



**UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLACA DE FIJACIÓN DE FRACTURA
PARA RADIO DISTAL**

**ANGEL OSORIO
DIANA RODRÍGUEZ**

Valencia, Noviembre de 2008

Resumen

La finalidad de este trabajo es presentar el 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 fueron simuladas y evaluadas con el programa de elementos finitos ANSYS versión 11. 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 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 concluye que la placa diseñada puede ser implementada en fracturas de radio distal como placa de sostén.

Índice general

Introducción	i
CAPÍTULO 1. El problema.....	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2 OBJETIVOS	2
1.2.1 Objetivo General	2
1.2.2 Objetivos Específicos	2
1.3 LIMITACIONES	3
1.4 ALCANCES	3
1.5 JUSTIFICACIÓN	3
1.6 ANTECEDENTES	3
CAPÍTULO 2. Marco teórico.....	9
2.1 ANATOMÍA FUNCIONAL	9
2.2 BIOLOGÍA ÓSEA	11
2.2.1 Estructura del radio distal	11
2.2.2 Composición química de los huesos.....	14
2.3 BIOMECÁNICA ÓSEA	14
2.4 FRACTURAS.....	16
2.4.1 Mecanismos de fractura.....	16
2.4.2 Dinámica del hueso	16
2.4.3 Clasificación de fracturas del radio distal	18
2.4 MÉTODOS DE FIJACIÓN.....	20

2.4.1 Implantes	20
2.5 GENERALIDADES DE LAS PLACAS.....	21
2.5.1 Placas de Compresión.....	21
2.5.2 Placas de Compresión dinámica (DCP)	22
2.5.3 Placas de Compresión dinámica de bajo contacto o impacto (LCP)	22
2.5.4 Placas de adaptación.....	22
2.5.5 Placas de neutralización.....	23
2.5.6 Las Placas de contención o sosten.....	23
2.5.7 Placas de diseño anatómico especial	23
2.5.8 Placas de contacto puntiforme o PC Fix (fijación de contacto puntiforme).....	24
2.5.9 Placas de compresión dinámica de contacto óseo reducido LC-DCP	24
CAPÍTULO 3. El Método de los Elementos Finitos	25
3.1 EL MÉTODO GENERAL.....	25
3.1.1 Aplicación del método.....	26
3.1.2 Funciones de forma.	29
3.1.2.1 Propiedades de las funciones de forma	29
3.1.2.2 Criterio de la parcela.....	30
3.1.2.3 Tipos de funciones de forma	30
3.1.3 Integración numérica.	33
3.1.4 Estimación del error y mallado adaptativo	36
3.1.4.1 Estimación del error	37
3.1.4.2 Mallado adaptativo	38
3.1.5 Diseño y análisis mediante programas de AEF.....	38
CAPÍTULO 4. Marco metodológico.....	39
4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA.....	39
4.1.1 Revisar bibliografía	39
4.1.2 Proponer un modelo basado en una placa existente	40
4.1.3 Elegir el material	40
4.1.4 Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos	40
4.1.5 Fabricar el modelo propuesto	42
4.1.6 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado	42

4.1.7	Evaluar el diseño propuesto.....	42	
CAPÍTULO 5. Resultados numéricos			43
5.1	VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE ELEMENTOS FINITOS	43	
5.1.1	Solución analítica	44	
5.1.2	Solución numérica.....	45	
5.1.3	Análisis de sensibilidad.....	47	
5.2	DISEÑO DE LA PLACA Y ANÁLISIS.....	47	
5.2.1	Placa sólida.....	48	
	Sistema analizado	50	
	Análisis del sistema	52	
	Materiales	52	
	Discretización del sistema por elementos finitos.	54	
	Condiciones de contorno	56	
5.2.2	Placa de contacto limitado.....	58	
5.3	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	60	
5.3.1	Placa sólida.....	60	
5.3.2	Placa de contacto limitado.....	63	
CAPÍTULO 6. Resultados experimentales			71
6.1	OBJETIVO DE LA PRUEBA.....	71	
6.2	MATERIALES Y MÉTODO.....	71	
6.2.1	Materiales	72	
6.2.2	Método.....	73	
6.3	RESULTADOS	75	
CAPÍTULO 7. Conclusiones y recomendaciones			77
7.1	CONCLUSIONES.....	77	
7.2	RECOMENDACIONES	78	
Referencias			79
Anexos.....			85

Índice de figuras

1.1 Primer prototipo de placa para fijación interna de fracturas, Hansmann 1886	4
1.2 Modelo 3D de placa analizada y sus dimensiones	6
1.3 La placa en cuestión tiene 2 mm de espesor y once orificios de 3.75 mm de diámetro.....	7
1.4 Placa de compresión dinámica. Geometría propuesta: 4 orificios $\varphi = 4.5$ mm, espesor 4 mm.....	7
1.5 Placa de mínimo contacto propuesta. Geometría a) Vista frontal b) Isometría c) Vista lateral	8
2.1 Radio distal y cubito	10
2.2 Superficie articular del radio distal, con las facetas correspondientes a lateral, dorsal medial y volar medial	10
2.3 Estructura ósea.....	12
2.4 Componentes del tejido óseo.....	13
2.5 Respuesta ósea ante los modos de carga básicos.....	15
2.6 Ubicación anatómica de la fractura del radio distal	18

2.7 Clasificación comprensiva de Müller, en tipo A, tipo B y tipo C, con los subgrupos iniciales de cada uno de ellos.....	19
2.8 Placa de compresión estándar.....	21
2.9 Geometría de los agujeros de la placa DCP	22
2.10 Placa LCP.....	22
2.11 Placa de adaptación en Y.....	23
2.12 Placa de sostén.....	23
2.13 Placa de diseño especial en L.....	23
2.14 Tornillos que se roscan a la placa.....	24
2.15 Placa con agujero combinado LC-DCP.....	24
3.1 Coordenadas nodales (i,j,k) y desplazamientos de los nodos.....	27
3.2 Tipos de nodos de un elemento	31
3.3 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación	31
3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado.....	32
3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ,η,ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (x,y,z)	33
3.6 Límites de integración de la función f	35
3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función f	36
5.1 Viga en voladizo.....	44
5.2a Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 266 elementos	45
5.2b Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 2.128 elementos	45

