13}	G_{23}	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
Cortical	12,00	13,40	20,00	4,53	5,61	6,23	0,376	0,222	0,235

Nota: La dirección tres (3) coincide con el eje longitudinal del hueso y la uno (1) y dos (2) son la radial y la circunferencial respectivamente.

5.1.5 Interacción

En el modelo se simulan las interacciones entre la placa, el hueso y los tornillos mediante los pares de contacto del tipo *superficie-superficie atados*; se encuentra entre ellos el contacto por: las dos porciones de hueso, el del hueso y los tornillos, los tornillos y la placa, y finalmente la placa y el hueso.

De lo anterior, se originan veintiún (21) pares de contacto, garantizando un buen ensamblaje del sistema y la correcta transmisión de cargas. Además, con el uso del contacto es posible calcular grandes deformaciones de manera muy eficiente, con amplios deslizamientos y modelos de fricción más elaborados.

5.1.6 Condiciones de carga y restricciones

Las condiciones de carga se aplican directamente sobre el hueso, de manera de conseguir la transmisión de esfuerzos desde el hueso y tornillos hacia la placa.

Una vez seleccionado el material de cada parte del modelo, el ensamblaje de todo el conjunto, y los pasos donde serán aplicadas las condiciones de contorno, es posible pasar a la siguiente fase en la cual se crean las interacciones de contacto, las restricciones de movimiento y la aplicación de cargas.

En el hueso se restringieron todos los desplazamientos considerándose como empotrado la zona proximal, para simular la sujeción al codo, restringiendo así los seis grados de libertad de movimiento, por otra parte las cargas fueron aplicadas del lado opuesto al empotramiento en el hueso, tal como se muestra en las figuras 5.8, 5.9 y 5.10.

Las cargas a las cuales se somete el sistema global no se aplican directamente sobre la placa sino sobre el hueso cortical. De esa manera, los esfuerzos se transmiten del hueso a los tornillos y de los tornillos a la placa.

Por otra parte, la flexión se simula con respecto al plano XY, dicho efecto tiende a abrir la fractura, y la torsión con respecto al eje X, de manera que todos los esfuerzos sean absorbidos por la placa. La carga axial seleccionada $F = 50 \text{ N}$, genera un esfuerzo de compresión en la sección transversal del hueso cortical, (ver figura 5.8). El valor de dicho esfuerzo viene dado por:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (5.1)$$

Donde A es el área de la sección transversal del hueso cortical, dado por:

$$A = \frac{\pi}{4} \cdot \left(D_{\text{externo}}^2 - D_{\text{interno}}^2 \right) \quad (5.2)$$

Sustituyendo en la ecuación (5.1) se obtiene que $\sigma = 0,14 \text{ MPa}$.

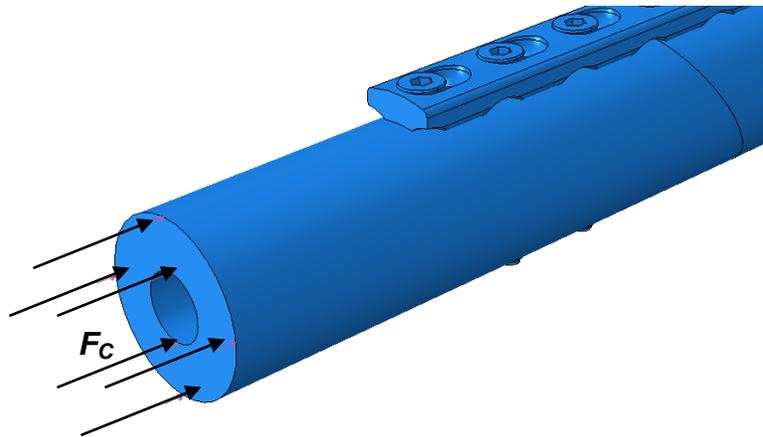


Figura 5.8. Esfuerzo de compresión generado en la sección transversal del hueso cortical con empotramiento en el extremo opuesto del hueso

El momento flector, $M = 4500 \text{ N}\cdot\text{mm}$, se modela como una fuerza puntual (F) que actúa en la parte inferior del extremo libre del hueso cortical (ver figura 5.9). El valor de la fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F \cdot L \quad (5.3)$$

Donde L es la longitud total de la suma de los dos cilindros que simulan las porciones del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión (5.3) que $F = 30 \text{ N}$.

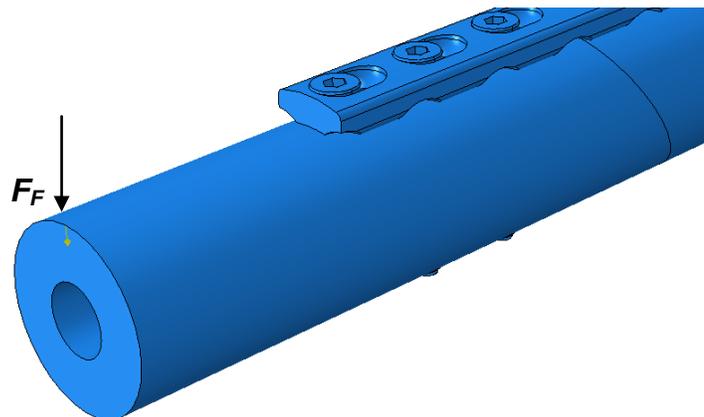


Figura 5.9. Momento flector (respecto al plano YZ) aplicado en el hueso del sistema placa-hueso-tornillos de cortical

Posteriormente para generar un estado de torsión pura $T = 287,5 \text{ N}\cdot\text{mm}$, se aplicaron pares de fuerzas (F) puntuales en la sección transversal de los extremos libres del hueso tal como se muestra en la figura 5.10. El valor de F se obtiene a través de la siguiente expresión:

$$T = F \cdot r \quad (5.4)$$

Donde r es el radio del hueso cortical. A partir de la ecuación (5.4) se tiene que $F = 25 \text{ N}$.

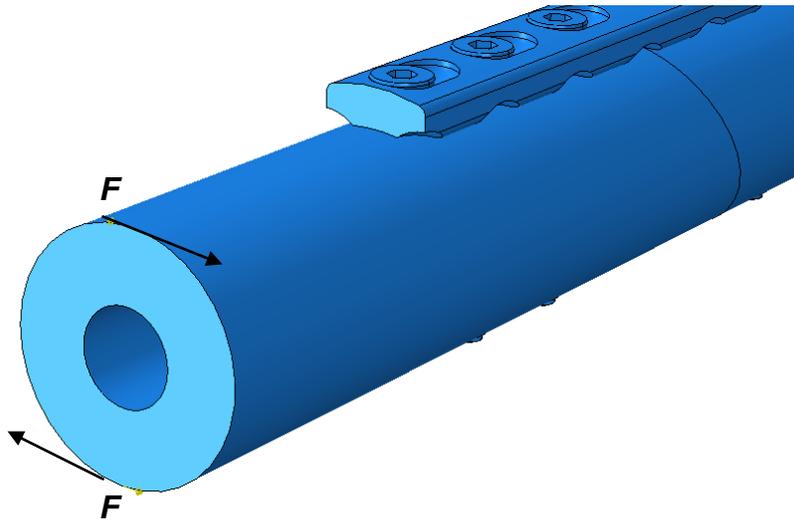


Figura 5.10. Momento torsor (respecto al eje X) aplicado en el hueso del sistema placa-hueso-tornillo de cortical

5.2 DISCRETIZACIÓN DEL SISTEMA POR ELEMENTOS FINITOS

Por las características geométricas del sistema placa-hueso-tornillos y dada las particularidades en los agujeros de ambas placas (LC-DCP 3.5 de 8 y 11 agujeros), se crea un mallado libre para todo el conjunto empleando elementos tetraédricos. Todos los cuerpos del sistema fueron mallados con C3D4, este es un elemento sólido 3-D continuo para esfuerzos y desplazamientos que lo hace apropiado para el mallado de modelos irregulares. Está definido por cuatro nodos, con tres grados de libertad en

cada uno (traslación según X, Y e Z) de orden lineal, el cual admite la formulación de materiales con plasticidad, endurecimiento, fluencia y capacidad de grandes deformaciones, además, su configuración tetraédrica le permite adaptarse a la forma de la pieza (ABAQUS versión 6.8).

Una vez creados los elementos mediante el mallado libre, se realiza el primer mallado y se refina la malla hasta obtener la convergencia del modelo, se discretiza con una malla más refinada en las zonas cercanas a los orificios, ya que es en estas regiones donde se presentan los mayores esfuerzos, a su vez se refinan los contactos entre la placa y el hueso para garantizar que no haya superposición de elementos entre las superficies. Debido a la complejidad de su geometría se coloca un mallado más denso en los tornillos para garantizar una buena distribución de los elementos del mallado.

Finalmente, se realiza un análisis de sensibilidad en el modelo, empleándose la ecuación 5.5, obteniendo los errores porcentuales entre las distintas discretizaciones; dichos errores corresponden al estado de carga a compresión con una magnitud de carga de 50 N.

$$E_P = \left(\frac{\bar{\delta}_n - \bar{\delta}_{n-1}}{\bar{\delta}_{n-1}} \right) \cdot 100 \quad (5.5)$$

Donde $\bar{\delta}_n$ representa el valor de esfuerzo obtenido, y $\bar{\delta}_{n-1}$ representa el valor de esfuerzo del mallado anterior. Sustituyendo los valores de esfuerzos máximos determinados a través del ABAQUS en la ecuación 5.9, se obtienen los valores de error a medida que aumenta el número de elementos, cuyos valores se muestran en la tabla 5.4.

Tabla 5.4. Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual para el sistema analizado

Mallado	Número de elementos	Esfuerzo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	246.381	21,27290	
2	247.797	21,26920	-0,01739
3	249.716	21,30670	0,17631
4	251.648	21,28520	-0,10091
5	256.751	21,29290	0,03618
6	263.170	21,29180	-0,00517
7	270.714	21,27190	-0,09862

Gráficamente la sensibilidad del modelo para distintos mallados se pueden observar en la figura 5.11.

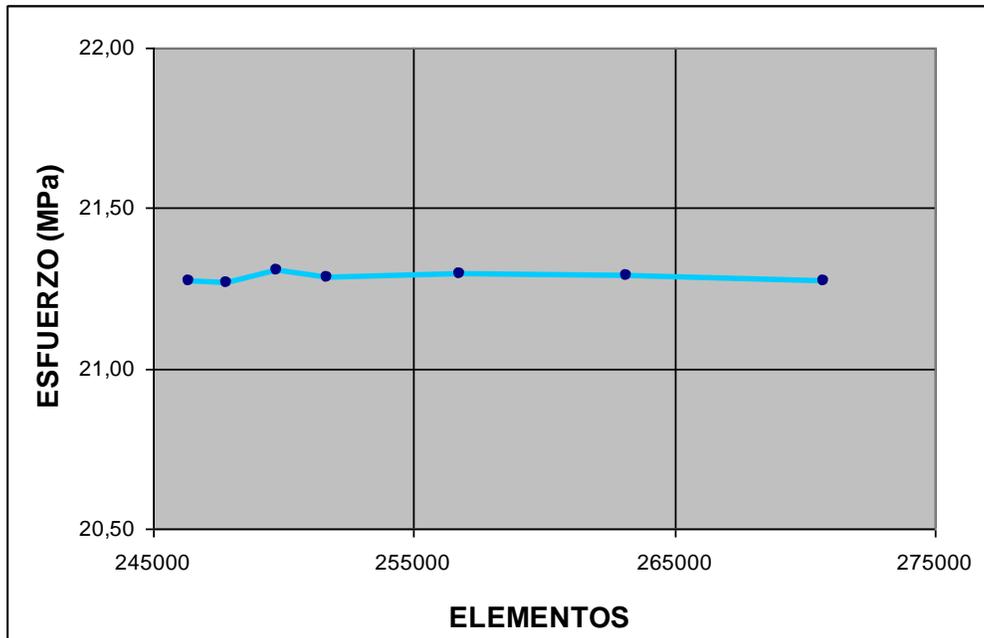


Figura 5.11. Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el sistema

El análisis de convergencia asegura la obtención de resultados precisos con el menor tiempo de computarizado posible, lo cual facilita la evaluación de los conjuntos propuestos.

Finalmente se obtiene una discretización de 256.751 elementos (ver figura 5.12) que incluyen los tornillos (ver figura 5.13), la placa y ambas mitades del hueso. Estos elementos se distribuyen de la siguiente manera:

Placa: 37.292 elementos, 9.613 nodos.

Hueso: 144.743 elementos, 32.857 nodos.

Tornillos: 74.416 elementos, 20.070 nodos (los 7 tornillos).

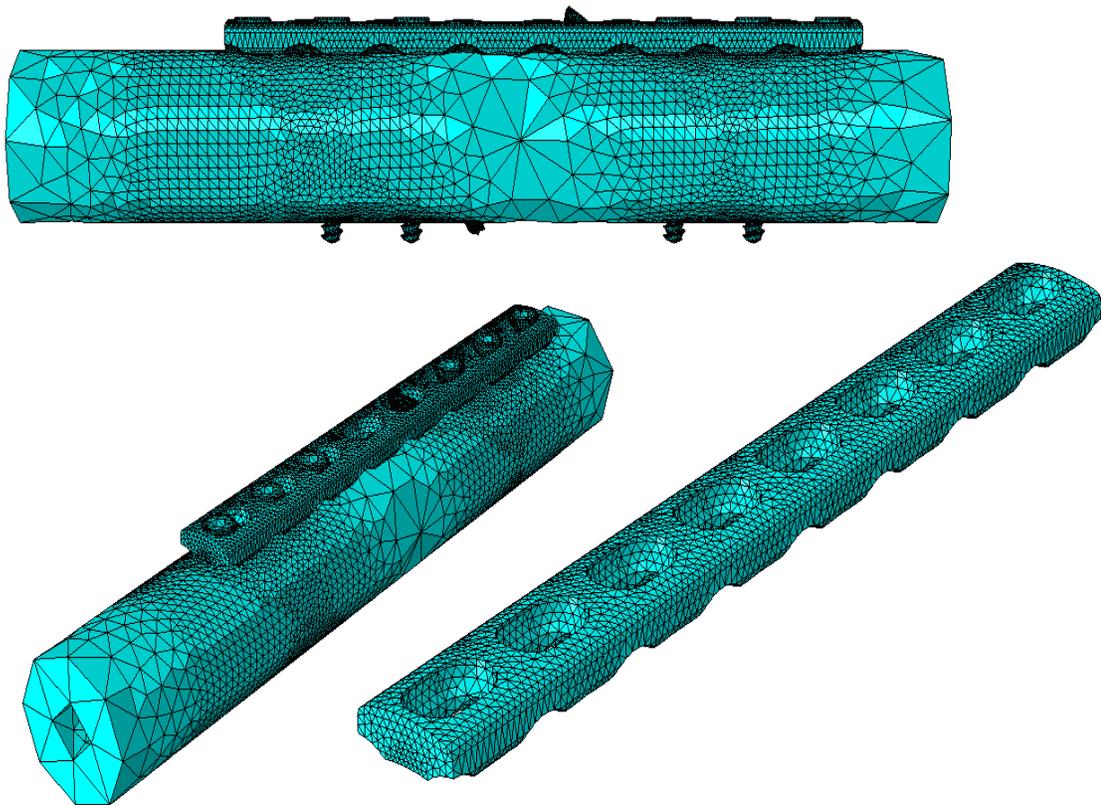


Figura 5.12. Mallado del sistema de fijación Placa LC-DCP 3.5 de 8 agujeros

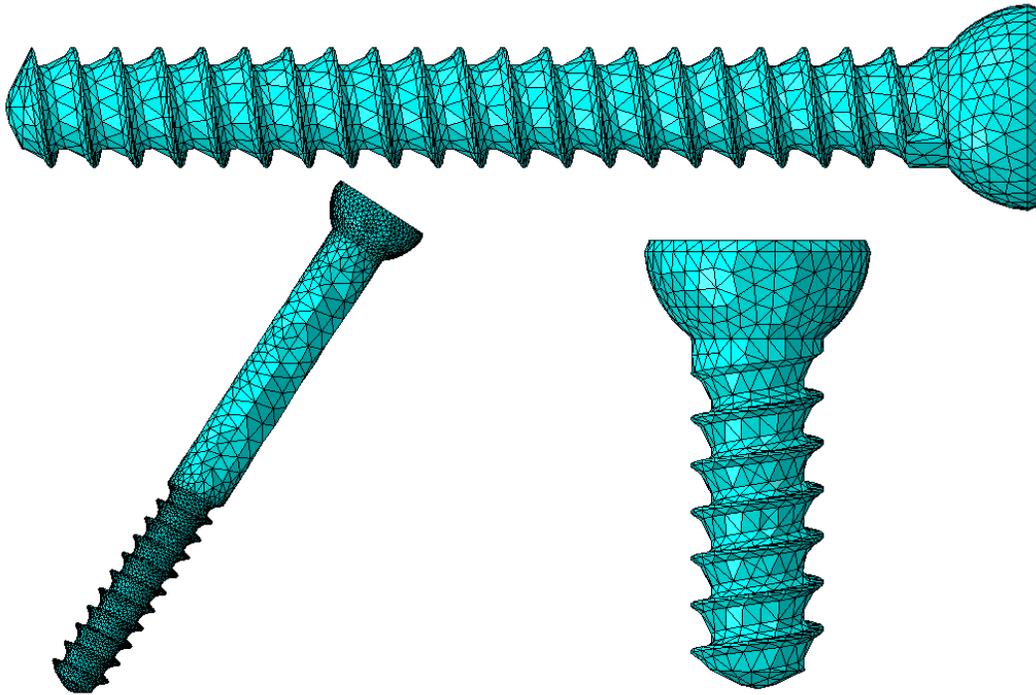


Figura 5.13. Detalle del mallado del tornillo cortical de 3,5 mm

5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Una vez realizada la simulación del modelo bajo los diferentes estados de carga se determinan los esfuerzos de Von Mises, debido a que esta teoría de falla es la más exacta para el estudio de materiales dúctiles. De acuerdo con este criterio, el modelo falla cuando en alguno de sus puntos la energía de distorsión por unidad de volumen, supera el límite de fluencia del material usado (Norton, 1999).

El programa ABAQUS versión 6.8 presenta los resultados del análisis de esfuerzos y desplazamientos a través de una escala de colores, que van desde el azul hasta el rojo los cuales representan las tensiones y desplazamientos mínimos y máximos respectivamente en cada elemento.

Para el estudio y análisis del estado de esfuerzos al cual se ve sometido el sistema de fijación, se realizó el análisis individual de cada uno de los efectos de carga, el primer estudio corresponde a la distribución de tensiones de Von Mises en el modelo cuando es sometido a compresión, para el cual se obtuvo un esfuerzo máximo de **21,2929 MPa**.

Dicho esfuerzo ocurre sobre el tornillo inclinado de manera oblicua (ver figura 5.14), el cual se encarga de unir las porciones óseas. De igual manera se aprecia la existencia de zonas esforzadas tanto en la cara superior de la placa, como en las zonas cercanas a las cabezas de los tornillos (ver figura 5.15) con un esfuerzo máximo de **6,176 MPa**.

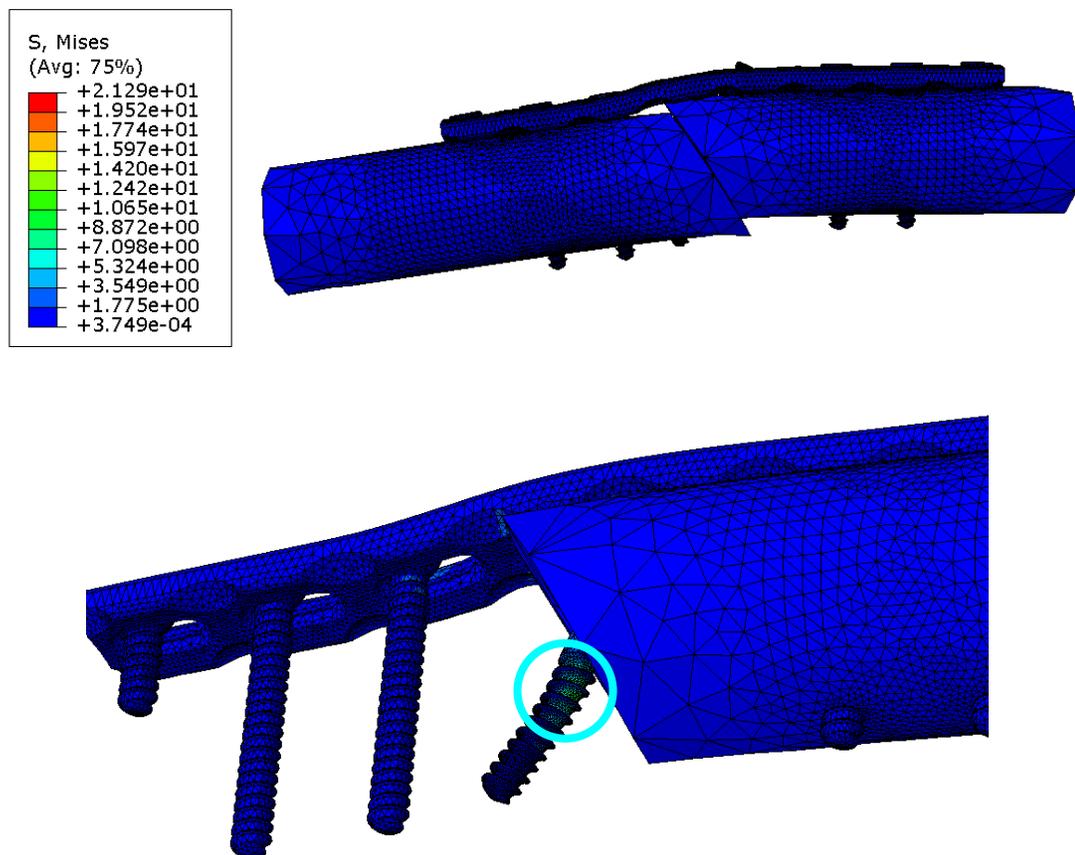


Figura 5.14. Distribución de tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema sometido a compresión

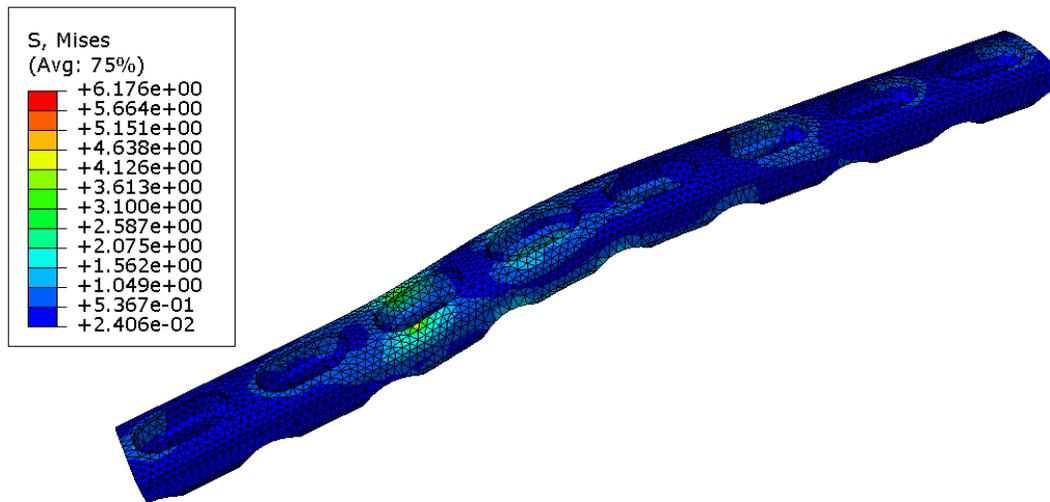


Figura 5.15. Distribución de tensiones equivalentes en la placa para el sistema sometido a compresión

En cuanto a los tornillos se observaron esforzados ligeramente en la parte superior, específicamente en sus cabezas, a excepción del tornillo inclinado el cual se observó más intensificado en el área baja de su rosca (ver figura 5.16) alcanzando el valor de esfuerzo máximo de todo el conjunto.

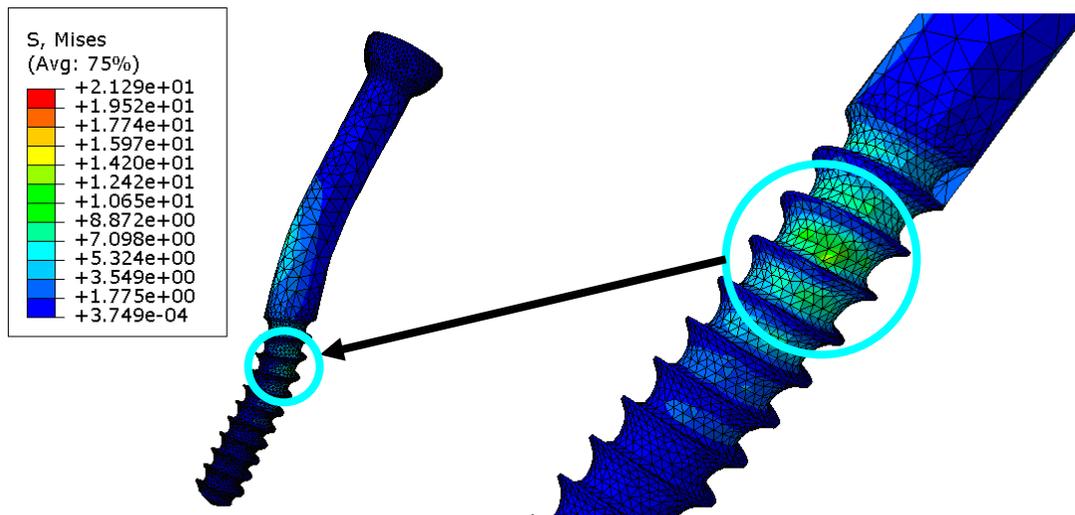


Figura 5.16. Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a compresión

Por otra parte, la figura 5.17 presenta la distribución de esfuerzos de Von Mises generados en el modelo cuando se encuentra sometido a un momento flector alrededor del eje Y, el cual tiende a abrir la fractura. Al igual que en el caso anterior se observa la concentración de esfuerzo en el tornillo inclinado, pero esta vez más pronunciados y con valores de tensiones mayores obteniéndose un máximo de **73,8838 MPa**.

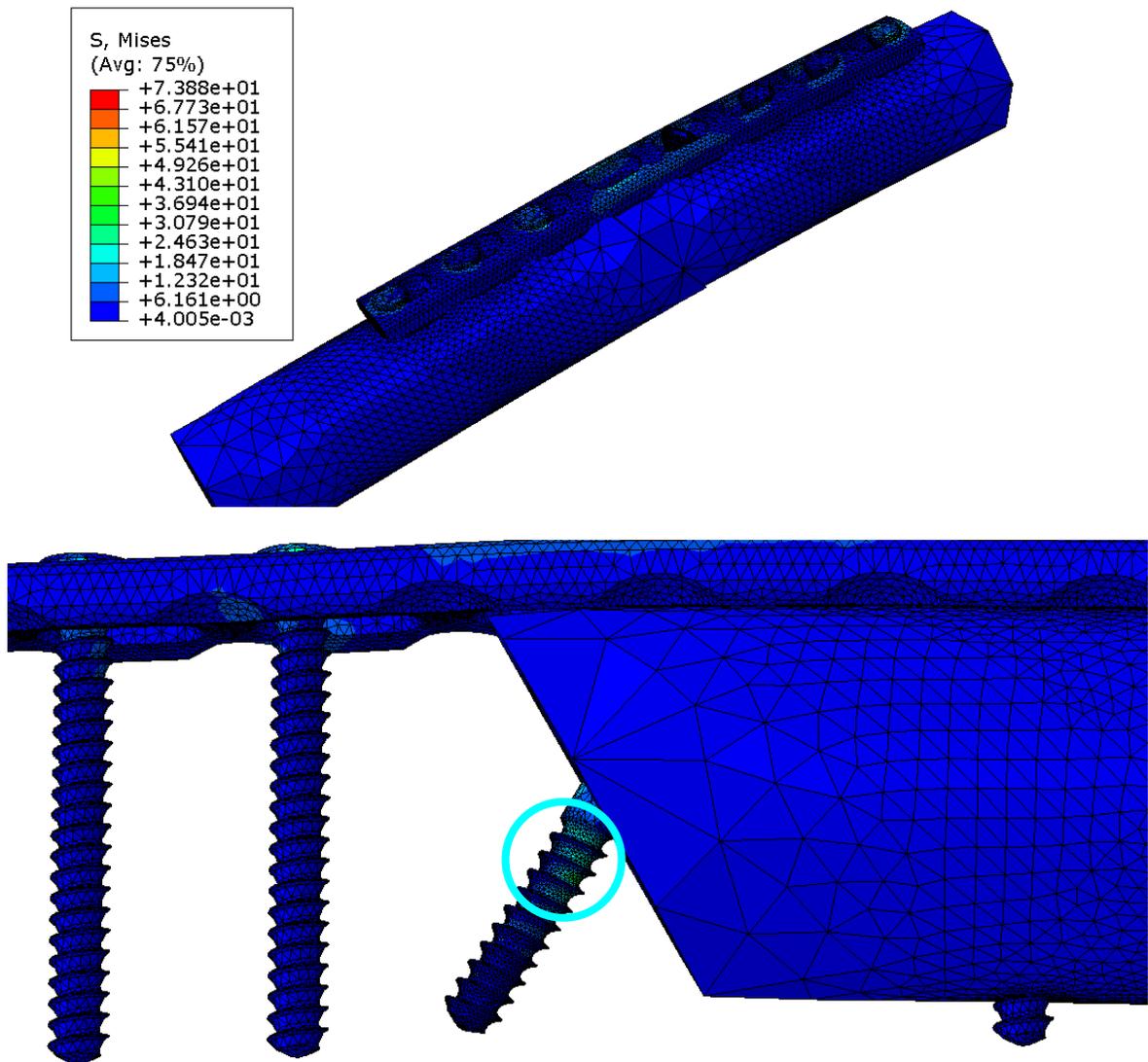


Figura 5.17. Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a flexión

Para esta condición de carga la placa tiende a actuar como palanca ejerciendo presión sobre las cabezas de los tornillos, la cual se transmite hacia los mismos (ver figura 5.18). Con respecto a la placa, el esfuerzo bajo esta condición de flexión se presenta en el agujero extremo de la misma (ver figura 5.19), en la zona de contacto con el tornillo cuando se transmite la carga a la placa de fijación alcanzándose un esfuerzo máximo de **37,86 MPa**.

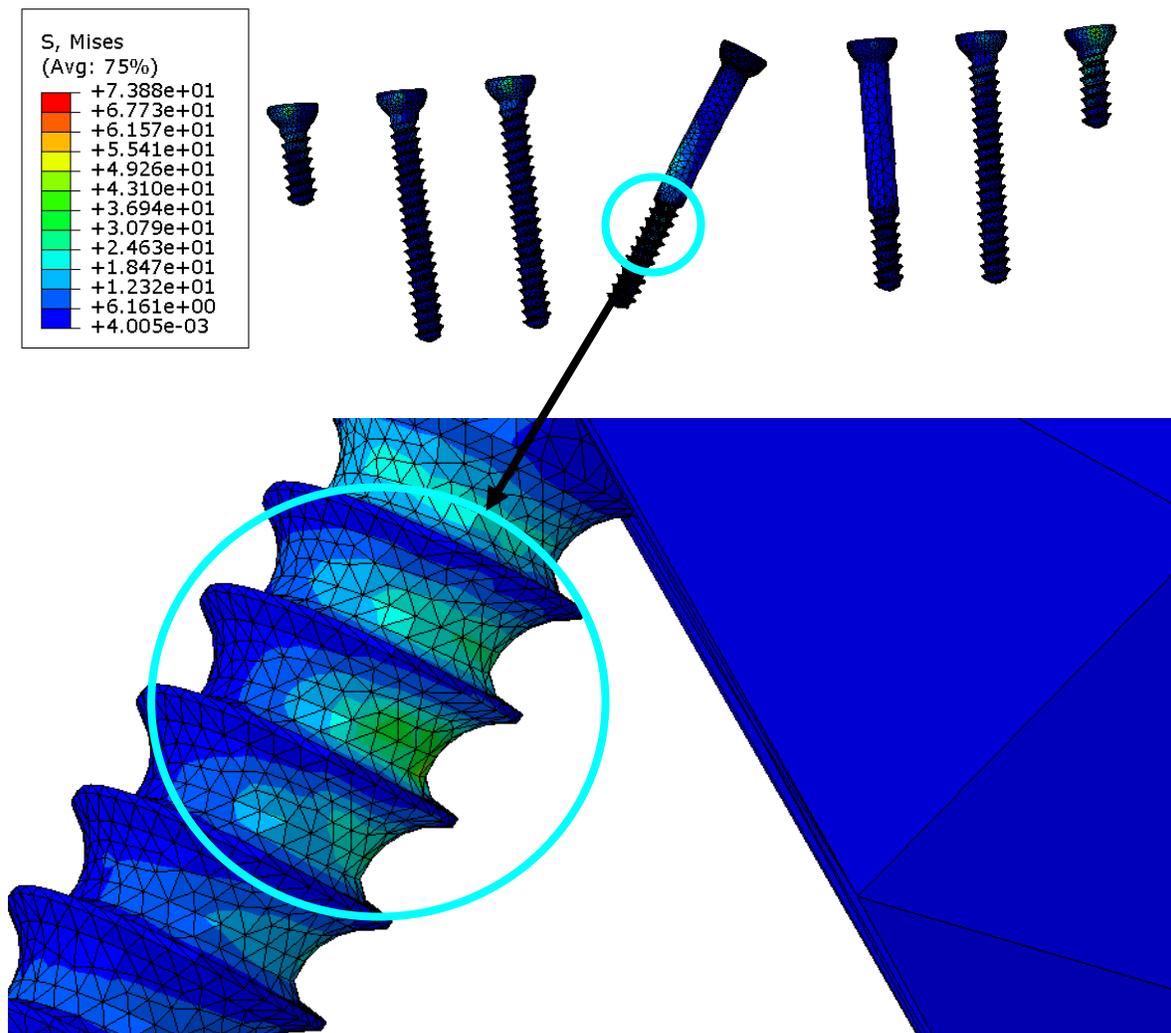


Figura 5.18. Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a flexión

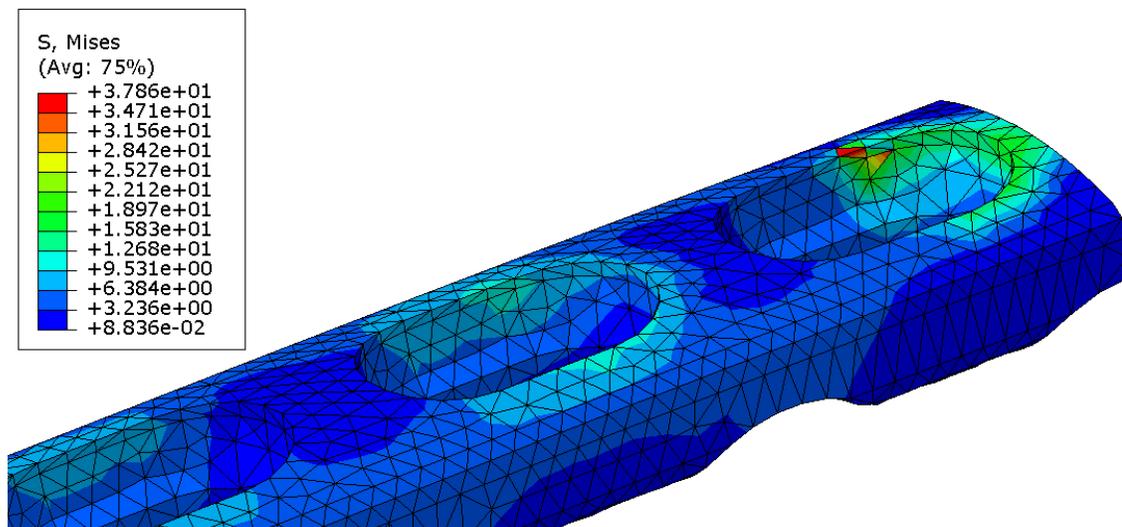


Figura 5.19. Detalle de las zonas esforzadas en la placa sometida a flexión

En la figura 5.20 se muestra la distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a un momento torsor de 287,5 N.mm, donde se aprecia nuevamente el tornillo inclinado como la zona mas esforzada con un valor máximo de **56,1284 MPa**.