5.2c Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 17.018 elementos	46
5.2d Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 57.429 elementos	46
5.3 Representación grafica de la sensibilidad del mallado en la deformación de la viga en voladizo analizada	47
5.4 Modelo propuesto para la placa sólida (a) Vista frontal (b) Vista superior (c) Vista posterior (d) Vista inferior	48
5.5 Ubicación del modelo (a) Diseño original-brazo izquierdo	49
(b) Diseño simétrico-brazo derecho	49
5.6 Agujeros avellanados para tornillos de cabeza redondeada	49
5.7 Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3.5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso	50
5.8 Posición de los tornillos corticales en el agujero de alineación proximal	50
5.9 Sistema analizado placa-hueso-tornillos de fijación (placa solida).....	51
5.10 Corte longitudinal del extremo derecho del sistema	51
5.11 Geometría del elemento SOLID 187	54
5.12 Elementos de contactos	55
5.13 Mallado del sistema modelado (a) Vista superior (b) Vista lateral	56
5.14 Esfuerzo de tracción generado en la sección transversal del hueso cortical	56
5.15 Momento flector (respecto al plano xy) aplicado en el hueso.....	57
5.16 Momento torsor (respecto al eje z) aplicado en el hueso	57
5.17 Placa de contacto limitado propuesta (a) Vista inferior (b) Vista lateral	58
5.18 Sistema analizado placa-hueso-tornillos de fijación (placa de contacto limitado).....	59

5.19	Mallado del sistema modelado (a) Vista superior (b) Vista lateral	59
5.20	Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa solida sometida a tracción	61
5.21	Corte longitudinal. Sistema hueso-placa solida. Tracción. Esfuerzos en MPa	61
5.22	Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa solida sometida a flexión.....	61
5.23	Corte longitudinal. Sistema hueso-placa solida. Flexión. Esfuerzos en MPa	62
5.24	Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa solida sometida a torsión.....	62
5.25	Corte longitudinal. Sistema hueso-placa solida. Torsión. Esfuerzos en MPa	63
5.26	Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa de contacto limitado sometida a tracción	64
5.27	Corte longitudinal. Sistema de la placa de contacto limitado. Tracción. Esfuerzos en MPa	64
5.28	Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa de contacto limitado sometida a flexión	64
5.29	Detalles del sistema de la placa de contacto limitado a flexión (a) Vista lateral (b) Corte transversal	65
5.30	Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa de contacto limitado sometida a torsión.....	66
5.31	Detalles del sistema de la placa de contacto limitado a torsión (a) Vista lateral (b) Corte transversal	66
5.32	Representación grafica de la sensibilidad del mallado en el valor del esfuerzo máximo de Von Mises del sistema placa-hueso-tornillos de fijación	68

5.33 Geometría del elemento SOLID92	69
5.34 Geometría del elemento SOLID186	70
6.1 Placa solida construida	72
6.2 Tornillos de cortical usados para fijar la placa al hueso.....	72
6.3 Radiografía pre-operatoria del fémur	73
6.4 Secuencia de la operación. (a) Incisión (b) Colocación del implante (c) Placa fijada (d) Sutura de la herida	74
6.5 Radiografías post-operatorias de la fractura reducida (a) inmediata (b) a las 3 semanas (c) a las 5 semanas (d) después de retirada la placa	75
6.6 Muestra del paciente luego de retirado el implante.....	76
6.7 Imágenes de la placa al ser retirada.....	76

Índice de tablas

5.1 Resultados numéricos	46
5.2 Valores de carga considerado	52
5.3 Propiedades mecánicas del material acero 316L (recocido), empleado en los implantes.....	53
5.4 Constantes elásticas para el hueso cortical humano	53
5.5 Esfuerzos máximos de Von Mises resultante en los implantes	66
5.6 Factor de seguridad de los modelos.....	67
5.7 Comparación del Esfuerzo máximo de Von Mises para tres tipos de mallas.....	68
5.8 Comparación del Esfuerzo máximo de Von Mises para distintos elementos.....	70

Introducción

Las fracturas del radio distal son las más frecuentes que sufre el esqueleto humano, representan 1/6 de las fracturas atendidas en los servicios de emergencias y su frecuencia está en aumento en pacientes cada vez más jóvenes debidos principalmente a los accidentes de tránsito. En Venezuela ocurren alrededor de 100.000 de estas fracturas, cada año (Federación Médica Venezolana 2008). En el presente se aplican varios métodos para su tratamiento, incluyendo las técnicas de fijación interna y externa, que han demostrado la potencialidad para restaurar y mantener la posición radiográfica hasta que se produce la unión de la fractura (Mackenney et al. 2006).

Los programas basados en el Método de Elementos Finitos (MEF) se han convertido, en los últimos años, en una eficiente herramienta para la simulación de problemas de bioingeniería, debido a que con la implementación de esta herramienta, es posible conocer defectos que pueden poner en riesgo el buen desempeño de dispositivo antes de ser manufacturado.

Dado lo anterior, a continuación se presenta un estudio cuyo objetivo se basa en el diseño y construcción de una placa de radio distal.

Con el desarrollo de la presente investigación, la Universidad de Carabobo podría ofrecer una alternativa para suministrar placas de fijación de fracturas al sistema de salud pública y de esta manera mejorar la calidad de vida de los pacientes.

CAPÍTULO 1

El problema

En el siguiente capítulo se describe el problema, sus consecuencias, sus posibles causas y su justificación, a partir de lo cual han surgido los objetivos de esta investigación, así como se definen los alcances y limitaciones de este trabajo. Así mismo, se lleva a cabo una revisión de los antecedentes y de los estudios realizados recientemente en el área de interés.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una fractura es una discontinuidad parcial o total del hueso. Si se aplica más presión sobre un hueso de la que puede soportar éstos pueden llegar a romperse. Las rupturas de los huesos son producidas por caídas, traumatismos, golpes o fuerzas repetitivas, como las que se presentan cuando una persona corre (Yale Medical Group 2005).

Las fracturas del radio distal son las más frecuentes que sufre el esqueleto humano, representan 1/6 de las fracturas atendidas en los servicios de emergencias y su frecuencia está en aumento en pacientes cada vez más jóvenes debido principalmente a los accidentes de tránsito. En Venezuela ocurren alrededor de 100.000 de éstas fracturas, cada año (Federación Médica Venezolana 2008).

Las fracturas estables pueden manejarse en forma conservadora, con resultados anatómicos y funcionales satisfactorios. Sin embargo, el manejo de las fracturas inestables presenta más dificultades. En la actualidad, existe consenso en aceptar la relación estrecha entre la anatomía y la función. Esto implica que el procedimiento debe estar destinado a

reintegrar una posición lo más cercana posible a la anatómica, para optimizar la funcionalidad. En el presente se aplican varios tratamientos, incluyendo las técnicas de fijación interna y externa, que han demostrado la potencialidad para restaurar y mantener la posición radiográfica hasta que se produce la unión de la fractura (Mackenny et al. 2006).

Las placas se utilizan con frecuencia para la fijación interna de fracturas ya que permiten la distribución uniforme de fuerzas en toda su longitud, y cumplen diferentes funciones biomecánicas (Sabiston et al. 2005).

Actualmente en el país, se diseñan y fabrican placas de fijación interna, aunque solo se supe al hospital Universitario de Caracas y a la zona andina, a través del Instituto Nacional de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela (INABIO-UCV) y la Corporación de Innovación Tecnológica de la Universidad de los Andes (CITEC-ULA), respectivamente.