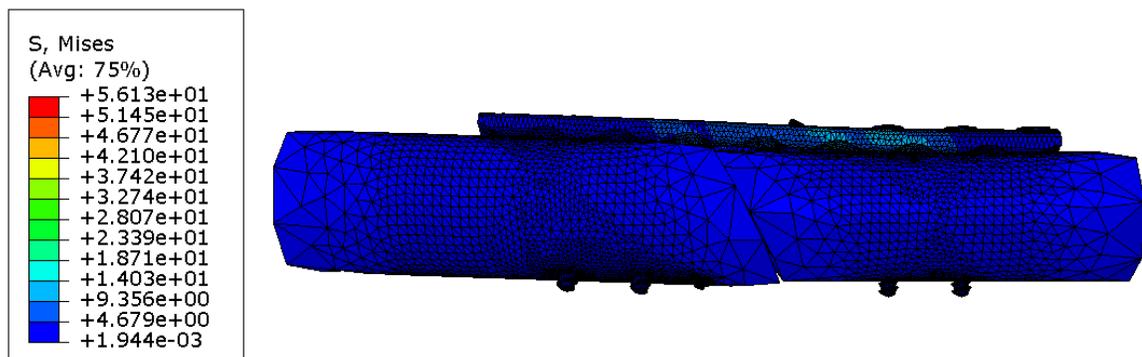


Figura 5.20. Detalle de las zonas esforzadas en el conjunto sometido a un momento torsor

Como puede observarse en la figura 5.21, por efectos de las cargas actuantes, la placa tiende a torcerse respecto a su eje longitudinal, lo que causa que los agujeros mas cercanos a la zona central de la misma se hagan un poco más estrechos ocasionando una compresión en la cabeza de los

tornillos, por lo que la zona de contacto entre ellos se ve mayormente esforzada en esta región y disminuye a medida que avanza hacia los extremos. Con respecto a los tornillos estos se ven esforzados mayormente en su rosca (ver figura 5.22), específicamente en el que se encuentra inclinado, alcanzando un esfuerzo máximo de **56,1284 MPa**.

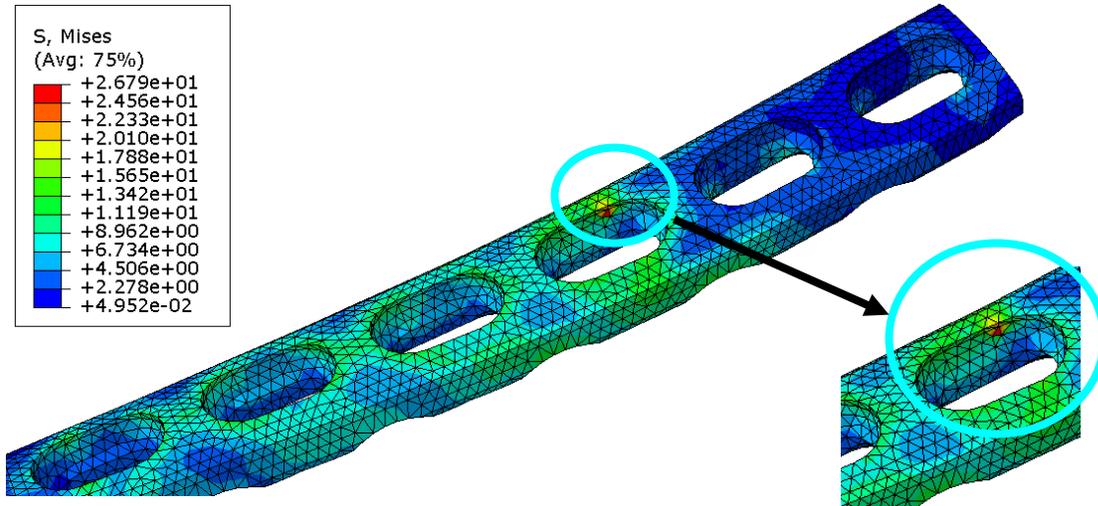


Figura 5.21. Detalle de las zonas esforzadas en la placa sometido a momento torsor

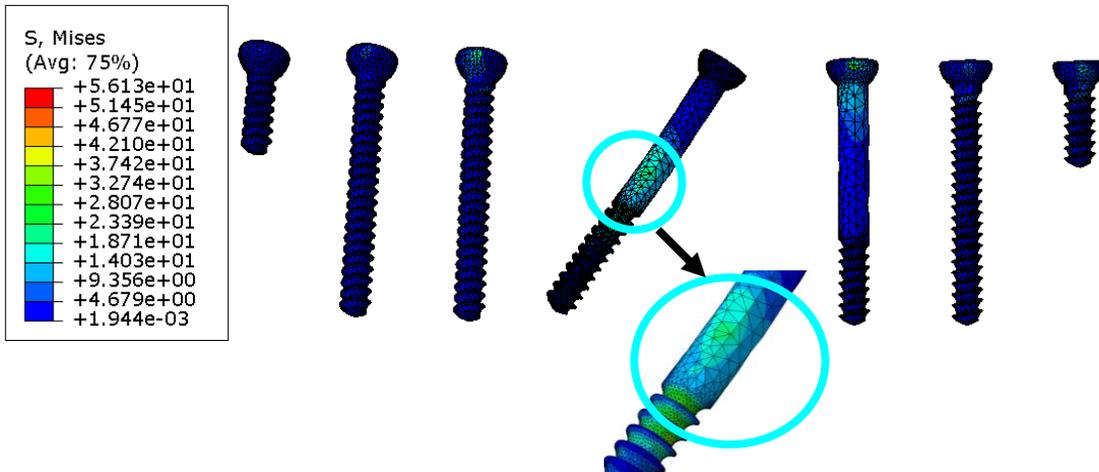


Figura 5.22. Detalle de las zonas esforzadas en los tornillos sometidos a momento torsor

Dado que el material seleccionado para la fabricación del modelo propuesto es acero 316L, se hace pertinente el estudio y análisis resistivo del modelo propuesto inicialmente, haciendo una variación en el material de construcción, en este caso se elegirá el titanio, por ser uno de los materiales más usados en la producción de estos dispositivos por su amplios beneficios resistivos y de biocompatibilidad; esto permitirá establecer diferencias y comparaciones que validen el modelo propuesto.

La tabla 5.5 muestra las propiedades del titanio (Se considera comportamiento elástico lineal), donde: (S_y) límite elástico, (S_u) resistencia a la rotura, (A) máximo alargamiento, (E) módulo elástico, (S_f) resistencia a la fatiga y (ν) relación de Poisson.

Tabla 5.5. Propiedades mecánicas del acero 316L (recocido), empleado en los implantes (American Society for Testing and Materials 1978)

Material	S_y (MPa)	S_u (MPa)	A (%)	E (GPa)	ν
Titanio	140	220	54	116	0,34

Comparado con el acero, metal con el que compite en aplicaciones técnicas, el titanio tiene alta resistencia a la corrosión y gran resistencia mecánica, pero es mucho más costoso que el acero, lo cual limita su uso industrial. El titanio es un metal biocompatible, porque los tejidos del organismo toleran su presencia sin que se hayan observado reacciones alérgicas del sistema inmunitario.

Al igual que para los análisis resistivos anteriores se observará el comportamiento del conjunto placa-hueso-tornillos cuando es sometido a un estado de esfuerzos de compresión, flexión y torsión. Para este análisis se obtuvo que el esfuerzo máximo se presenta en el modelo cuando es sometido a flexión, alcanzando un valor máximo de **64,3220 MPa**, tal como se observa en la figura 5.23.

De la misma forma el máximo desplazamiento en el modelo se obtiene cuando es sometido a flexión, con un valor de **0,112332 mm**, como se observa en la figura 5.24. Los resultados obtenidos para una placa LC-DCP 3.5 de 8 agujeros de titanio evidencian esfuerzos elevados alrededor de los agujeros cercanos a la fractura y el tornillo inclinado.

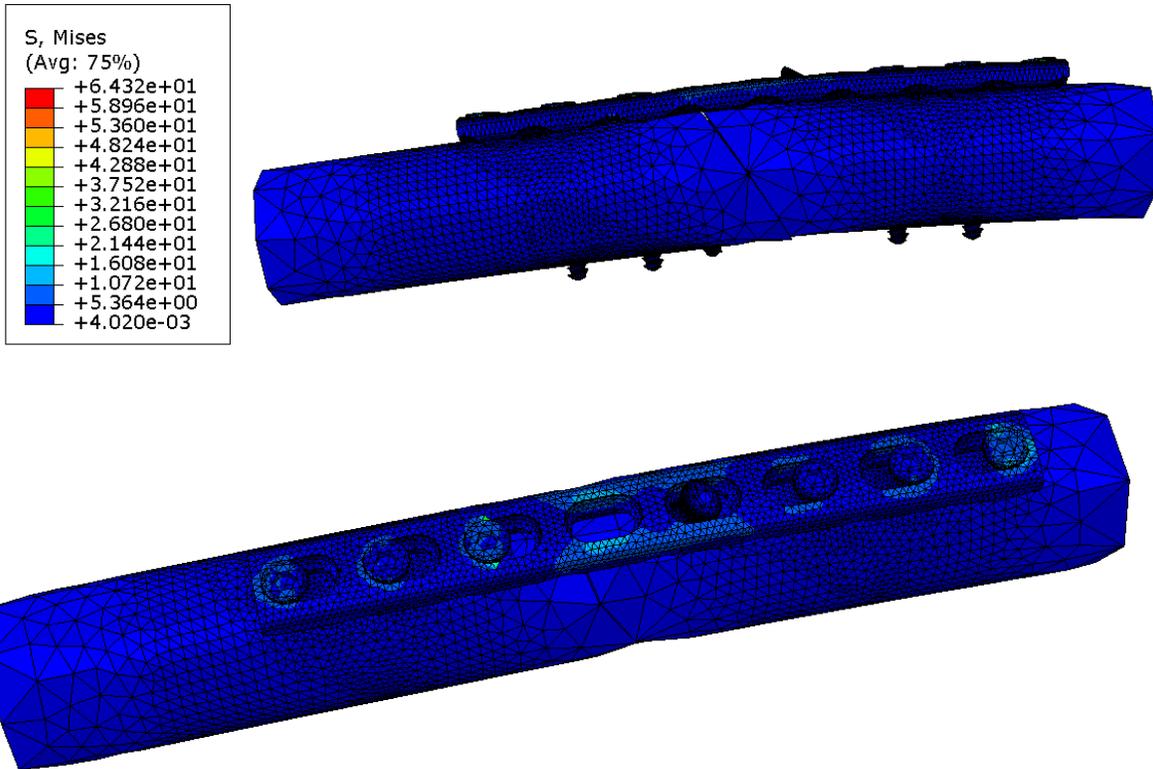


Figura 5.23. Esfuerzos del conjunto (titanio) sometido a flexión

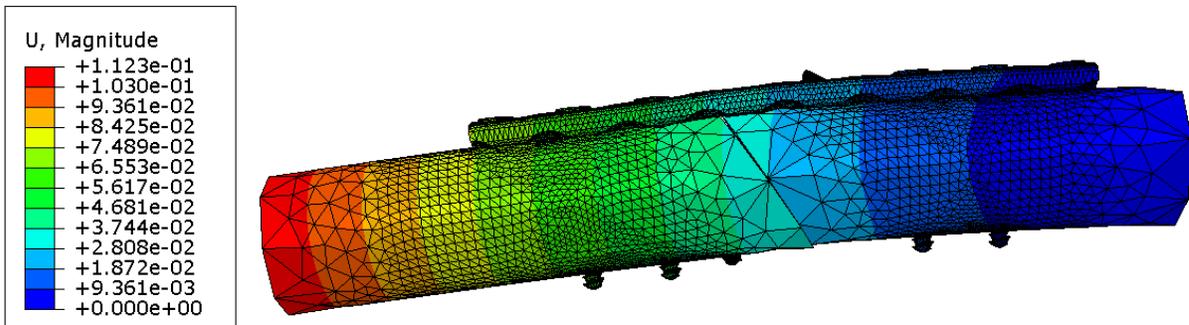


Figura 5.24. Desplazamiento del conjunto (titanio) sometido a flexión

De los resultados obtenidos se puede concluir, considerando que las porciones de hueso se mantienen en contacto bajo condiciones normales, que las placas resisten el estado de esfuerzos a la cual han sido sometidas. El esfuerzo máximo en las placas LC-DCP 3.5 de 8 agujeros tanto la de acero 316L como titanio se genera cuando el modelo está sujeto a un momento flector.

Pero en ninguno de los casos el esfuerzo máximo supera el límite elástico del acero 316L (240 MPa a compresión y 300 MPa a tracción), o el titanio (140 MPa), por lo que el diseño puede ser empleado normalmente bajo las condiciones de cargas propias del proceso de remodelación ósea.

Una vez comprobada la resistencia del diseño se procede a calcular el factor de seguridad, el cual cuando se trata de materiales dúctiles bajo carga estática, puede calcularse a partir de la ecuación 5.6 (Norton, 1999).

$$N = \frac{S_y}{\sigma} \quad (5.6)$$

Donde S_y representa el límite elástico del material y σ el esfuerzo máximo de Von Mises para la condición de carga. Para el caso de la carga a torsión se hizo uso de la resistencia de fluencia a corte, la cual puede calcularse por la ecuación 5.7 (Norton, 1999).

$$S_{ys} = 0,5 \cdot S_y \quad (5.7)$$

Empleando la ecuación 5.6 y 5.7 los valores de esfuerzos máximos producto de las simulaciones de esfuerzos bajo condiciones normales se obtiene los factores de seguridad tanto para la placa como para los tornillos, los cuales se muestran a continuación:

Tabla 5.6. Valores de factores de seguridad para los modelos analizados bajo condiciones normales

Tipo de esfuerzo	Placa LC-DCP (Acero 316L)		Tornillos de Cortical (Acero 316L)	
	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad (N)	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad (N)
Compresión	6,17600	38,86	21,2929	11,27
Flexión	37,8600	6,33	73,8838	3,25
Torsión	29,7600	4,03	56,1284	2,14
Tipo de esfuerzo	Placa LC-DCP (Titanio)		Tornillos de Cortical (Titanio)	
	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad (N)	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad (N)
Compresión	5,6040	24,98	21,0303	6,66
Flexión	27,8100	5,03	64,3220	2,18
Torsión	25,0000	2,80	54,1756	1,29

El resultado del factor de seguridad, se justifica si se considera la existencia de situaciones donde el usuario puede someter la placa a condiciones de sobrecarga; por ejemplo, no hay forma de evitar que alguien intente levantar un peso o que sufra una caída, por lo cual se puede decir que el modelo planteado es totalmente seguro y cubre los riesgos o factores que no se tomaron en cuenta para la realización del análisis resistivo, lo cual permite validar el modelo propuesto.

5.4 ANÁLISIS COMPARATIVO Y OPTIMIZACIÓN

Adicionalmente al estudio de la placa LC-DCP 3.5 de 8 agujeros, propuesta anteriormente, se realiza un análisis resistivo y estudio comparativo con un sistema de fijación interna distinto (placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros), el cual presenta cambios significativos en su geometría y una fractura distinta (fractura oblicua múltiple). En la figura 5.25 se puede observar el modelo de placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros propuesta.

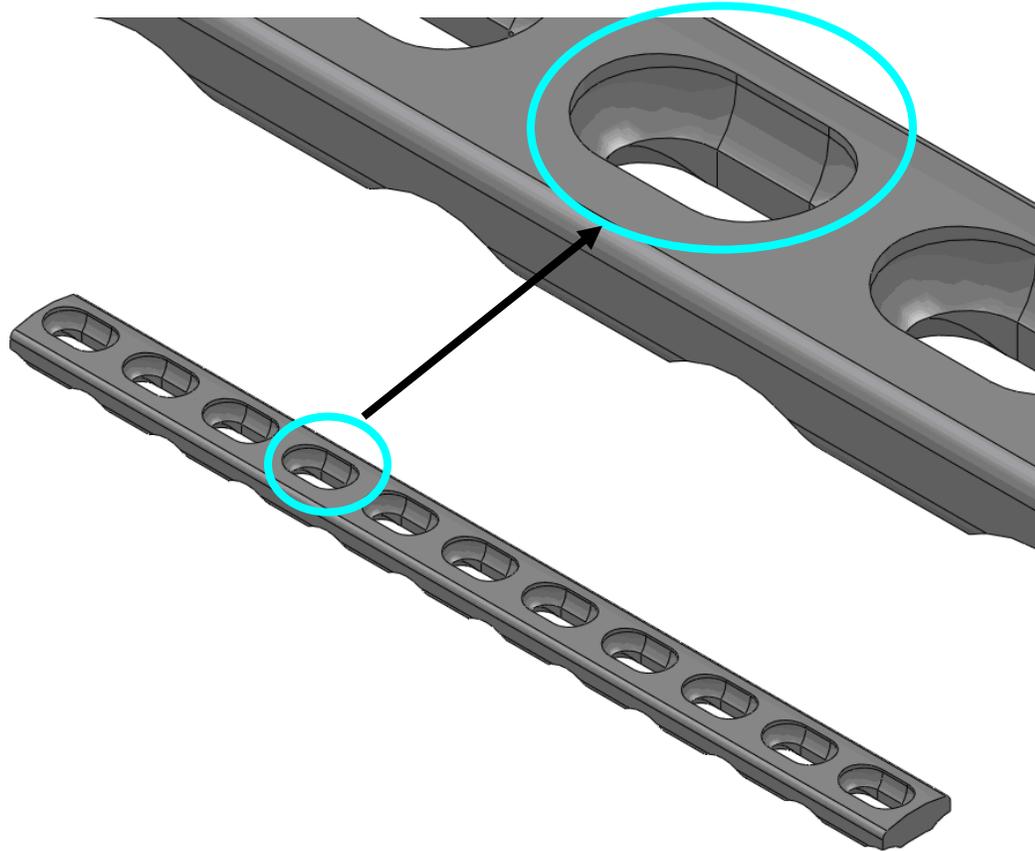


Figura 5.25. Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros

Además del análisis comparativo con la placa de 11 agujeros de tubular y la fractura múltiple, se determinará un límite de espesor o espesor mínimo de la placa LC-DCP 3.5 de 8 agujeros para las condiciones de carga previamente establecidas, el cual permita evaluar a nivel resistivo y de costo el diseño planteado con la placa LC-DCP de 4 mm de espesor.

Sustituyendo los valores de esfuerzos máximos determinados a través del ABAQUS en la ecuación 5.9, se obtiene los valores de error a medida que aumenta el número de elementos, cuyos valores se muestran en la tabla 5.7.

Tabla 5.7. Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y el error porcentual para el sistema analizado (Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros)

Mallado	Número de elementos	Esfuerzo (MPa)	Error Porcentual (%)
1	192.660	14,50670	-
2	195.540	14,47530	-0,21645
3	206.226	14,47610	0,00553
4	213.006	14,50210	0,17961
5	222.178	14,52000	0,12343
6	229.258	14,49800	-0,15152

Gráficamente la sensibilidad del modelo para distintos mallados se pueden observar en la figura 5.26.