Dado lo anterior, la presente investigación plantea el diseño de una placa basado en los modelos existentes, con la intención de fomentar su posible fabricación para suplir al hospital de Carabobo, a manera de ofrecer una alternativa al sistema de salud pública venezolana.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo General

Diseñar y construir una placa de fijación de fractura para radio distal.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Seleccionar el material de fabricación de la placa, en base a la comercialización nacional.
2. Proponer un modelo virtual tridimensional de una placa de fijación de fractura para radio distal.
3. Evaluar numéricamente la distribución de tensiones en el modelo propuesto, usando el Método de Elementos Finitos.

4. Construir el modelo propuesto.
5. Probar experimentalmente el comportamiento mecánico del modelo construido en un animal.
6. Evaluar el diseño propuesto.

1.3 LIMITACIONES

Los obstáculos que pueden presentarse a lo largo del desarrollo de la investigación, pueden radicar en aspectos tales como, la disponibilidad del biomaterial en el país, así como la disposición de un centro de mecanizado calibrado y del personal calificado para la fabricación del dispositivo. Además, se requieren los servicios de un médico veterinario dispuesto a implementar el diseño fabricado.

1.4 ALCANCES

La investigación está limitada al diseño de una placa de fijación interna para radio distal de una persona adulta. Para garantizar la resistencia mecánica del dispositivo, el análisis mecánico se determinará a través de un programa basado en el método de elementos finitos y finalmente se construirá un modelo, el cual será ensayado en un perro.

1.5 JUSTIFICACIÓN

Con el desarrollo de la presente investigación, la Universidad de Carabobo podría ofrecer una alternativa de suministro de placas de fijación interna al sistema de salud pública de la región centro norte del país y de esta manera lograr una mejor calidad de vida para los pacientes que asisten a los centros de salud pública. En el aspecto académico, específicamente en la línea de investigación de Bioingeniería, se sentarían las bases para el desarrollo de nuevos modelos.

1.6 ANTECEDENTES

La primera osteosíntesis registrada con un resultado satisfactorio se atribuye a *Aquiles Cléophas Flaubert* (padre del escritor Gustavo Flaubert) Cirujano en Jefe del Hospital en

Rouen, quien operó en 1838 una pseudoartrosis de húmero mediante la realización de una osteotomía oblicua en los bordes, sobre los que realizó unas perforaciones con un taladro a las que ancló una sutura con alambre metálico (Heim 2001).

Por otra parte, la primera placa fijada con tornillos se adjudica a Carl Hansmann, en Hamburgo en 1886 (ver figura 1.1) (Bagby y Spokane 1977). En aquella época las placas se colocaban a cielo abierto y los tornillos que las fijaban al hueso sobresalían de la piel a través de la herida quirúrgica, a pesar de lo cual se conseguían resultados uniformemente satisfactorios (Trueta 1944).

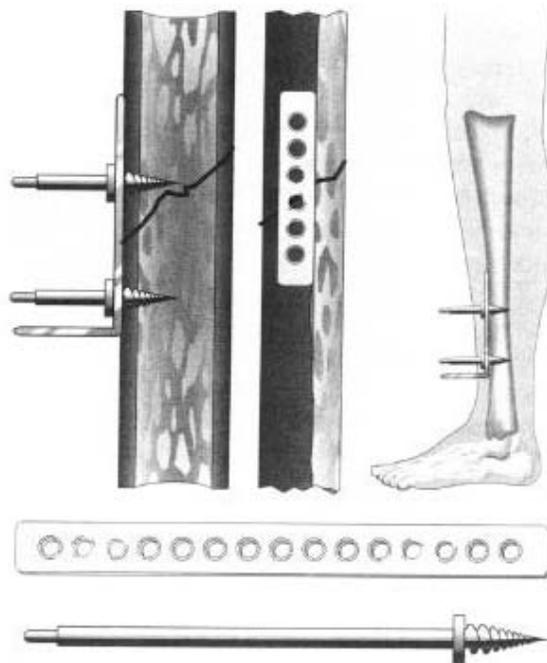


Figura 1.1 Primer prototipo de placa para fijación interna de fracturas, Hansmann 1886 (Wolter y Zimmer 1991)

En 1907 Albin Lambotte, notable cirujano belga (1866-1955), publicó su libro “*L’Intervention Opératoire dans les Fractures*” en donde por primera vez se hace mención del empleo de elementos metálicos y quirúrgicos para la unión de extremos óseos fracturados con el término *osteosíntesis* (Küntschner 1965). En 1909 Lambotte aplica unas placas romboidales, más anchas en la zona de la fractura (Bagby y Spokane 1977).

En los Estados Unidos de Norteamérica, *William O’Neill Sherman* desarrolló una técnica parecida para fijación de las fracturas mediante sus propias placas y tornillos que lo

mismo podían ser *uni* o *bi* corticales pero ya no sobresalían por la piel del paciente (Heim 2001). En 1912 Sherman utilizó una placa de forma ondulada en el plano frontal para adaptarla mejor a las fracturas. Esta placa con mínimas variaciones, se sigue utilizando en la actualidad en fractura de pelvis y supracondíleas de codos (Bagby y Spokane 1977).

Durante muchos años han surgido diversos tipos y formas de placas con dos orientaciones: las llamadas estándar, que sirven para casi todo con mínimas adaptaciones que se realizan durante la cirugía y las específicas para situaciones concretas. Para las primeras, su sistema ha quedado perfectamente protocolizada por la Asociación de Osteosíntesis suiza (AO) (Müller 1965). Mientras que las segundas van surgiendo y perfeccionándose continuamente para fracturas o zonas determinadas.

En cuanto a simulación numérica y evaluación de esfuerzos, se comenzó con la utilización del método de los elementos finitos en una y dos dimensiones (Rybicki et al. 1974; Askew et al. 1975; Perren et al. 1969; Plant y Bartel 1974), evolucionando hasta el estudio en 3D como se demuestra en los trabajos de Simon et al. (1977) y Cheal et al. (1985). Szivek y Yapp (1989) realizaron el estudio experimental de un modelo bajo la acción de cargas cíclicas, que se suponen provenientes de la actividad diaria del paciente.

Más recientemente, se han venido realizando estudios experimentales y análisis numéricos con el fin de mejorar las cualidades resistentes y funcionales de los dispositivos existentes, así Gesensway et al. (1995) propone un nuevo diseño de placas para fijación de fracturas en el radio distal.