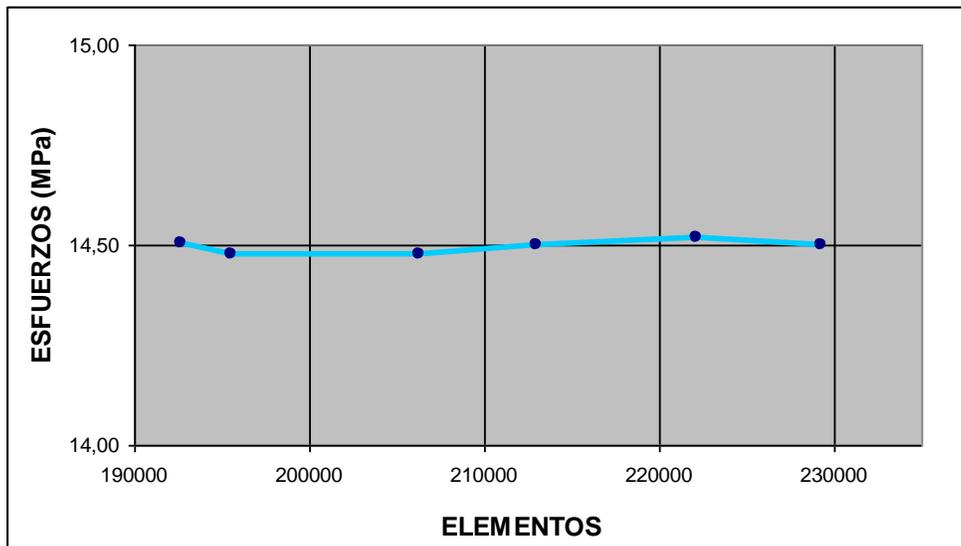


Figura 5.26. Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises para el sistema (placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros)

Finalmente se obtiene una discretización de 206.226 elementos (ver figura 5.27), los cuales se distribuyen de la siguiente manera:

Placa: 74.556 elementos, 17.320 nodos.

Hueso: 71.686 elementos, 16.492 nodos.

Tornillos: 59.984 elementos, 16.571 nodos (los 10 tornillos).

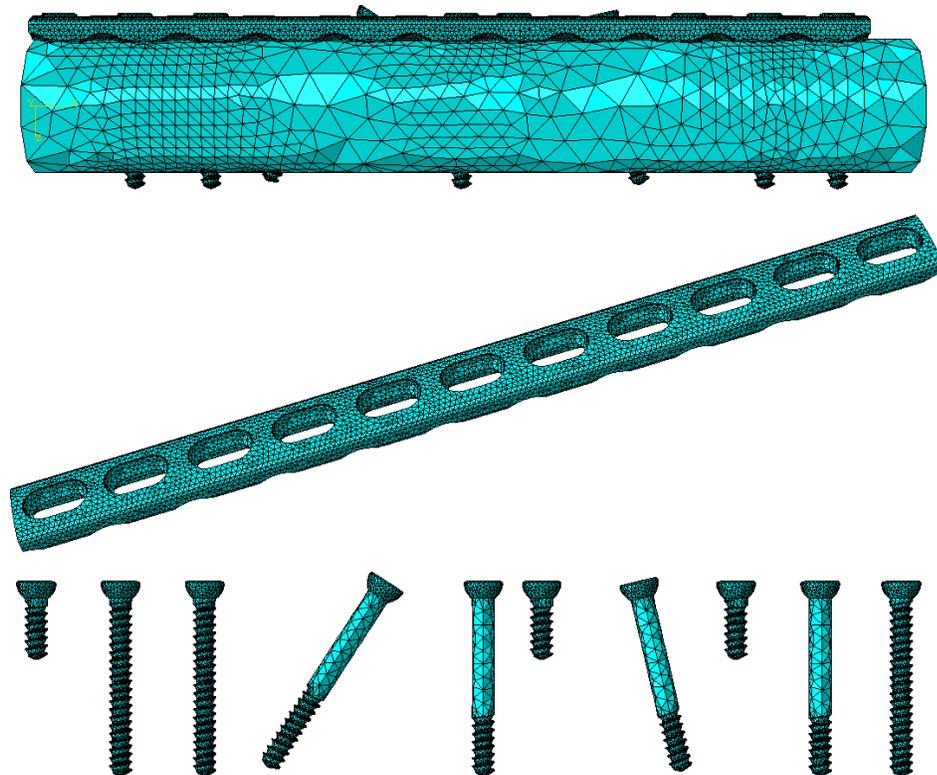


Figura 5.27. Mallado del sistema de fijación Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros

El siguiente análisis corresponde al estudio del estado de esfuerzos al cual se ve sometido el sistema de fijación de la placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros, de igual forma que para la placa LC-DCP 3.5 de 8 agujeros, se realizó el análisis individual de cada uno de los efectos de carga, obteniendo un esfuerzo máximo de compresión (ver figura 5.28) de **14,4761 MPa**.

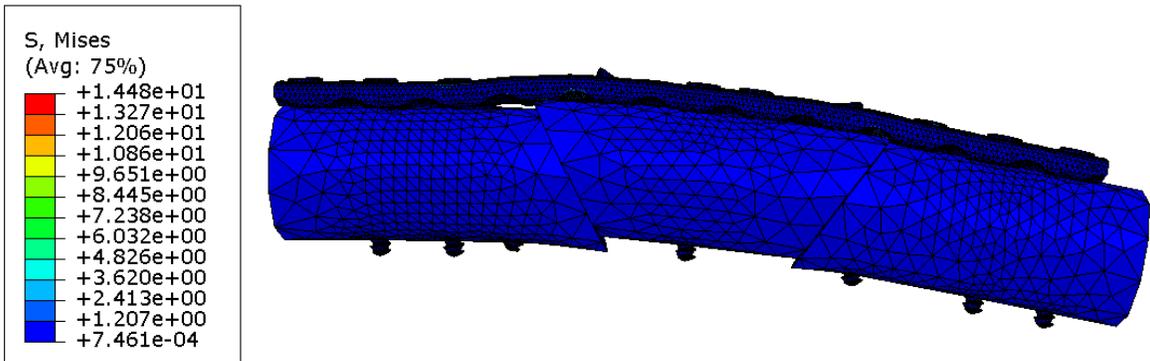


Figura 5.28. Distribución de tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema sometido a compresión

Este esfuerzo al igual que en la placa de 8 agujeros ocurre en el tornillo liso inclinado mas cercano al empotramiento (ver figura 5.29).

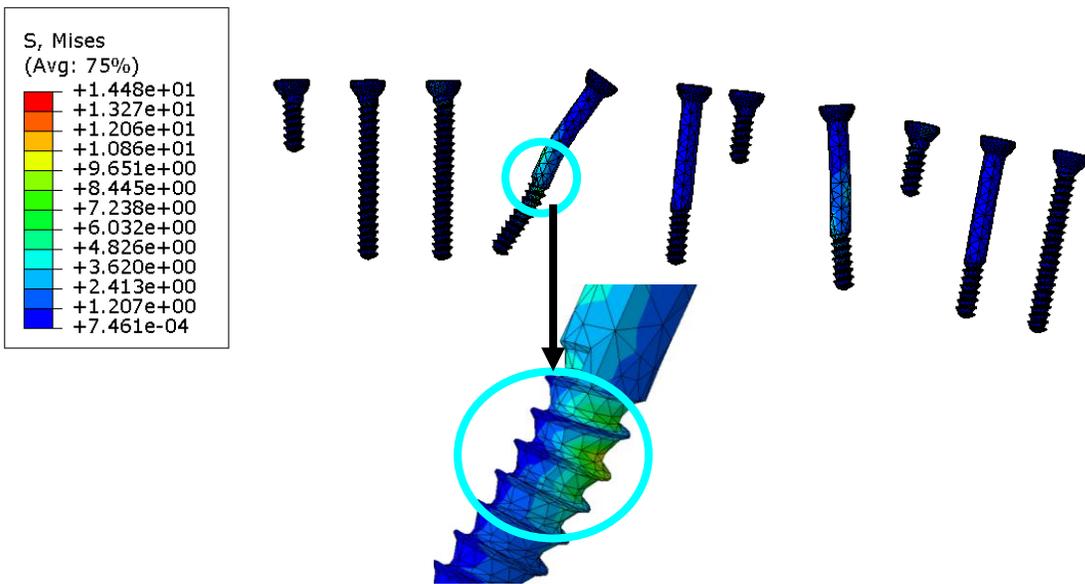


Figura 5.29. Detalle de los esfuerzos localizados en los tornillos sometidos a compresión

La figura 5.30 y 5.31 representan la distribución de esfuerzos de Von Mises generados en el modelo cuando se encuentra sometido a un momento flector alrededor del eje Y, obteniéndose un valor máximo de **85,1755 MPa** alrededor del tornillo cortical en el extremo del empotramiento.

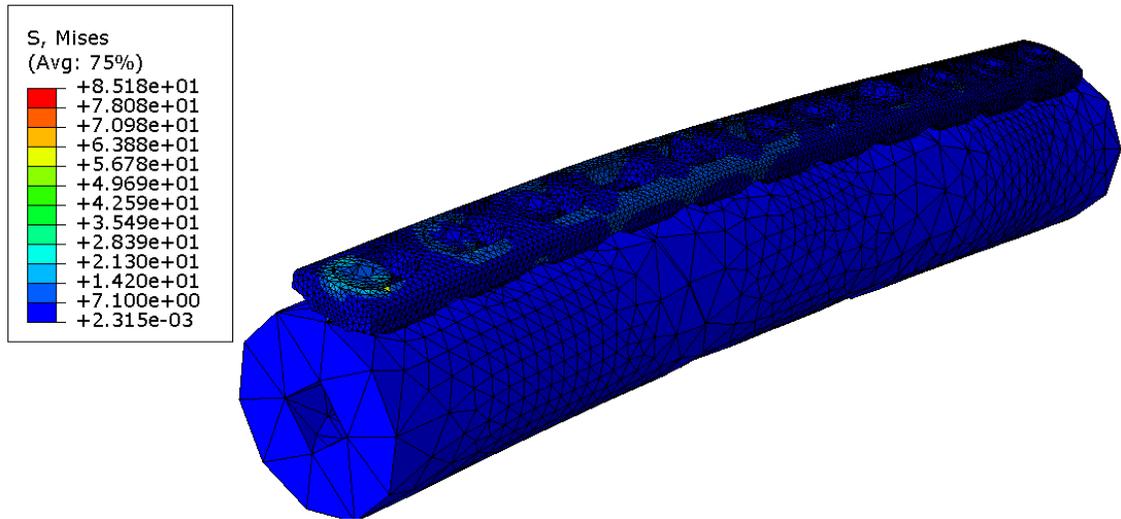


Figura 5.30. Detalle de los esfuerzos en el modelo sometido a flexión

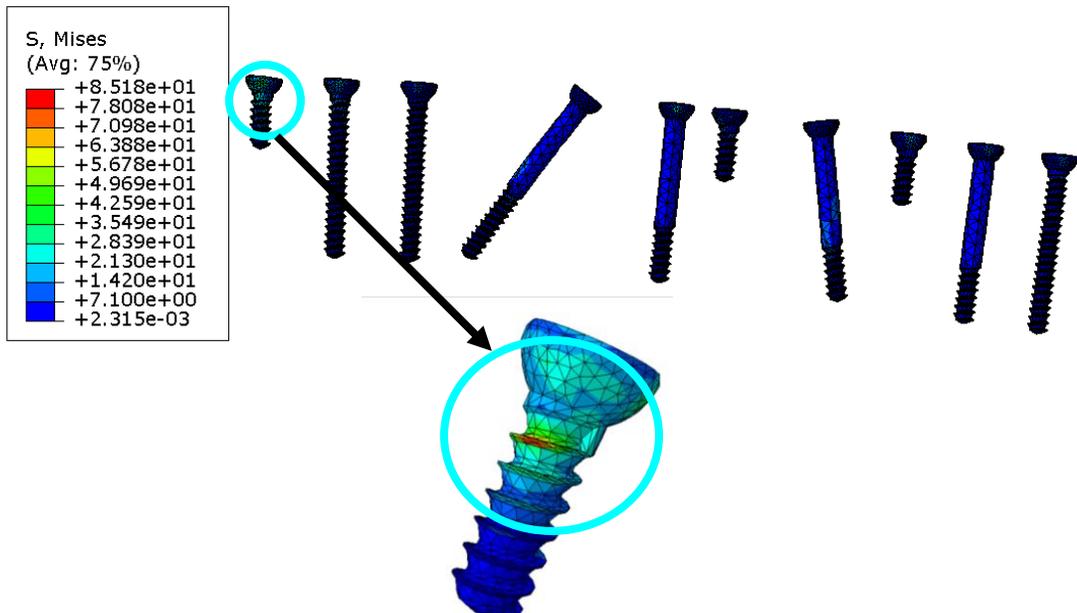


Figura 5.31. Detalle de los esfuerzos localizados en los tornillos sometidos a flexión

En la figura 5.32 se muestra la distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a un momento torsor de 287,5 N.mm, donde se aprecia la parte central superior de la placa como la zona mas esforzada con un valor máximo de **90,9892 MPa**.

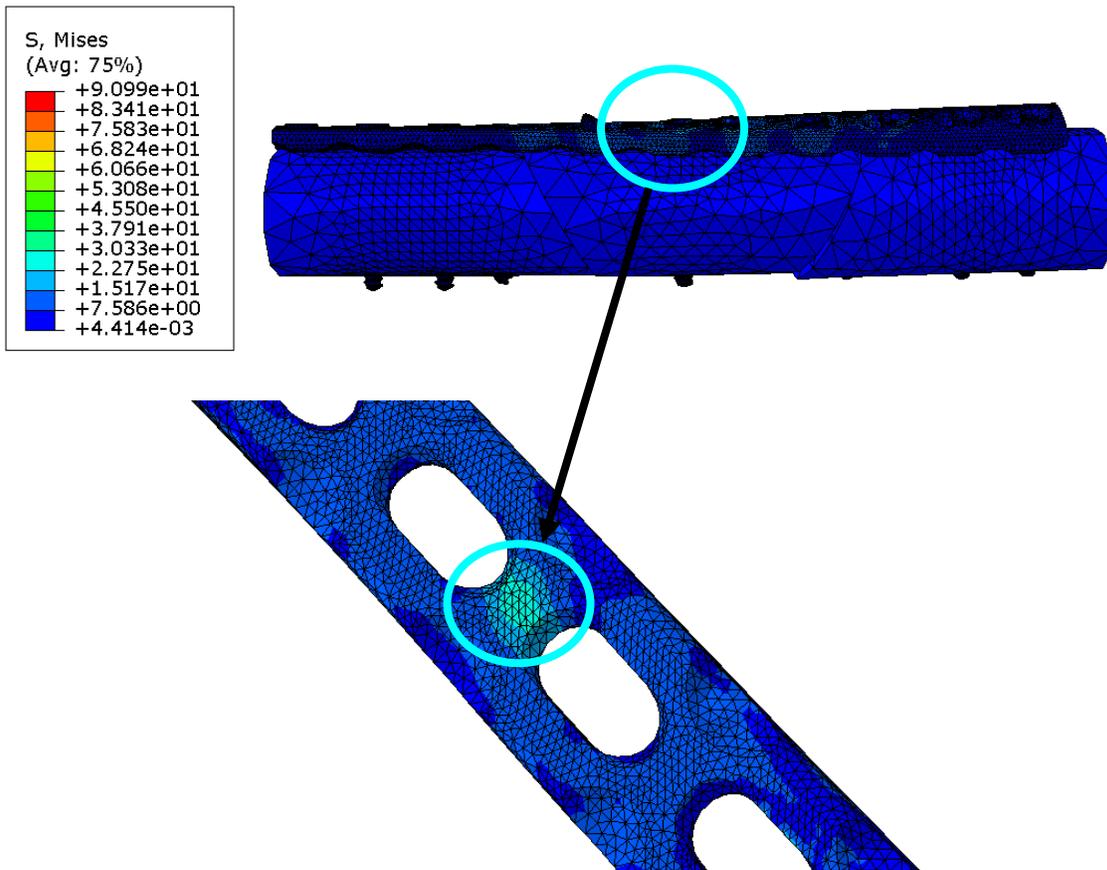


Figura 5.32. Detalle de los esfuerzos en el modelo sometido a torsión

Para el caso de los tornillos, en la figura 5.33 se aprecia el tornillo inclinado más cercano al empotramiento como la zona mas esforzada con un valor máximo de **68,70 MPa**.

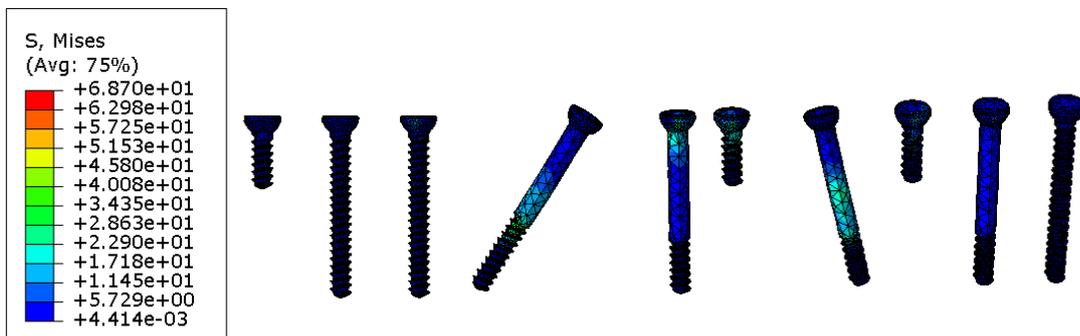


Figura 5.33. Detalle de los esfuerzos localizados en los tornillos sometidos a momento torsor

Empleando la ecuación 5.6 y 5.7 los valores de esfuerzos máximos producto de las simulaciones de esfuerzos bajo condiciones normales se obtienen los factores de seguridad tanto para la placa como para los tornillos, los cuales se muestran a continuación:

Tabla 5.8. Valores de factores de seguridad para el modelo analizado (Placa LC-DCP 3.5 de 11 agujeros) bajo condiciones normales

Tipo de esfuerzo	Placa LC-DCP (Acero 316L)		Tornillos de Cortical (Acero 316L)	
	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad (N)	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad (N)
Compresión	12,8840	18,62	14,4761	16,58
Flexión	60,5183	3,96	85,1755	2,81
Torsión	90,9892	1,32	68,7024	1,74

El resultado del factor de seguridad, igual que en el modelo antes analizado, se justifica si se considera la existencia de situaciones donde el usuario puede someter la placa a condiciones de sobrecarga.

Como un análisis adicional al estudio resistivo de los modelos propuestos se realizará el análisis de carga y espesor crítico para la placa LC-DCP 3.5 de 8 agujeros, lo cual permitirá obtener un resultado muy preciso de los parámetros geométricos y de esfuerzo que puede soportar el dispositivo propuesto. Para realizar este análisis se tomó un factor de seguridad $N=1,5$ y mediante las propiedades del material, se despeja el espesor crítico de la placa bajo las condiciones de cargas ya establecidas haciendo uso de la ecuación 5.8 (Norton, 1999).

$$N = \frac{S_y}{\frac{3 \cdot F \cdot L}{b \cdot h^2}} \quad (5.8)$$

De esta evaluación se obtuvo una carga crítica de diseño del dispositivo de **160 MPa** y un espesor mínimo de placa de **2,2950 mm**. Ambos resultados fueron evaluados bajo un estado de esfuerzo a flexión ya que en lo obtenido en el análisis para los modelos anteriores, éste resultó ser el más crítico. En la Figura 5.34 se observan los resultados obtenidos para este estudio.

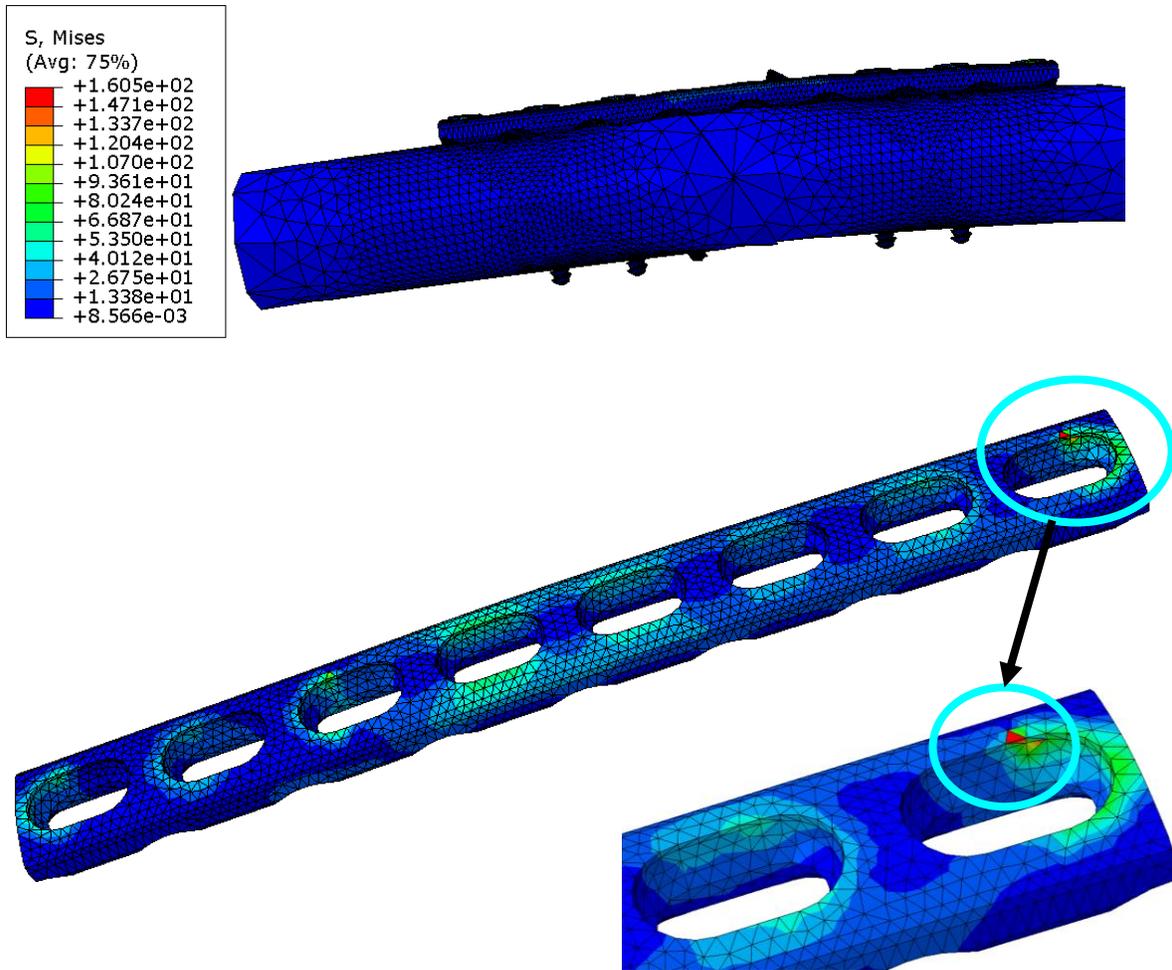


Figura 5.34. Detalle de los esfuerzos en el conjunto sometido a flexión para la optimización

CAPÍTULO 6

Resultados experimentales

Una vez fabricada la placa de compresión dinámica de bajo contacto y sus respectivos tornillos de cortical, basados en el diseño y análisis presentados en el capítulo anterior, se debe realizar un ensayo experimental para evaluar el funcionamiento del dispositivo de osteosíntesis en su función de aproximación y compresión interfragmentaria, para lo cual se coloca en un antebrazo que fue cortado previamente a manera de simular una fractura. Adicionalmente se verificarán atributos adicionales del agujero, los cuales deben permitir la colocación en ángulo del tornillo a fin de lograr una mayor estabilidad angular.

6.1 OBJETIVO

Este ensayo tiene como objetivo verificar la geometría, tanto de la cabeza del tornillo de compresión dinámica como la de los agujeros de compresión de la placa, a fin de evaluar la interacción de sus superficies y su capacidad de transformar la presión ejercida durante el atornillado excéntrico del tornillo respecto al agujero, en un desplazamiento horizontal del hueso, logrando así la compresión interfragmentaria del material óseo.

De igual manera se deberá verificar que los agujeros permitan la colocación de los tornillos con un ángulo máximo de 40° respecto al eje longitudinal de la placa y 7° respecto al eje transversal.

6.2 MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo este ensayo se utilizará una placa LC-DCP 3,5 de 8 agujeros (ver figura 6.1), la cual fue fabricada a partir de una pletina de acero quirúrgico 316L en un centro de mecanizado, que disponía de máquinas especializadas para este proceso, siguiendo la información de los planos suministrados en versión impresa y digital que fueron realizados bajo las normas que rigen el diseño de este tipo de dispositivos (ASTM F382-99). De igual manera se utilizarán 7 tornillos de cortical de 3,5 para compresión dinámica (ver figura 6.2), fabricados en el mismo centro de mecanizado que la placa y haciendo uso del mismo material, los cuales fueron diseñados bajo la norma ASTM F543-02.



Figura 6.1. Modelo de placa LC-DCP fabricada para el ensayo. (a) Vista superior, (b) Vista inferior



Figura 6.2. Tornillos corticales fabricados para el ensayo

6.2.1 Materiales utilizados

- Se utiliza una placa de compresión dinámica de bajo contacto LC-DCP 3,5 de 8 agujeros y 4 mm de espesor fabricado en acero 316 L.
- Siete tornillos de cortical de 3,5 para compresión dinámica, compuesto por dos (2) de 12 mm de longitud, tres (3) de 30 mm, uno (1) de 30 mm de los cuales 10 mm corresponden a la sección roscada y un (1) último de 36 mm de los cuales 14 mm corresponden a la sección roscada.
- Un taladro provisto de dos brocas, una de 3,2 mm y otra de 4,5 mm.
- Una llave Allen de 2,5 mm.

6.2.2 Método empleado

- Sujetar ambas mitades del antebrazo de una forma horizontal para realizar el abordaje con la placa, a una distancia de 1 mm aproximadamente.
- Situar la placa LC-DCP 3,5 de 8 agujeros en la cara superior del antebrazo, sobre el foco de la fractura. En este paso, se debe verificar que la placa se amolde a la superficie del hueso.
- Fijar la placa sobre los fragmentos óseos.

- Realizar el agujero guía para el tornillo cortical de 30 mm de longitud totalmente roscada con la broca de 3,2 mm. Posterior a esto se coloca el tornillo para fijar la placa.
- Realizar el segundo agujero en la porción ósea opuesta para el tornillo cortical de 30 mm de longitud (10 mm correspondientes a la sección roscada) con la broca de 4,5 mm. Este debe hacerse de manera excéntrica al agujero de la placa, a fin de conseguir la compresión dinámica al colocar el tornillo.
- Verificar si al realizarse la compresión se consigue el desplazamiento deseado (ver figura 6.3). De no conseguirlo se deberá repetir el paso anterior para obtener la compresión deseada.
- Una vez obtenida la compresión, se procede a colocar el tornillo cortical de 36 mm de longitud (14 mm correspondientes a la sección roscada) inclinado para lograr una óptima compresión e incrementar la estabilidad en la fractura.



Figura 6.3. Conjunto placa-hueso-tornillos

6.3 RESULTADO

Al realizar el ensayo experimental se verificó que la separación interfragmentaria fue reducida su máxima expresión, con lo que se comprueba la compresión dinámica (ver figura 6.4) dejando ver que el diseño propuesto para los agujeros de la placa LC-DCP cumple su función.



Figura 6.4. Fractura del antebrazo después de la compresión

Adicionalmente, se realizó un segundo ensayo experimental donde se comprobó que los agujeros permiten colocar los tornillos con la angularidad indicada anteriormente, respecto a los ejes longitudinal y transversal de la placa (ver figura 6.5).

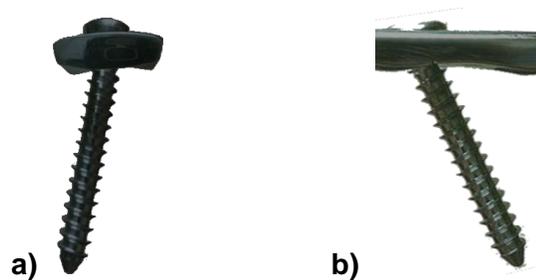


Figura 6.5. Angularidad del tornillo. (a) Respecto al eje transversal, (b) Respecto al eje longitudinal

6.4 ANÁLISIS DE COSTOS

En la tabla 6.1 se indican los costos asociados a la producción de la placa LC-DCP y de los tornillos de cortical, detallando el precio de los materiales y del proceso de mecanizado.

Tabla 6.1. Costo del conjunto placa-tornillos

Descripción	Costo (Bs. F)
Lámina de acero 316L (26 mm x 150 mm x 6 mm)	90
Cilindro macizo de acero 316L	90
Mecanizado de placa y tornillos	900,00
COSTO TOTAL	1080,00

CAPÍTULO 7

Conclusiones y recomendaciones

Partiendo de los estudios realizados y de los resultados obtenidos, a continuación se presentan las conclusiones más relevantes de esta investigación, en función a las cuales se plantean una serie de recomendaciones que servirán de base para futuros estudios, relacionados con el análisis, diseño y fabricación de dispositivos de osteosíntesis.

7.1 CONCLUSIONES

- Se seleccionó una placa LC-DCP de 3,5 mm para fracturas de antebrazo, así como los tornillos de cortical correspondientes a la placa. Al combinar estos elementos se mejora el desplazamiento axial en la compresión del hueso, disminuyendo los riesgos de cortes en los tejidos cercanos al área de la fractura y mejorando la estabilidad primaria del hueso ayudando a que la formación del callo óseo se lleve a cabo en un período de tiempo más corto.
- El material biocompatible seleccionado para la construcción de la placa y los tornillos es el acero 316L, el cual es un acero quirúrgico que posee muy buenas propiedades de resistencia mecánica, su bajo contenido de carbono le otorga alta resistencia a la corrosión intragranular, la cual se ve mejorada con la adición de molibdeno que le va a dar un valor agregado ante el efecto corrosivo de medios muy activos como los fluidos orgánicos. Por otra parte, la

elección de este material hace más factible la fabricación y adquisición de este implante, ya que es la opción más económica dentro de las aleaciones metálicas usadas para ser implantadas en el cuerpo humano y es de comercialización nacional lo cual elimina los costos de importación.

- El diseño de los agujeros de la placa ofrece la posibilidad de colocar los tornillos con una inclinación máxima de 40° respecto al eje longitudinal de la placa y de 7° respecto al eje transversal lo que permite conseguir mayor estabilidad angular, además de poder realizar una compresión interfragmentaria para fracturas oblicuas.
- Gracias al uso de la herramienta computacional ABAQUS 6.8, se evaluaron los efectos de los esfuerzos resultantes sobre el dispositivo de fijación al ser implementado en una fractura de antebrazo. Se logra la simulación donde se presenta la correcta reducción de la fractura, un comportamiento satisfactorio del conjunto placa-tornillo ante las exigencias por las diferentes cargas aplicadas en el estudio.
- Los esfuerzos alcanzados no superan el límite elástico del material, soportando el estado más crítico, los cuales fueron aplicando una carga a flexión. Las regiones más vulnerables a la falla en el conjunto placa-tornillo fue el tornillo inclinado, por encontrarse en el foco de la fractura oblicua y los orificios de la placa dado a que se comportan como concentradores de esfuerzos, sobre todo en los agujeros cercanos a los extremos de la placa.
- Al realizar el ensayo experimental fijando el conjunto placa-tornillo en el antebrazo del cadáver, se pudo verificar que la superficie de los agujeros permite realizar una compresión dinámica para ambos fragmentos del hueso. Adicionalmente los surcos de la parte inferior de la placa genera una zona de contacto reducido con el hueso.
- Haciendo uso de la herramienta computacional ABAQUS 6.8, se planteó una situación alterna de fractura de antebrazo múltiple, empleando el conjunto

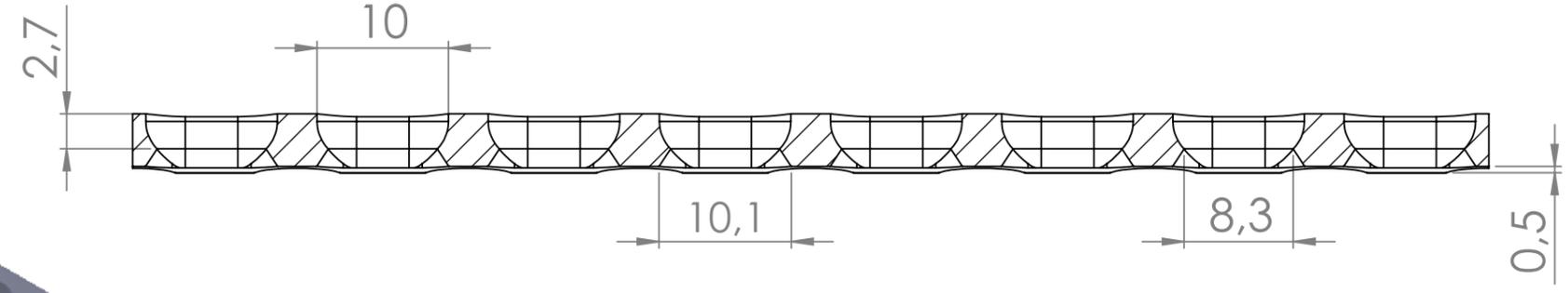
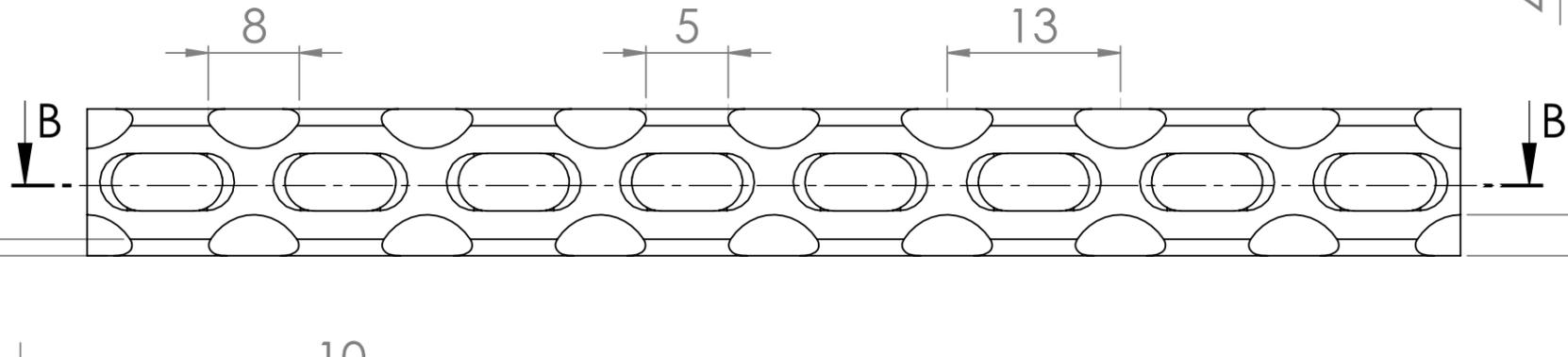
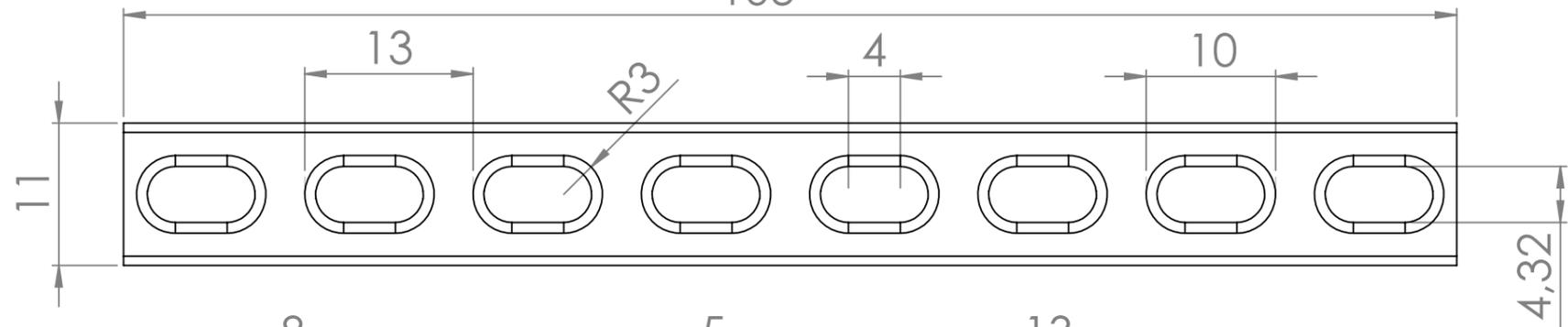
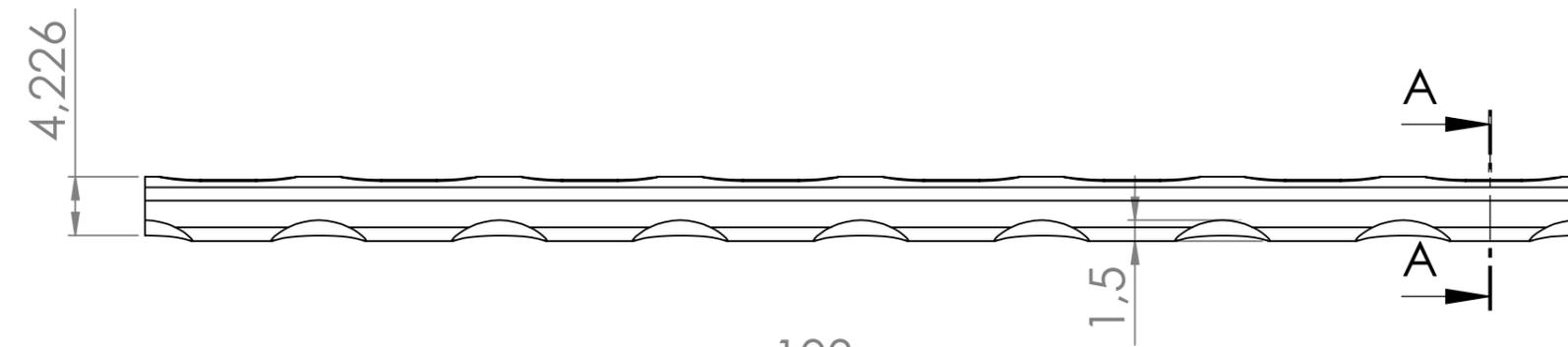
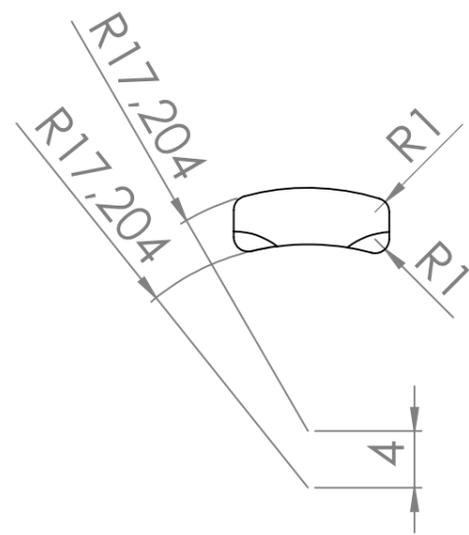
placa-tornillo apto para la situación. Los resultados numéricos obtenidos arrojaron un comportamiento satisfactorio del conjunto ante las cargas aplicadas al mismo, dando un resultado positivo, al igual que el caso estudiado inicialmente.