Entre los estudios de diseño y análisis por elementos finitos de placa para fijación interna de fracturas que se encuentran actualmente en Venezuela se destacan:

- La investigación titulada: “DISEÑO Y SIMULACIÓN NUMÉRICA DE UNA PLACA CERVICAL”, realizada por Miguel Cerrolaza y Gabriela Contreras en la Universidad Central de Venezuela en el Centro de Bioingeniería. El objetivo de esta investigación fue el de diseñar y simular una placa cervical de colocación anterior, que permitiera libertad en el posicionamiento de los tornillos que se utilizan para su fijación. El diseño geométrico fue realizado en el software ProEngineer 2000i, y posteriormente analizado

por el método de los elementos finitos con MSC/Nastran 4.6. Se presentó un modelo preliminar del dispositivo y los resultados correspondientes a las distribuciones de esfuerzos debido a cargas fisiológicas de compresión. Se analizó una placa como la que muestra la figura 1.2, de 1 mm de espesor, 20 mm. de ancho debido a que la parte anterior del cuerpo vertebral, ofrece aproximadamente 26 mm. Para colocar la placa, y de 40 mm. de largo para que pudiera ser utilizada en el tratamiento de lesiones en el que estén involucradas tres vértebras y dos discos vertebrales; el radio de curvatura de la placa es de un valor muy aproximado al de la curvatura anterior del cuerpo vertebral, ya que dicho valor será modificado por el cirujano, justo en el momento de su colocación (Cerroloza y Contrera 2001).

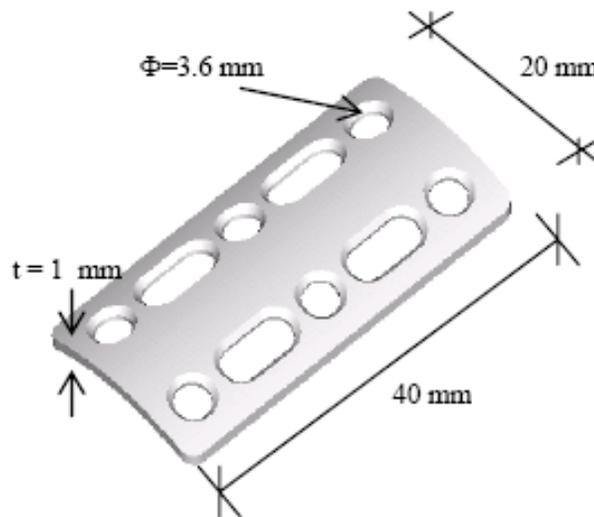


Figura 1.2 Modelo 3D de placa analizada y sus dimensiones (Cerroloza y Contrera 2001)

- La investigación presentada por Carolina Tovar, Miguel Cerroloza, y José Bendayán de la Universidad Central de Venezuela del Centro de Bioingeniería; cuyo título es: “DISEÑO Y ANÁLISIS NUMÉRICO DE UNA PLACA PARA FIJACIÓN INTERNA DE FRACTURAS EN EL RADIO DISTAL”. El propósito de este trabajo era presentar un nuevo diseño de una placa para fijación interna de fracturas en el radio distal (ver figura 1.3) y evaluar numéricamente la distribución de tensiones que se presenta bajo los casos de carga: tracción, flexión y torsión, usando el método de los elementos finitos. La geometría del implante fue modelada y luego generó un modelo global donde interactúan el hueso, el implante y los tornillos de fijación, se definieron sus

condiciones de contorno y se aplicaron las cargas como fuerzas externas al segmento óseo. Las condiciones de carga fueron simuladas y evaluadas con el programa MSC/Nastran de elementos finitos. 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 extremos 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 (Tovar et al. 2001).



Figura 1.3 La placa en cuestión tiene 2 mm de espesor y once orificios de 3.75 mm de diámetro (Tovar et al. 2001)

- El trabajo que lleva por título: “DISEÑO Y ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE PLACAS PARA FIJACIÓN INTERNA DE FRACTURAS” elaborado por Carolina Tovar, Miguel Cerrolaza, y José Bendayán de la Universidad Central de Venezuela; donde se diseño una placa de compresión dinámica (DCP) (ver figura 1.4) y una de mínimo contacto (ver figura 1.5).

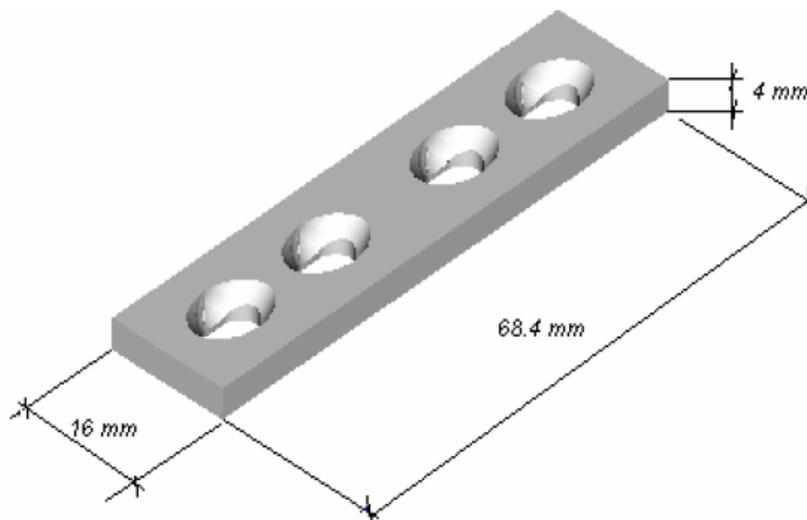


Figura 1.4 Placa de compresión dinámica. Geometría propuesta: 4 orificios $\phi = 4.5$ mm, espesor 4 mm (Tovar et al. 2002)

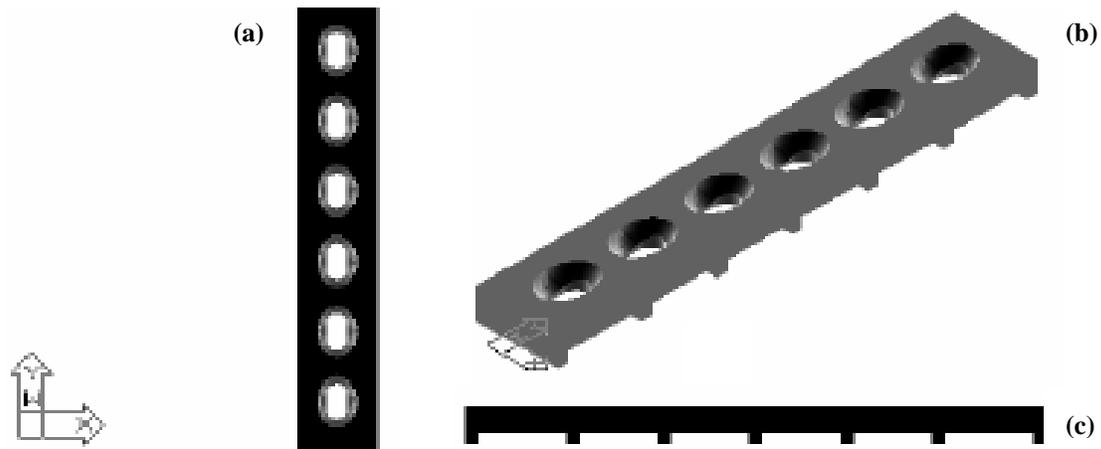


Figura 1.5 Placa de mínimo contacto propuesta. Geometría a) Vista frontal
b) Isometría c) Vista lateral (Tovar et al. 2002)

Asimismo se caracterizó el campo resultante de tensiones de un modelo idealizado del sistema placa hueso que se sometió a tracción axial, flexión y torsión. Se utilizaron dos programas, el MSC/Nastran y el Mechanical Desktop, luego se fijaron las condiciones de contorno y valores de carga. Los modelos se comportaron satisfactoriamente, ya que en general los esfuerzos permanecieron en el rango elástico lineal del material utilizado (Acero quirúrgico). Las zonas críticas del modelo fueron los tornillos extremos y los espacios interorificios (Tovar et al. 2002).