- Se llevó a cabo adicionalmente una optimización de la placa LC-DCP de 3,5 mm con la finalidad de conocer la carga y el espesor crítico de la placa, lo cual permitió obtener un resultado más preciso de los parámetros geométricos y de esfuerzos que puede soportar el dispositivo de fijación. Este análisis se hizo mediante el esfuerzo a flexión, ya que este resultó ser el más crítico, arrojando como resultado un espesor mínimo de la placa de 2,2950 mm.
- El costo de fabricación de la placa y los tornillos es de Bs. F 1080,00, lo cual representa aproximadamente el 30% solo de la placa importada, reduciendo los costos que implica su implementación.

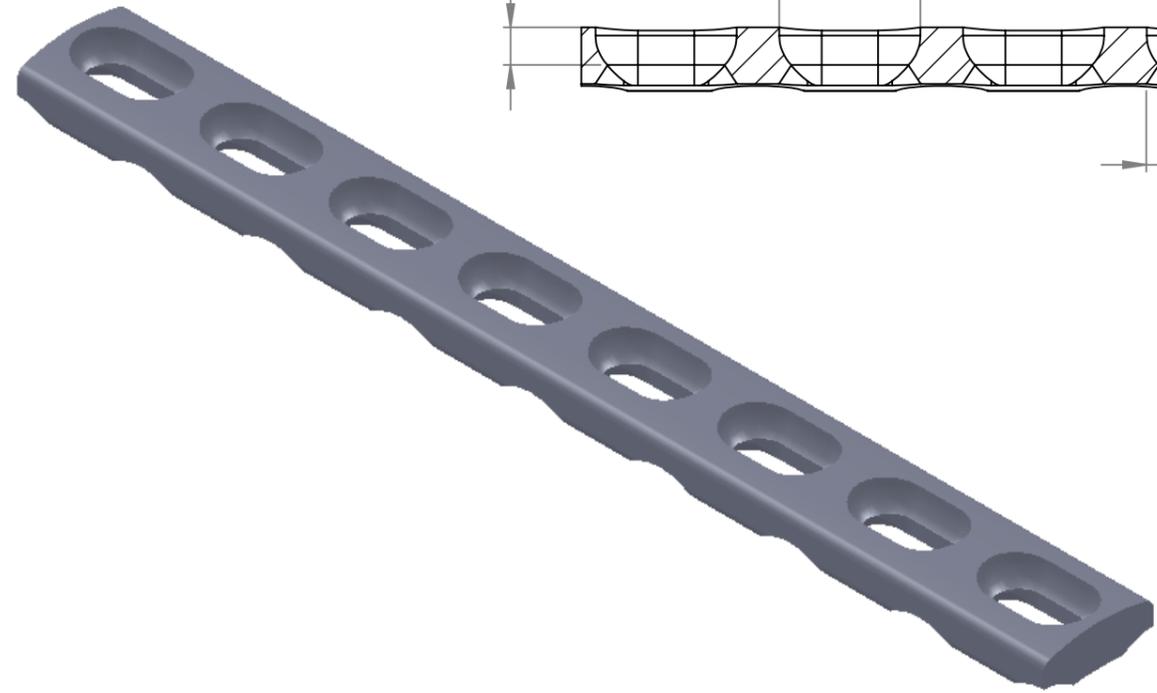
7.2 RECOMENDACIONES

- Se sugiere que en investigaciones futuras se compruebe el diseño por cargas de fatiga para comprobar un buen funcionamiento mediante la consolidación ósea, así como considerar el efecto que producen los músculos sobre el hueso y la placa.
- Se sugiere realizar el estudio de esfuerzos en ABAQUS 6.8 asignándole simultáneamente los valores de las tres propiedades del hueso, en los tres planos correspondientes, con el fin de obtener resultados mucho más exactos.
- Utilizar herramientas especializadas como las guías para taladro para placas LC-DCP o universales, destornilladores con torquímetro. Pinzas de sujeción, labrador de roscas, entre otros, para la colocación de este tipo de dispositivos con lo que se lograrían ensayos practico-experimentales más parecidos a la realidad.

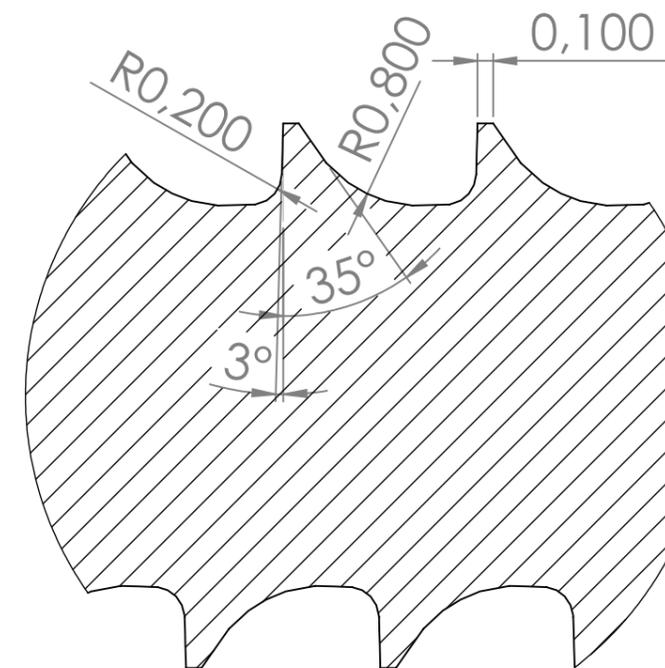
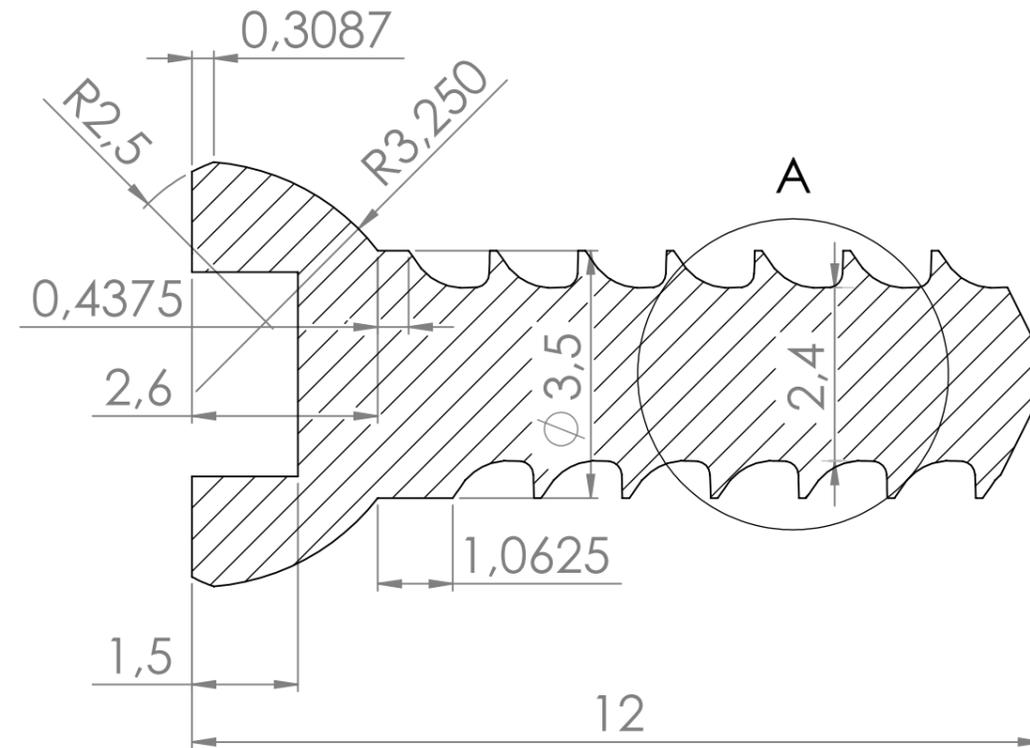
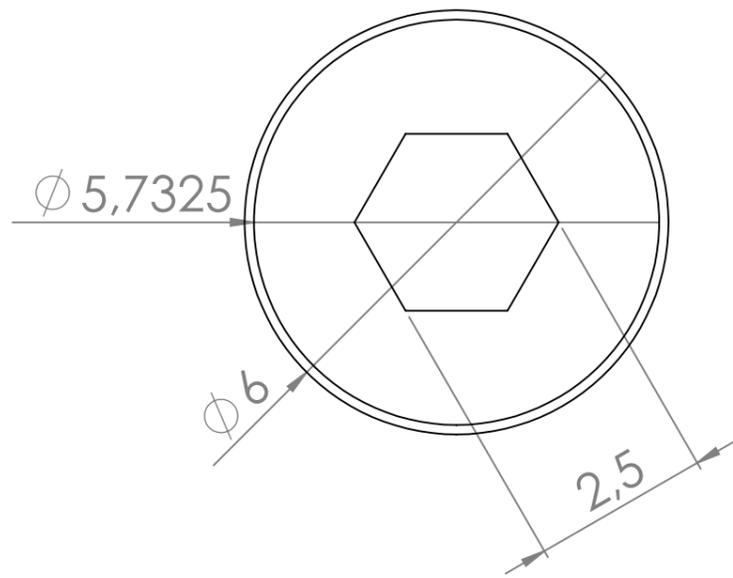
- Se recomienda evaluar las ventajas ofrecidas por las placas de fijación de tecnología más reciente como las PC-Fix o LCP, a fin de hacer que el método de abordaje quirúrgico sea mínimamente invasivo.
- Sería conveniente el estudio de las fuerzas que actúan sobre el conjunto placa-tornillo con fracturas complejas múltiples bajo las distintas cargas aplicadas.



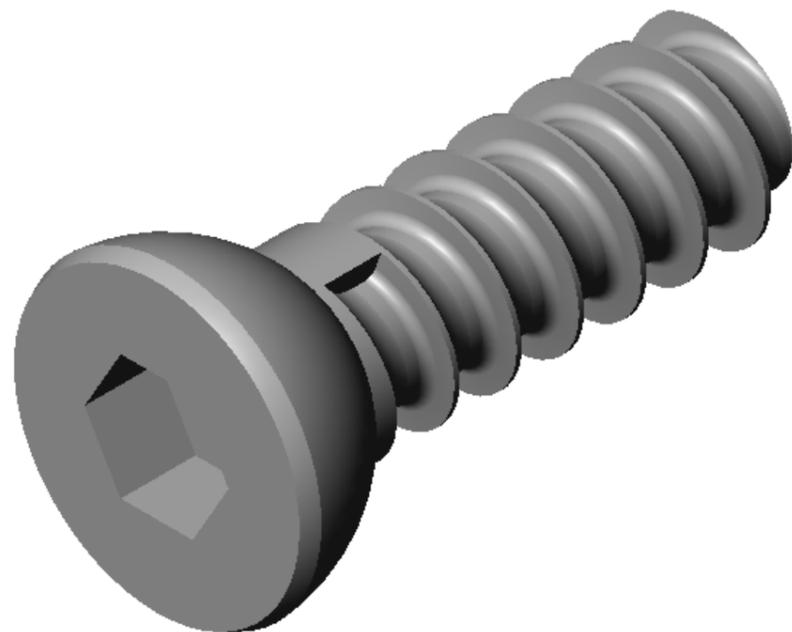
SECCIÓN B-B



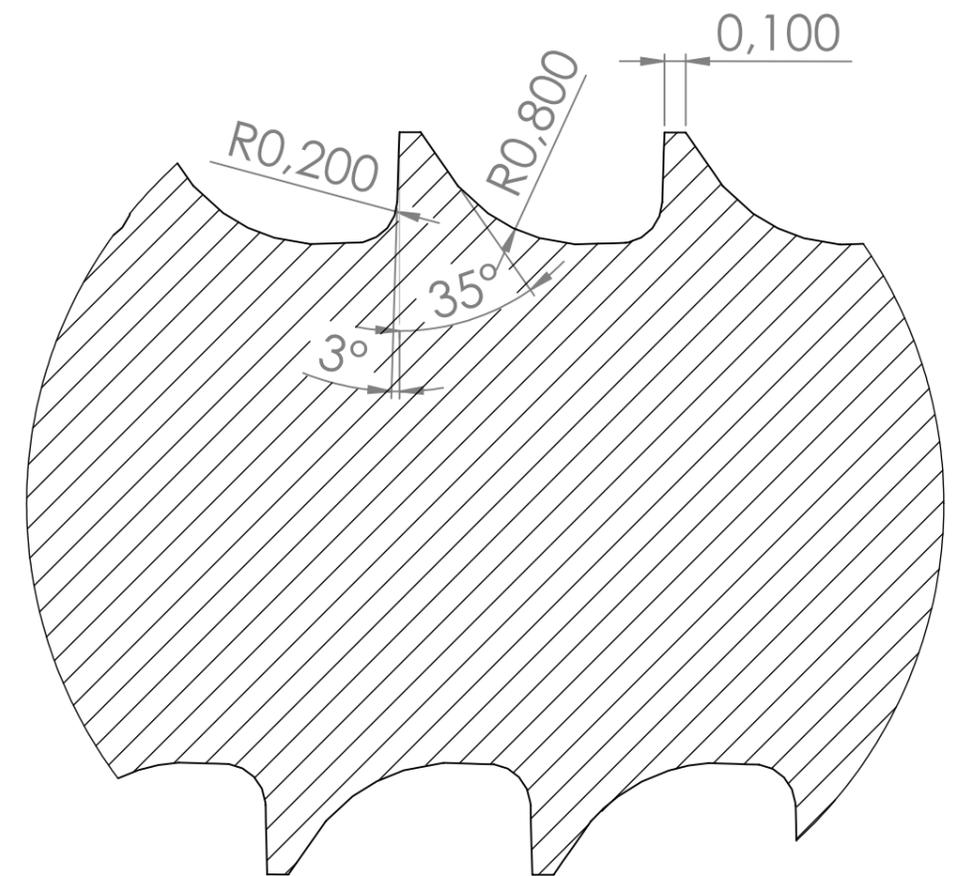
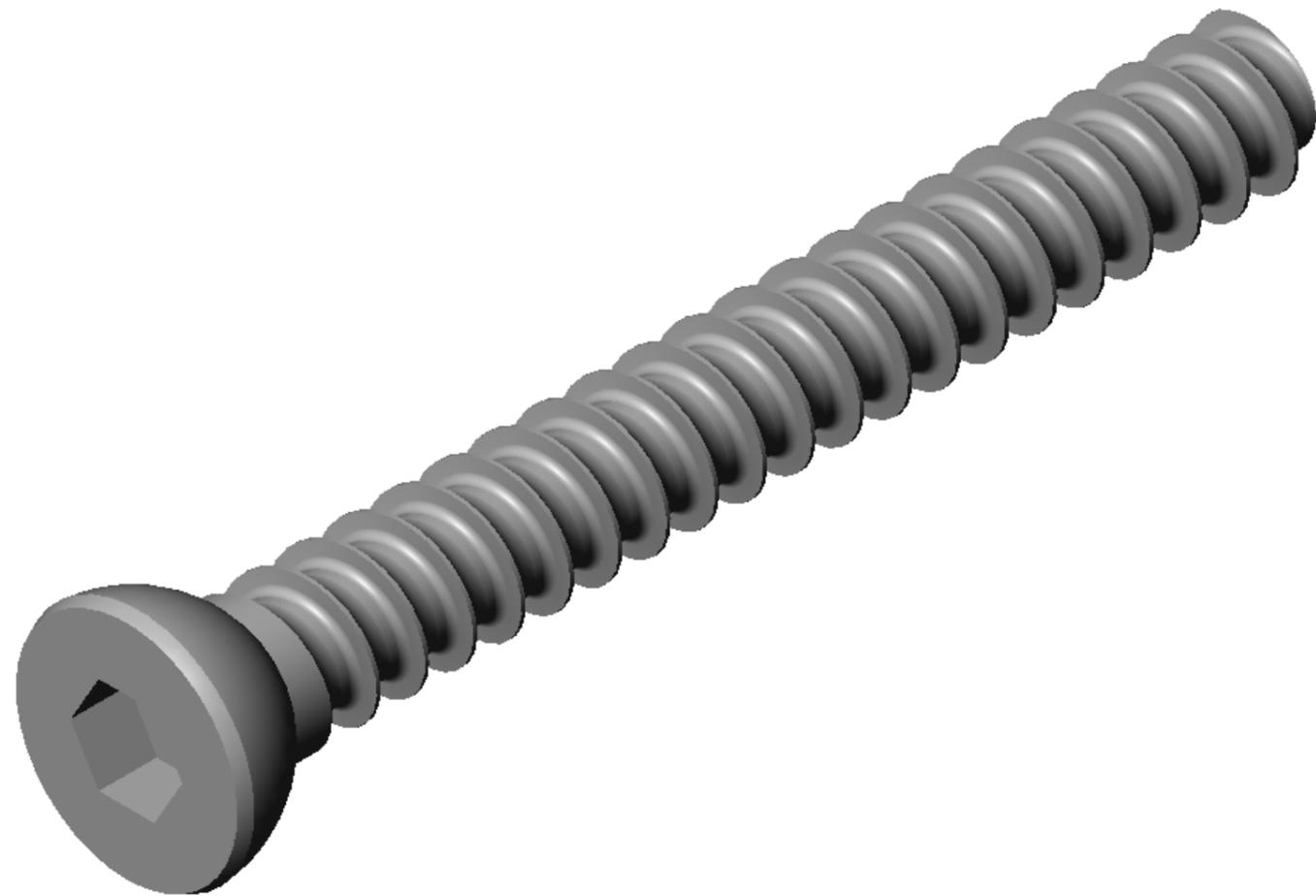
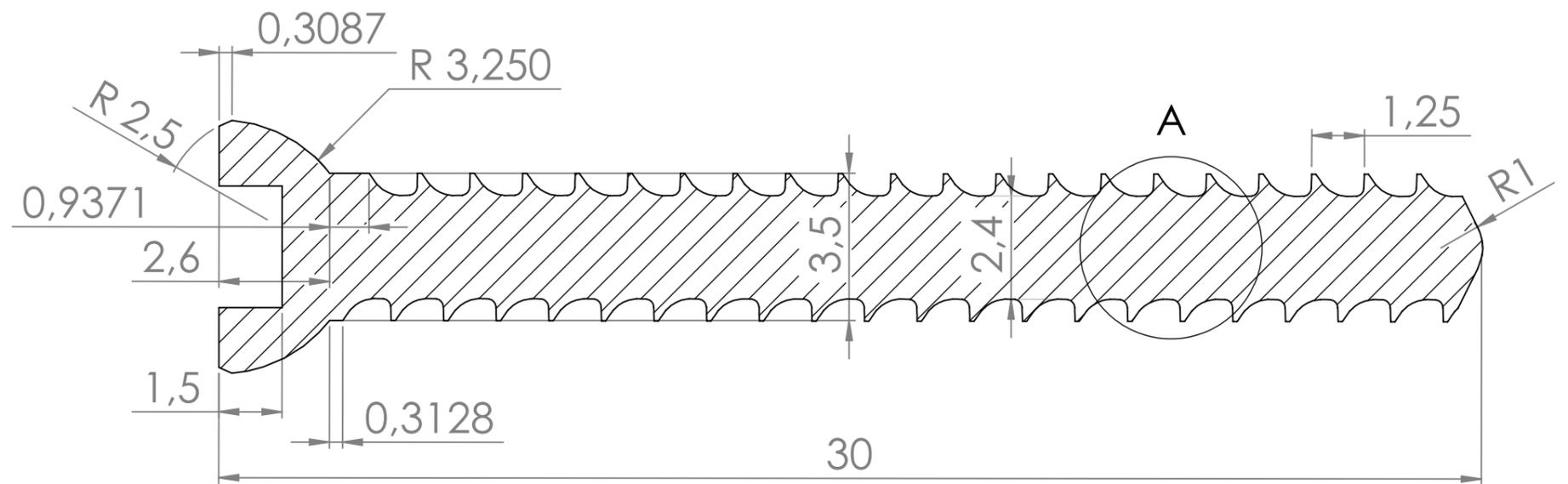
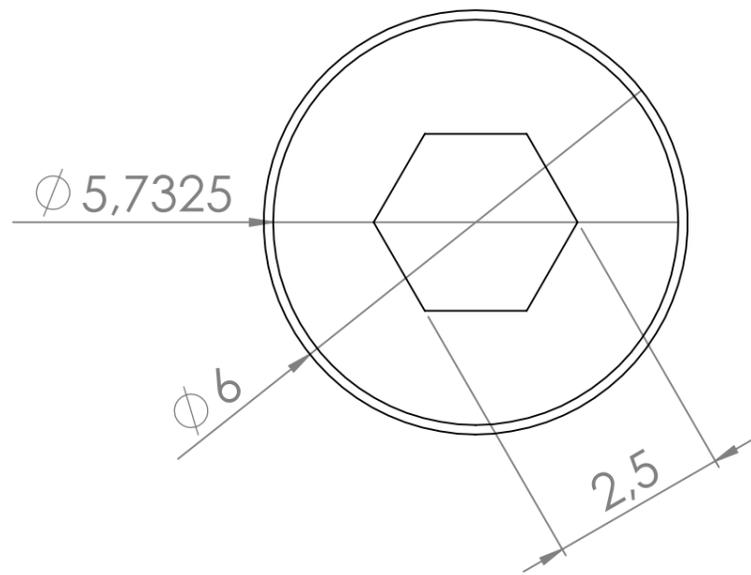
MATERIAL : Acero Inoxidable (AISI 316L)	PLACA LC-DCP 3,5 mm	
DISEÑADO POR : Blanco & Luna		
UNIDADES : Milímetros	APROBADO POR :	
FECHA : 16-11-2010	REVISADO POR :	
Universidad de Carabobo	ESCALA : 1 : 1	LÁMINA : 1 de 5



DETALLE A
DETALLE DE LA ROSCA

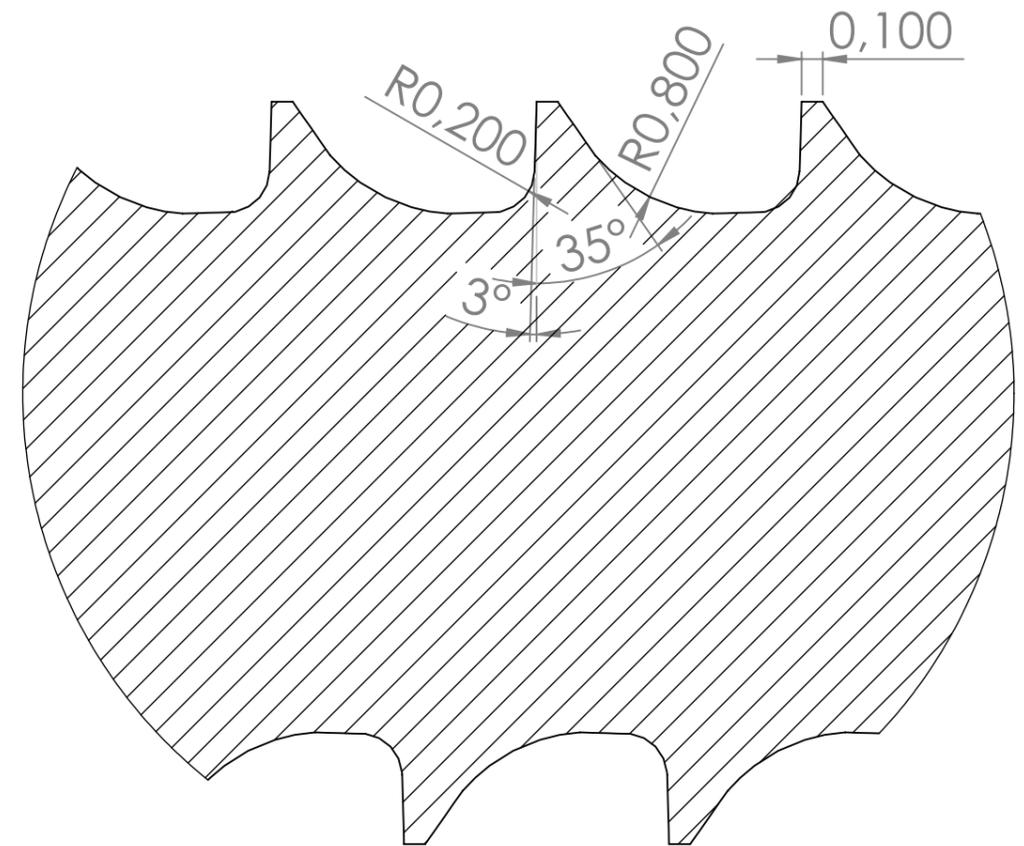
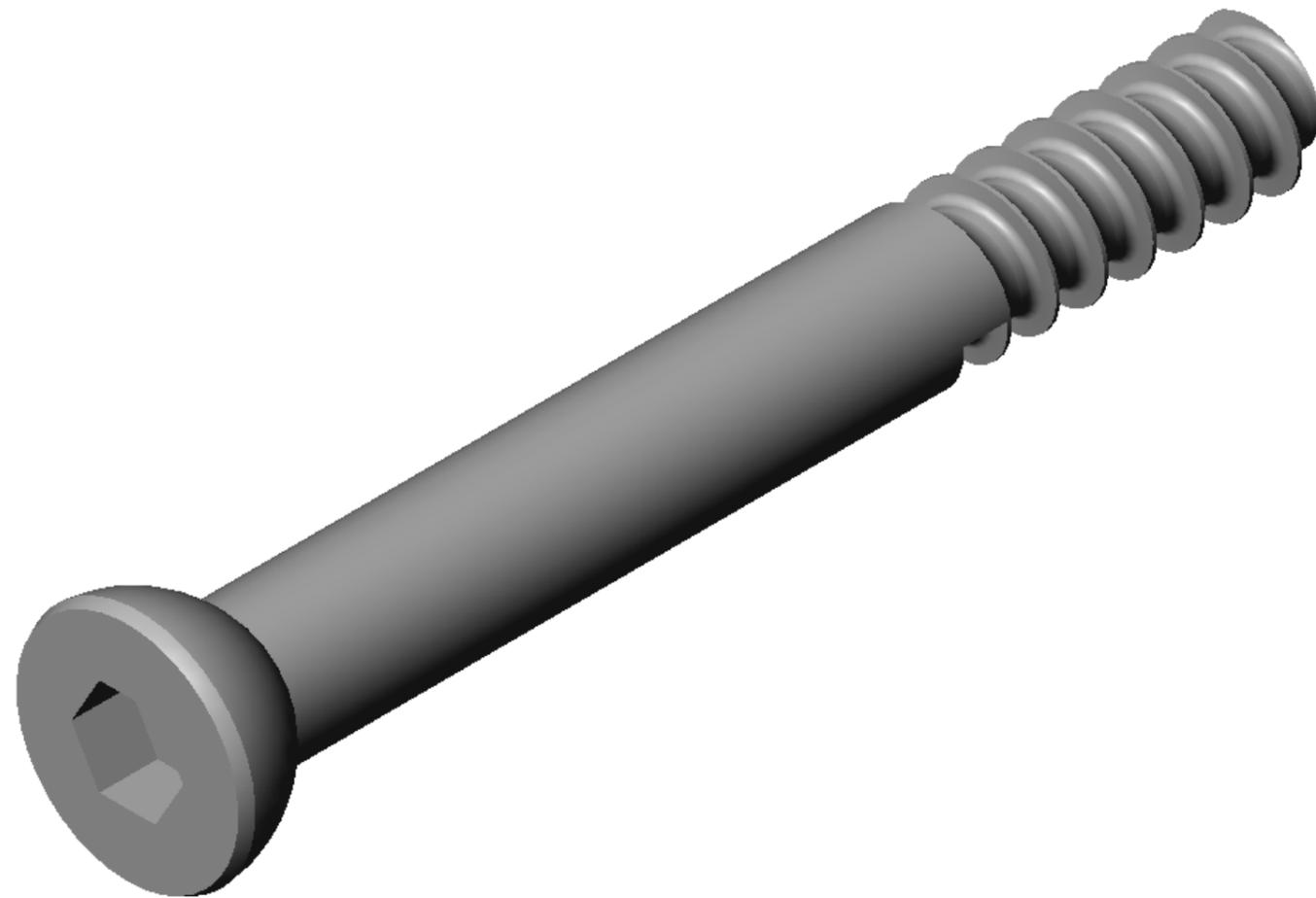
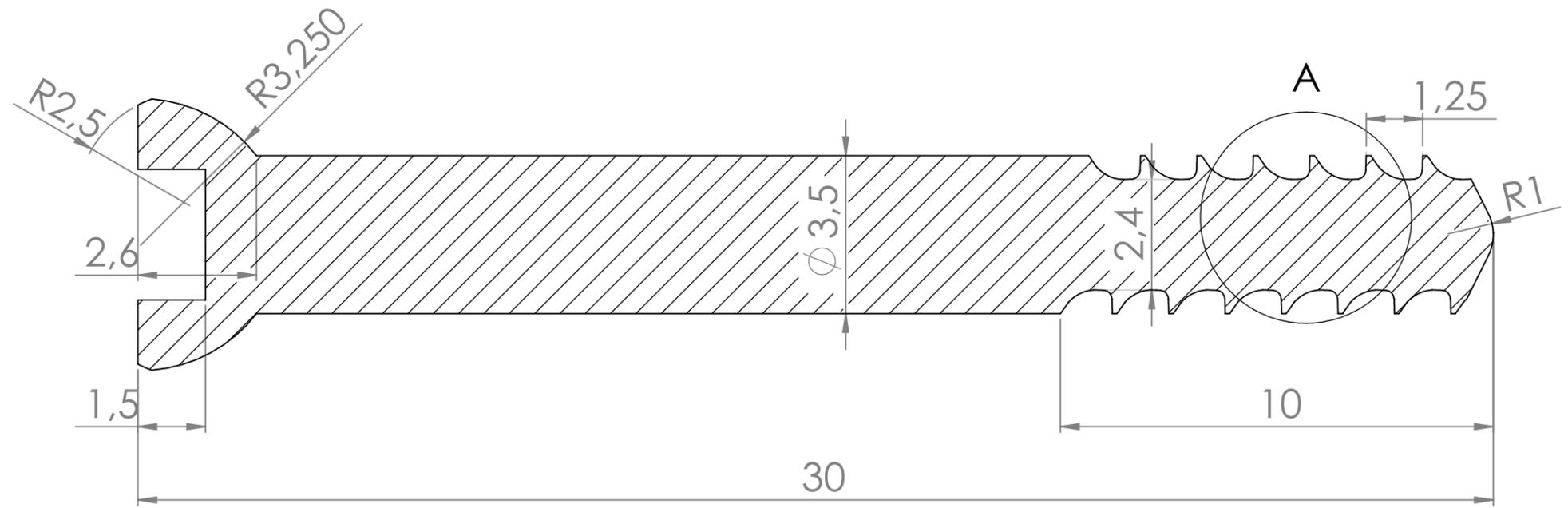
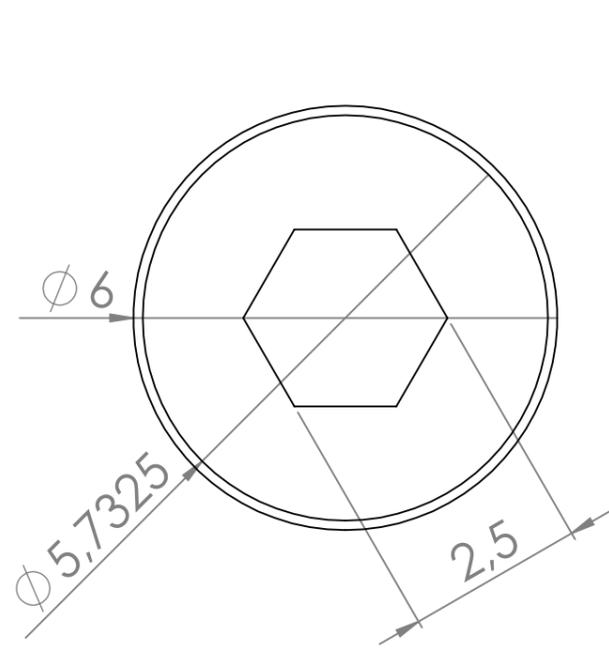


MATERIAL : Acero Inoxidable (AISI 316L)	TORNILLO DE CORTICAL 3,5 12 mm	
DISEÑADO POR : Blanco & Luna		
UNIDADES : Milímetros	APROBADO POR :	
FECHA : 16-11-2010	REVISADO POR :	
Universidad de Carabobo	ESCALA : 1 : 1	LÁMINA : 2 de 5