CAPÍTULO 2

Marco teórico

A continuación se describen los aspectos teóricos que serán empleados para el diseño de la placa. Inicialmente se presentan las características de la anatomía y la biomecánica del radio distal. Luego, se expone la clasificación comprensiva de Müller y el grupo AO/ASIF de esta zona de la muñeca donde se muestran los subgrupos iniciales de cada fractura, que permiten definir el tratamiento adecuado de estas lesiones. Finalmente se hace una descripción general de los tipos de placas y sus diferentes aplicaciones.

2.1 ANATOMÍA FUNCIONAL

El radio distal es el elemento fundamental de la articulación de la muñeca de la cual depende la integridad anatómica de la parte ósea y ligamentaria para su función (ver figura 2.1). La falta de contacto del cúbito distal con el carpo, permite a los humanos la pronosupinación, además de la perfecta relación radiocubital. La superficie articular del radio distal presenta dos facetas o carillas articulares cóncavas, una lateral para el escafoides y otra medial para el semilunar, separadas por un canto anteroposterior; medialmente el extremo distal del radio presenta una depresión semicilíndrica que recibe la cabeza cubital, formando una articulación troclear que está estabilizada por el complejo fibrocartilaginoso triangular, el mismo que permite un mínimo desplazamiento dorsal de la cabeza cubital en la pronación y palmar en la supinación.

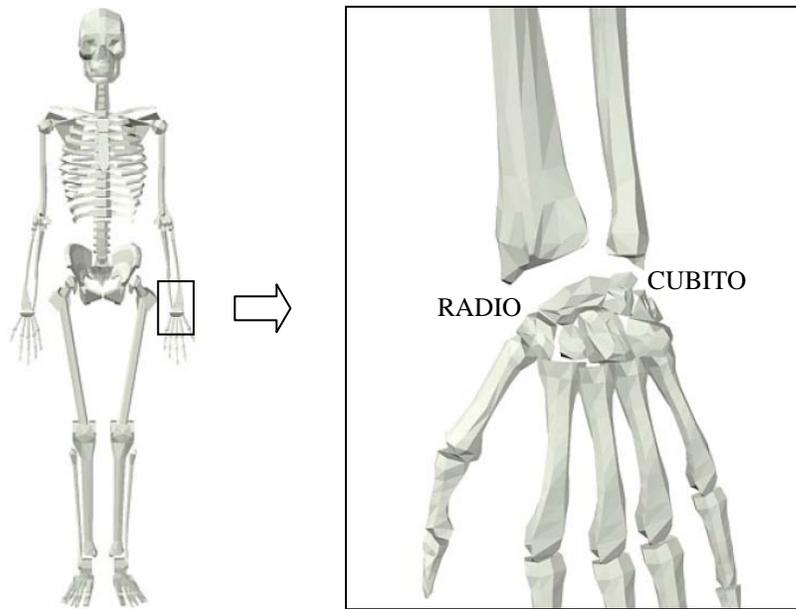


Figura 2.1 Radio distal y cubito

De ésta forma, el radio distal contiene tres superficies articulares: la superficie lateral escafoidea, la superficie medial semilunar y la superficie sigmoidea de la radiocubital distal (RCD); las superficies lateral y medial tienen a su vez una columna dorsal y otra palmar o volar (ver figura 2.2).

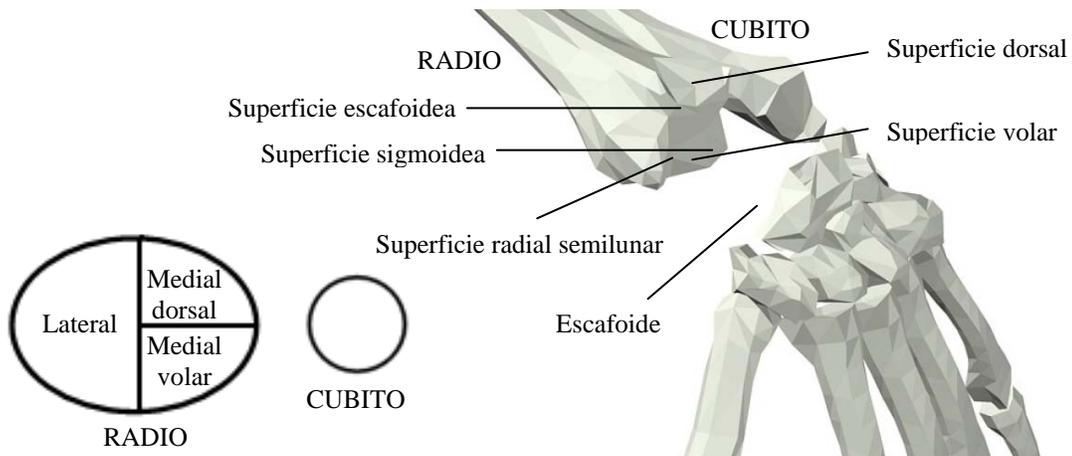


Figura 2.2 Superficie articular del radio distal, con las facetas correspondientes a lateral, dorsal medial y volar medial

La proximidad entre la faceta del semilunar y la RCD, hace que las fracturas del radio distal que comprometen esa faceta, comprometan la RCD (Nana et al. 2005). La superficie

palmar del radio distal es plana y se extiende volarmente en una curva suave; en cambio la superficie dorsal del radio es muy irregular por la huella ósea que deja el paso de los tendones extensores en sus compartimientos. Por ello, la colocación de una placa se facilita en la superficie palmar y debe ser cuidadosamente planificada en la superficie dorsal.

El extremo distal del radio tiene una inclinación cubital y palmar. La movilidad y estabilidad de la muñeca está asegurada por la forma o diseño del radio distal y su interrelación con el carpo y la RCD (Jupiter 1997). Las actividades de la vida diaria producen mayores fuerzas de tensión en el dorso del radio distal y de compresión en la palma, y ello se refleja en su anatomía siendo el hueso más esponjoso en el dorso y más compacto en la palma (Castaing 1964), lo cual es bueno considerar cuando se aplica una placa de osteosíntesis y se busca un buen soporte a los tornillos.