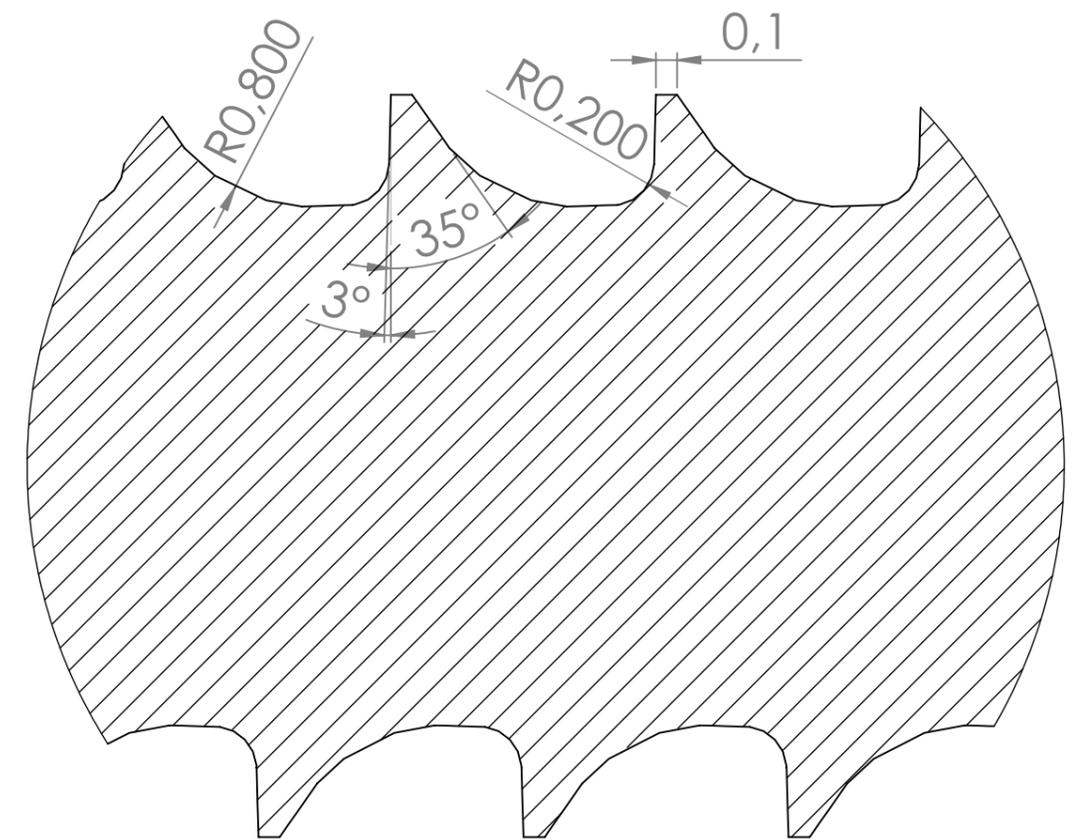
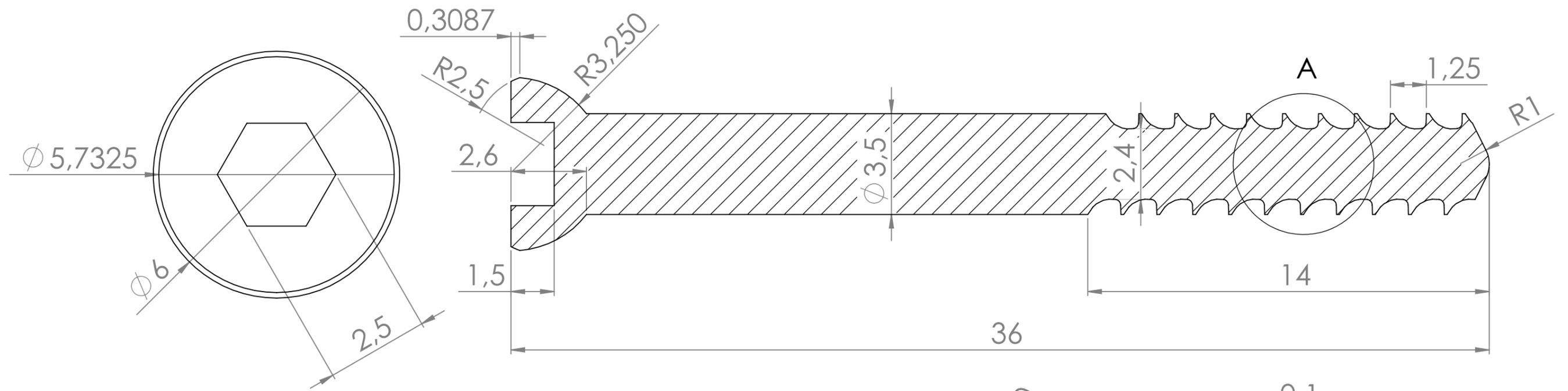
DETALLE A
DETALLE DE LA ROSCA

MATERIAL: Acero Inoxidable (AISI 316L)	TORNILLO DE CORTICAL 3,5 30 mm	
DISEÑADO POR: Blanco & Luna		
UNIDADES: Milímetros	APROBADO POR:	
FECHA: 16-11-2010	REVISADO POR:	
Universidad de Carabobo	ESCALA: 1:1	LÁMINA: 3 de 5

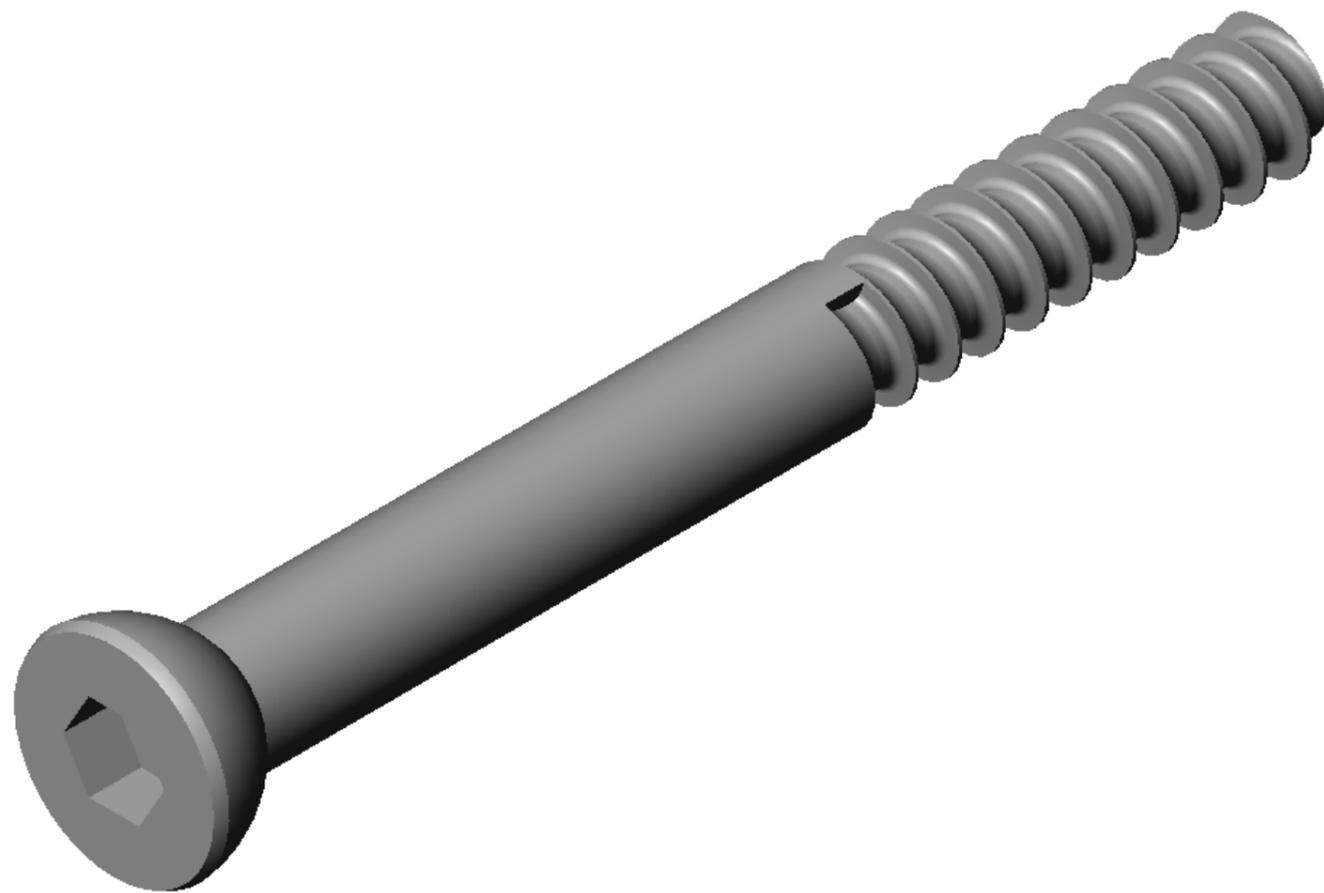


DETALLE A
DETALLE DE LA ROSCA

MATERIAL: Acero Inoxidable (AISI 316L)	TORNILLO DE CORTICAL 3,5 SHAFT 30 mm	
DISEÑADO POR: Blanco & Luna		
UNIDADES: Milímetros		
FECHA: 16-11-2010		
Universidad de Carabobo	APROBADO POR:	
	REVISADO POR:	
	ESCALA: 1:1	LÁMINA: 4 de 5



DETALLE A
DETALLE DE LA ROSCA



MATERIAL: Acero Inoxidable (AISI 316L)	TORNILLO DE CORTICAL 3,5 SHAFT 36 mm	
DISEÑADO POR: Blanco & Luna		
UNIDADES: Milímetros	APROBADO POR:	
FECHA: 16-11-2010	REVISADO POR:	
Universidad de Carabobo	ESCALA: 1:1	LÁMINA: 5 de 5

Anexos

Referencias

- Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS), (2009). [On-line]. Disponible en: <http://www.aaos.org>.
- Adarraga I., (2007). Aplicación del método de las fuerzas de Elementos Finitos para materiales compuestos. Universidad del País Vasco.
- American Society for Testin and Materials, (1978). Annual Book of ASTM Standars, Part 46. Philadelphia.
- Asociación de Osteosíntesis (AO), (2009). [On-line]. Disponible en: <http://www.aofoundation.org>.
- Axotla V., Gómez S., González D., (2000). Fracturas de antebrazo. **Revista Hospital Jua Mex 2000**, Vol. 2, pp 67.
- Boles A., Kannam S., Cardwell A., (2000). The Forearm: Anatomy of muscle compartments and nerves. **American Journal of Roentgenology**. N° 174.
- Bonelly A., Rojas G., González A., Morón, M., Antezana L. (2006). Tratamiento de fracturas diafisarias de cúbito con placas LCP vs. LC-DCP. **Acta Ortopédica Mexicana**, Vol. 20, N° 3.
- Browner B.,
- Casanova E., (2005). Introducción al MEF. Capitulo 4. Universidad Simón Bolívar.
- Cavallaro P., Figueroa P., Vásquez F. (2005). Fracturas de antebrazo del adulto. Cátedra de Ortopedia y Traumatología. Facultad de Medicina. Universidad del Salvador.

- Cerrolaza M., (2002). Elementos de contorno en elasticidad bidimensional, en Modelos Matemáticos en Ing. Moderna, Caracas.
- Cerrolaza M., (2006). El Método de los Elementos Finitos para la ingeniería y ciencias aplicadas: teoría y programas. Universidad Central de Venezuela.
- Cerrolaza M., Rojas K., Lehmann L., (2008). Un método de acople para MEF – MEC para análisis de interacción suelo-estructura. **Boletín técnico IMME**, Vol. 46, N°2, pp 23.
- Chew F., Pappas C., (1995). Radiology of the devices for fracture. Treatment in the extremities. **Clinical Radiology of North America**, N° 33, pp 375-389.
- Comín M., Peris J., Prat J., Dejoz J., Vera P., Hoyos J., (1999). Biomecánica de La fractura ósea y técnicas de reparación. Valencia, España.
- Contreras G., Cerrolaza M., (2001). Herramientas numéricas utilizadas para el desarrollo de dispositivos biomédicos en el tratamiento de lesiones humanas. Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela.
- Cowin S., (1989). Bone Mechanics. Boca Raton, Florida. CRC Press, Inc.
- Frías V., (2004). Aportaciones al estudio de las maquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del Método de los Elementos Finitos. pp 111.
- García C., Ortega D., (2005). Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: Evaluación radiológica. **Revista Chilena de Radiología**, Vol.11, N° 2, pp 58.
- Gil F., Planell J., (2007). Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones. Departamento de Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica. Universidad Politécnica de Cataluña.
- González Y., (2005). Diseño de una placa angulada para osteotomía. Universidad Central de Venezuela. Centro de Bioingeniería.
- Huallpa F., Quispe F., (2001). Fractura diafisarias de antebrazo: Características radiológicas en niños y adolescentes en hospitales del Minsa-Cusco. **Revista Semestral de la Facultad de Medicina Humana**. N° XXII.
- Instituto Técnico de Capacitación y Productividad, (2009). [On-line]. Disponible en: [http:// www.intecap.edu.co](http://www.intecap.edu.co).

- Leach R., (2009). Fractures in Adults. **American Academy of Orthopaedic Surgeons**, Vol. 4.
- Martínez V., Villalobos C., Estrada B., López M., Heredia J., Melo A. (2003). Fracturas diafisarias del antebrazo tratadas con clavo endomedular bloqueado. Reporte preliminar. **Acta Ortopédica Mexicana**, Vol. 17, N° 3.
- Müller C., Cerrolaza M., (2001). Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos. Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela.
- Müller M., Nazarian S. y Koch P., (1987). Classification AO des fractures. Les os longs. Berlin.
- Müller M., (1992). Manual of internal fixation. 3^{ra} edición. Alemania.
- Murty Y. V., (2003). Use of stainless steel in medical applications.
- Nordin M., Frankel V., (2004). Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3^{ra} Edición. Mc.Graw-Hill. Madrid.
- Norton R., (1999). Diseño de Máquinas. México: Prentice Hall.
- Ochoa D., Vivas J., Santafé E., (2009). Uso del Método de Elementos Finitos (MEF) para la determinación de esfuerzos y deformaciones en un modelo de pozo. Universidad Industrial de Santander.
- Osorio A., Rodríguez D., (2008). Diseño y construcción de una placa de fijación de fractura para radio distal. Centro de Biomecánica, Facultad de Ingeniería Universidad de Carabobo.
- Pérez L., (2005). Semiología de antebrazo, muñeca y mano. Cirugía Ortopédica y Traumatología. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Tomo II.
- RAJ Surgical Works, (2009). [On-line]. Disponible en: <http://corticalscrews.tradeindia.com>.
- Rapoff A., Kohles S., Vanderby Jr. R., (2000). Orthotropic index for bone. Proceeding of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Orlando, Florida. 11-15 March.
- Restrepo W., Vargas V., Olarte C., Nossa J., Triana M., (2009). Fracturas metafisarias distales extraarticulares de tibia: Placa percutánea vs. Clavo endomedular. **Repertorio de Medicina y Cirugía**, Colombia, Vol. 18, núm. 2, pp 113.
- Reyes C., Valencia M., García L., (2005). Osteosíntesis de la diáfisis del húmero con placas. **Rev. Colombiana de Ortopedia y Traumatología**, Colombia, Vol. 19, núm. 4, pp 27.

- Rodríguez G., Arroyo R., (2004). Análisis biomecánico del antebrazo. Instituto Tecnológico de Celaya. Conferencia 2004.
- Romero F., Niño J., Urrego A., (2002). Osteosíntesis con placa de bajo contacto (LC-DCP) en huesos largos. **Sociedad Colombiana de Cirugía Ortopédica y Traumatología**, Vol. 16, N° 4. Sección III – Trauma.
- Rush University Medical Center, (2009). [On-line]. Disponible en: <http://www.rush.edu>.
- Sánchez M., Martínez A., Romero M., (2002). Modelización y análisis de la placa DCP en fracturas B2 de fémur por el método de elementos finitos. Universidad Politécnica de Cartagena.
- Schütz M., Käab M., Haas N., (2005). Fijación interna de fracturas diafisarias de antebrazo con un sistema placa-tornillo de ángulo fijo. **Tec. Quir. Ortop. Traumatol 2005**, Berlín, Vol. 14, núm. 1, pp 32.
- Simulación por el Método de los Elementos Finitos (MEF), (2009). [On-line]. Disponible en: <http://www.citean.com>.
- Sotelo J., (2006). Fracturas de la extremidad distal del radio adulto. Departamento de Cirugía Ortopédica Clínica Mayo Rochester. Estados Unidos.
- Surgival, (2009). [On-line]. Disponible en: <http://www.surgival.com>.
- Synthes, (2007). Placa de compresión de bloqueo LCP. **Catalogo Synthes**.
- Synthes, (2009). [On-line]. Disponible en: <http://www.synthes.com>.
- Tajadura, Lopez J., (2006). AutoCAD 2006/2007 avanzado. Ed. Mc. Graw Hill. Madrid.
- Taljanovic M., Jones M., Ruth J., Benjamin J., Sheppard J., Hunter T., (2003). Fracture Fixation. **RadioGraphics**, N°23.
- Universidad Carlos III de Madrid, (2009). Introducción al Método de los Elementos Finitos: Aplicación a la mecánica de sólidos. [On-line]. Disponible en: <http://www.ocw.uc3m.es>.
- Universidad de Las Américas Puebla, (2009). Principios del Método de Análisis por Elementos Finitos y descripción de Algor Fea. [On-line]. Disponible en: <http://www.udlap.mx>.
- Universidad de Valencia, (2009). Fracturas del antebrazo y de la extremidad distal del radio. [On-line]. Disponible en: <http://centros.uv.es>.
- Woo L., Simón B., Akeson W., Gómez M., Seguchi Y., (1983). A new approach to the design of internal fixation plates. **Journal of Biomedical Materials Research**, N°17:429-39.

UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
COORDINACIÓN DE PROYECTOS DE GRADO

SINOPSIS DEL PROYECTO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLACA LC-DCP PARA FRACTURA DE ANTEBRAZO

FECHA DE APROBACIÓN DEL TEG-II: 1^{ero}-2010

FECHA DEL EXAMEN FINAL: _____

FECHA DE ENTREGA DE EJEMPLARES A LA DIRECCIÓN DE ESCUELA: 16-11-2010

Se presenta el diseño a una placa de fijación interna para fracturas de antebrazo a partir de la evaluación numérica de la distribución de tensiones que se presenta bajo los patrones de carga de compresión, flexión y torsión, usando el método de los elementos finitos (MEF). La geometría del implante fue modelada y usada para generar un sistema global donde interactúan la placa, el hueso y los tornillos de fijación, para el cual se definen sus condiciones de contorno aplicando las fuerzas externas al segmento óseo. Las condiciones de carga fueron simuladas y evaluadas con el programa de elementos finitos ABAQUS versión 6.8. Los resultados muestran la consideración detallada de la concentración de esfuerzos obtenidos para el modelo. Se observó concentración de tensiones en la región adyacente a los orificios de la placa y en los tornillos ubicados a los extremos de la placa de fijación, así como también en la interface placa hueso; en general el implante se comporta satisfactoriamente ya que se mantiene en el rango elástico lineal del material. Posterior al análisis realizado por el MEF, se fabricó y se fijó el modelo a un hueso de cadáver, de lo cual se observó que la interacción de las superficies placa-tornillo genera la compresión dinámica interfragmentaria de la fractura oblicua y que la geometría de la superficie inferior de la placa genera una zona de contacto reducido con el hueso. Se concluye que la placa puede ser fabricada e implantada para reducir este tipo de fracturas.

CÉDULA DE IDENTIDAD

NOMBRES

FIRMA

16.764.631

Fabio J. Blanco A.

16.270.015

Eleazar A. Luna S.

Profesor Guía: Brizeida Gámez

JURADO: Prof. David Ojeda

JURADO: Prof. Lucia Martino