2.2 BIOLOGÍA ÓSEA

2.2.1 Estructura del radio distal

La composición del hueso depende de un gran número de factores tales como la especie, la localización de la muestra tomada, la edad, el sexo y el tipo de tejido óseo (Schneck y Bronzino 2003). A nivel macroscópico, el extremo distal del radio está formado por hueso esponjoso, cubierto por una delgada cortical, de muy poca resistencia, sobre todo a nivel de la zona metafiso-epifisiaria.

- **Hueso cortical o compacto:** Es el componente principal de las zonas externas de todos los huesos (Comín et al. 1999) y se caracteriza por ser homogéneo, denso, compacto y muy resistente. Representa aproximadamente el 85% del hueso corporal, se encuentra en las diáfisis de huesos largos, tales como fémur, tibia, húmero y radio. Forma un conducto tubular que encierra la cavidad medular, donde asientan las principales estructuras neurovasculares junto con la médula ósea amarilla. La superficie externa está cubierta por el periostio formado por una capa exterior del tejido fibroso rica en vasos, nervios y terminaciones sensitivas, en la cual se insertan ligamentos y tendones. La capa interior del periostio es una delgada lámina osteogénica formada por osteoblastos. La superficie interna, por su parte, está tapizada con una capa osteogénica

similar a la perióstica, pero sin tejido fibroso denominada endostio, el cual tapiza la cavidad medular, las cavidades del hueso trabecular y los canales haversianos.

El volumen del hueso cortical está regulado por la formación de hueso periosteal, remodelación dentro del sistema haversiano y resorción ósea endosteal. Es removido principalmente por resorción endosteal y resorción dentro de los canales haversianos (Ardila 1997).

- Hueso esponjoso o trabecular: Se localiza en la epífisis y metáfisis y en el interior de la mayoría de los huesos planos. Proporciona un área superficial grande para las actividades metabólicas del hueso, además de ofrecerle resistencia mecánica al tejido (Nather 2005). Estos dos tipos de hueso tienen muchas diferencias en composición, organización, crecimiento y propiedades mecánicas (Doblaré et al. 2004).

En la figura 2.3, se muestra la estructura típica de un hueso largo, y una sección longitudinal del mismo.

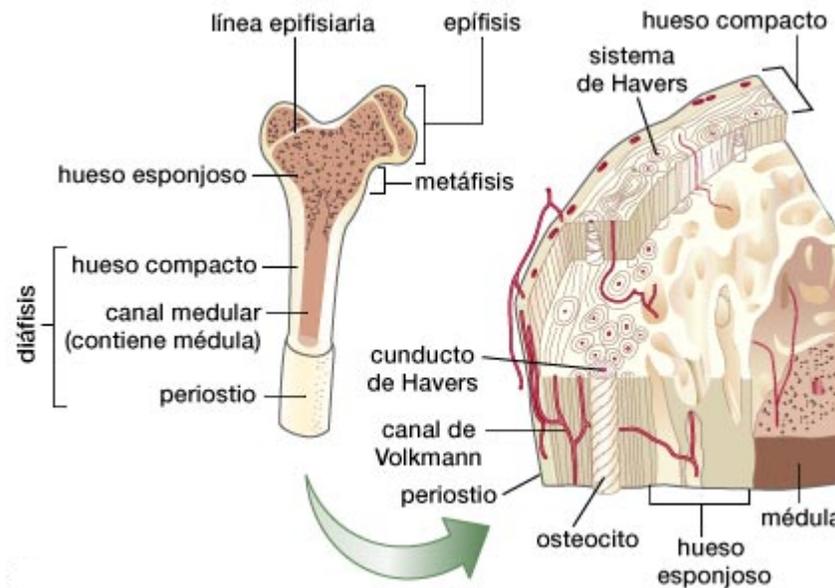


Figura 2.3 Estructura ósea (Merriam y Webster 2006)

A nivel celular el tejido óseo está formado por cuatro tipos de células óseas responsables de producir, mantener y modificar la estructura de dicho tejido. Se reconocen cuatro tipos de células óseas:

- Osteoblastos, son células formativas que se localizan en todas las superficies óseas en donde tiene lugar la formación activa de hueso, bien sea en las superficies externas en las que suelen quedar recubiertas por periostio y dan lugar a cambios en la morfología externa del hueso, o en las superficies internas, o endósticas donde producen cambios en la densidad de la masa ósea.
- Osteocitos, son el único tipo de células óseas que se encuentran atrapadas en la matriz ósea mineralizada. Estas células representan un pequeño grupo de osteoblastos que han sufrido una diferenciación terminal y quedan inmersos en la matriz ósea recién calcificada.
- Osteoclastos, son células encargadas de reabsorber hueso, y se encuentran en las superficies óseas, que en distintos momentos, están ocupadas por osteoblastos o células de revestimiento. Los osteoclastos son los responsables de la mayor parte de la eliminación del tejido óseo.
- Células de revestimiento, son células en reposo que se localizan en superficies óseas inactivas (Comín et al. 1999).

En la figura 2.4 se muestra una sección del tejido óseo con la indicación de sus respectivos componentes.

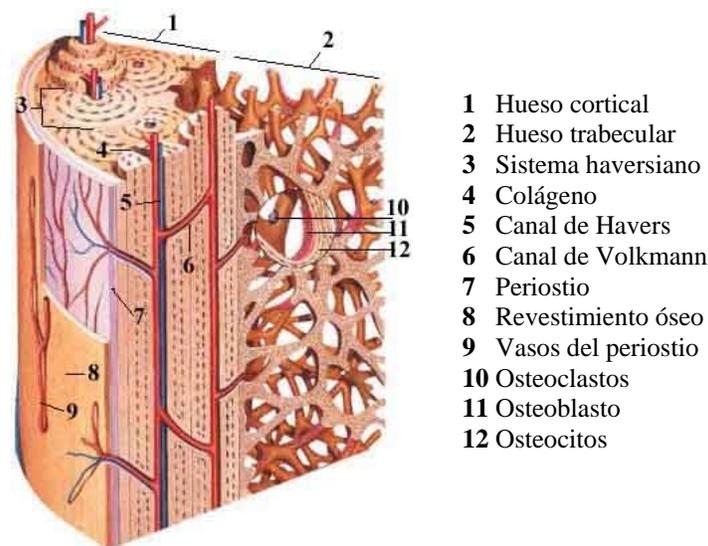


Figura 2.4 Componentes del tejido óseo (Wilson 2003)

2.2.2 Composición química de los huesos

En general los huesos están constituidos en un 70 % de su peso por materias inorgánicas y en un 30 % por materias orgánicas.

Esta relación así como la constitución cualitativa de la sustancia ósea, no varía para nada en los distintos tipos de hueso, es decir que, tanto la variedad compacta como la esponjosa poseen la misma constitución química, sólo difieren en el grado de porosidad.

Las sustancias minerales están representadas por fosfato de calcio, carbonato de calcio, fluoruro de calcio, fosfato de magnesio; el que se halla en mayor proporción es el fosfato de calcio (con más del 80 % del total de las sustancias minerales).

La sustancia orgánica que constituye la estructura del hueso está representada por dos elementos de tipo albuminoide denominados, osteomucoide y osteoalbuminoide, que constituyen lo que genéricamente se denomina oseína.

Los elementos celulares responsables de la aposición de las sustancias minerales son los osteoblastos, en tanto que los osteoclastos son los encargados de, la reabsorción de la misma, para la modelación definitiva del hueso (Sciarini 2007).

2.3 BIOMECÁNICA ÓSEA

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 (DeCoster 1991; Byers y Woods 1994).

La respuesta de tejido óseo frente a las fuerzas que se aplican sobre su superficie dependerá del tipo de fuerza, del tipo de hueso, así como de la densidad, arquitectura y composición del tejido óseo.

Las fuerzas que pueden actuar sobre el tejido óseo son de tres tipos: tracción, compresión y torsión. Además pueden ser aplicadas de forma perpendicular a la superficie ósea (fuerza normal) o de forma oblicua (fuerza de cizallamiento). En la figura 2.5 se muestra la respuesta del hueso frente a los modos de carga básicos.

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% (DeCoster 1991; Byers y Woods 1994).

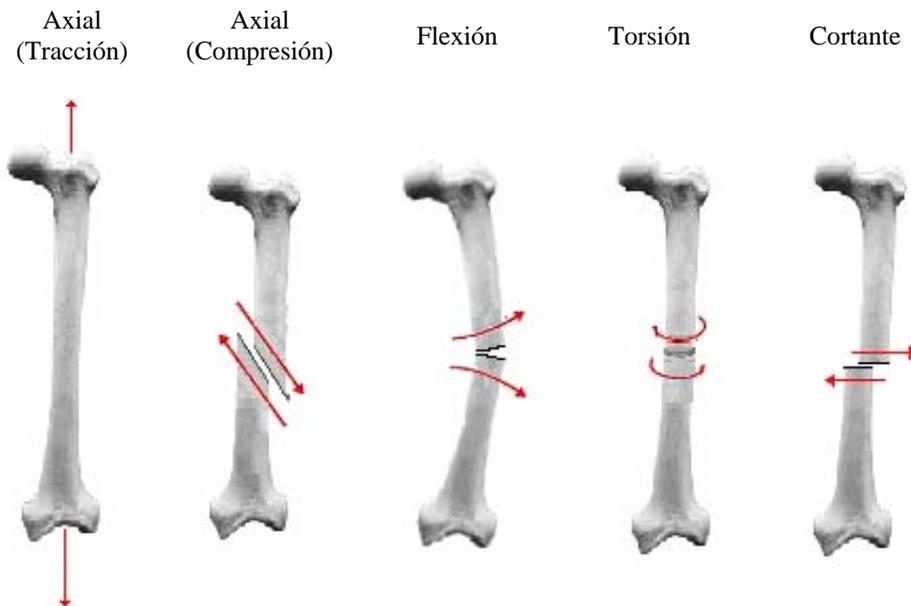


Figura 2.5 Respuesta ósea ante los modos de carga básicos (Claiborne 1998)

2.4 FRACTURAS

Una fractura es una ruptura completa o incompleta en la continuidad de un hueso, causada por la aplicación de tensiones que superan la elasticidad del hueso (Mast et al. 1989).

2.4.1 Mecanismos de fractura

Las fracturas se producen cuando se ejerce sobre el hueso una fuerza mayor de la que éste puede absorber (Mast et al. 1989). Las fracturas pueden ocurrir a través de los siguientes mecanismos:

- El primer mecanismo de la fractura ósea aparece cuando una carga accidental excede el intervalo fisiológico, induciendo esfuerzos que superan la resistencia del tejido óseo, lo que se conoce como fractura por traumatismos.
- El segundo tipo de fractura es producido por *creep* (fluencia lenta) o fatiga. Los huesos frecuentemente soportan cargas mas o menos constantes por prolongados períodos de tiempo y ciclos de carga que pueden producir micro daño. Si la acumulación de microdaño es más rápido que la reparación por remodelación, las microgrietas pueden multiplicarse para producir macrogrietas y fracturas (Doblaré et al. 2004), o de manera más específica, el esfuerzo derivado de la historia de mini-deformaciones cotidianas determina ocasionalmente microfracturas, a cuya producción el tejido óseo opone su capacidad de reparación. Cuando la tasa de producción supera a la de reparación, las microfracturas tienden a acumularse. Una acumulación suficiente de microfracturas, así como una producción rápida a causa de un traumatismo, puede ocasionar la fractura del hueso. Clínicamente esto es llamado fractura por esfuerzos.

2.4.2 Dinámica del hueso

El esqueleto, a pesar de estar constituido en su mayor parte por una matriz extracelular, es uno de los sistemas más dinámicos del organismo y presenta fenómenos de crecimiento, modelado, remodelado y reparación (Serrano 1998).

El hueso es un tejido conectivo altamente vascular, que está cambiando constantemente en respuesta a las señales hormonales y mecánicas. La estructura de ambos (cortical y

trabecular) cambia en respuesta a las cargas aplicadas, ejercitación regular, inmovilización, influencias hormonales y otros factores (Doblaré y García 2002). Sin embargo el hueso trabecular usualmente tiene una variación más alta de actividad metabólica y parece responder más rápidamente a los cambios por cargas mecánicas que el hueso cortical. De hecho el hueso bajo cambios morfológicos en respuesta a las cargas mecánicas modifica su geometría externa así como también su estructura interna: un decrecimiento en las cargas mecánicas causa resorción del hueso, mientras que un incremento conducirá a la formación de hueso. Este proceso es conocido como remodelado óseo.

Hay dos tipos de remodelado, el interno en el cual la microestructura ósea se modifica con el tiempo y el externo donde la forma o geometría del hueso cambia con el tiempo (García et al. 2002; Martínez y Cerrolaza 2006). Es ampliamente reportado que la fatiga está acompañada por otros efectos mecánicos, tales como: pérdida de resistencia del material y acumulación de deformación permanente, los cuales han sido identificados durante pruebas in vitro. Estos efectos son significativos ya que resultan indicadores de daño por fatiga o posiblemente, puede contribuir a una eventual falla (Cotton et al. 2003).

En el caso específico del hueso cortical, el daño por fatiga ocurre en la forma de microgrietas, las cuales han sido vinculadas con fenómenos fisiológicos incluyendo fractura por esfuerzos, remodelado y adaptación (Taylor y Lee 1998). Esto supone que las cargas repetidas eventualmente permiten la formación y acumulación de microgrietas (Colopy et al. 2004), aunque en condiciones normales, el daño por fatiga actúa como un estímulo para la remodelación ósea (O'Brien et al. 2007). La densidad de las microgrietas (grietas/mm² en la sección transversal) se incrementa con la edad en el hueso cortical y trabecular, sugiriendo que las microgrietas aisladas contribuyen a debilitar el hueso y a generar fracturas especialmente en personas de avanzada edad (Sobelman et al. 2004). Si el tejido óseo se daña por microgrietas no se repara por adaptación, entonces se desarrollará la fatiga, aunque normalmente se establece un balance entre el daño (creación y crecimiento de grieta) y la reparación o remoción de la grieta (Taylor y Tilmans 2004). Sin embargo, la respuesta adaptativa a fatiga es compleja ya que incluye una rápida respuesta de modelado óseo en un sitio específico y una respuesta más lenta de remodelado intracortical, cuya finalidad es la

de remover las microgrietas y reemplazar el tejido dañado con hueso nuevo (Colopy et al. 2004). Finalmente cabe destacar que todo lo anterior se refiere a la hipótesis desarrollada por Carter et al. (1986); Prendergast y Taylor (1994) y Bentilola et al. (1998), según la cual la adaptación actúa para regular la cantidad de daño óseo (Taylor y Tilmans 2004).

2.4.3 Clasificación de las fracturas del radio distal

La clasificación más versátil y detallada es la clasificación comprensiva de Müller y el grupo AO/ASIF (Müller et al. 1990), que en caso del radio distal tiene tres tipos: tipo A (fracturas extrarticulares), tipo B (fracturas simples de parte de la superficie articular) y tipo C (fracturas complejas de toda la superficie articular, con componente extrarticular). De acuerdo al grado de severidad y complejidad, cada tipo se divide en tres subtipos y éstos a su vez en otros tres subgrupos, lo que indica la intensidad del trauma y el pronóstico de la lesión, a la vez que orienta en su tratamiento.

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) (ver figura 2.6). Por lo tanto, el extremo distal del radio corresponde al número 23 (Müller et al. 1987).

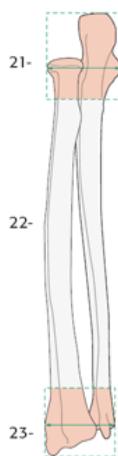


Figura 2.6 Ubicación anatómica de la fractura del radio distal (Müller et al. 1987)

La clasificación tipo A1 es la que afecta el extremo distal del cúbito y requiere una observación adecuada, ya que forma parte importante de la articulación radiocubital distal con el complejo fibrocartílago triangular. La clasificación tipo A2 es la fractura típica de

Colles, con una ligera conminución dorsal, que puede ser inestable o no; la tipo A3 presenta conminución dorsal y volar que es inestable.

La clasificación tipo B1 que afecta la apófisis estiloides puede ser estable o inestable, en dependencia de la existencia de un escalón mayor de 1 mm en la superficie articular, las de tipo B2 y B3 (*Barton* dorsal y volar) son inestables.

En el grupo C, la C1 es la fractura en T que afecta epífisis y metáfisis sin una gran conminución, pero puede presentar un escalón mayor de 1 mm en la superficie articular; la tipo C2 presenta una gran conminución de la metáfisis y se afecta la superficie articular en dos fragmentos; en la de tipo C3 existe una gran conminución de la epífisis y metáfisis. En estos dos últimos, la columna cubital del radio distal está seriamente afectada, lo cual impide una reducción estable (ver figura 2.7) (Müller 1996).

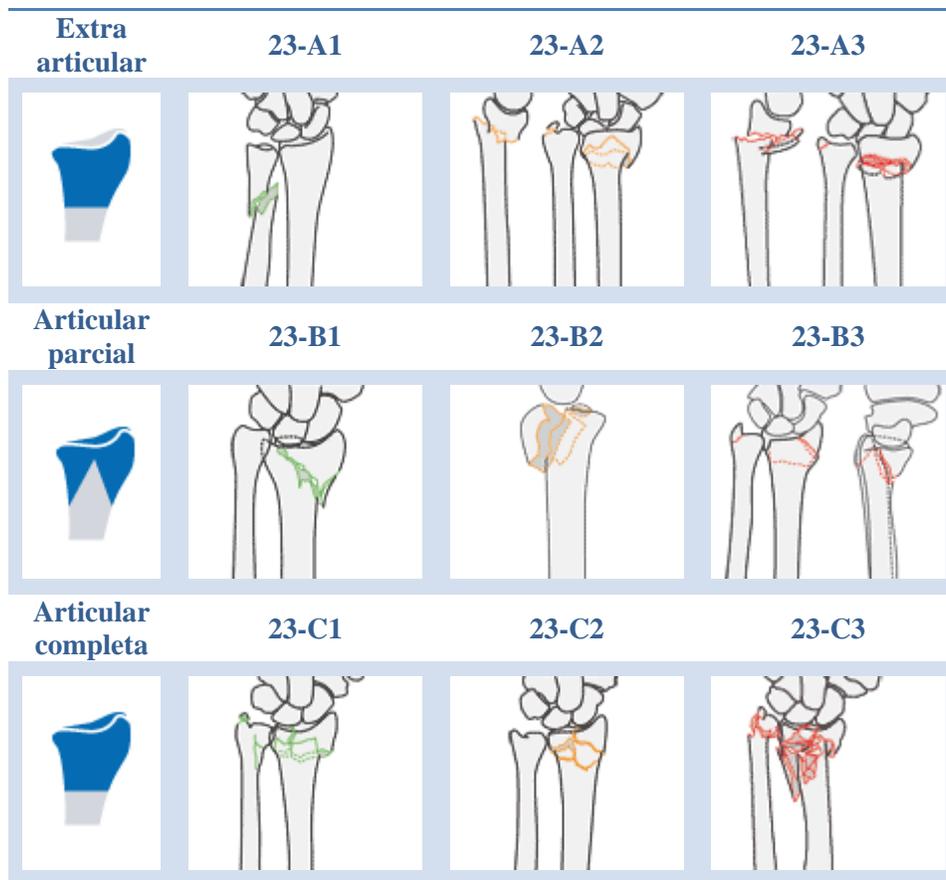


Figura 2.7 Clasificación comprensiva de Müller, en tipo A, tipo B y tipo C, con los subgrupos iniciales de cada uno de ellos (Müller 1996)

2.5 MÉTODOS DE FIJACIÓN

Los diferentes tipos de fracturas pueden ser tratadas con: a) Métodos cerrados, en los que se hace reducción cerrada, estabilización e inmovilización con yeso y menos comúnmente con aparatos de tracción. b) Métodos externos con reducción, estabilización y uso de fijadores externos. c) Métodos abiertos, en los que la reducción es quirúrgica o percutánea, y se efectúa estabilización y fijación interna con sistemas de osteosíntesis (García y Ortega 2005).

2.4.1 Implantes

Las indicaciones de la osteosíntesis estable son frecuentes en fracturas que comprometen parcialmente la superficie articular (tipo B). Los defectos en el plano sagital (apófisis estiloides del radio) son frecuentemente inestables y requieren síntesis con tornillos de tracción. Se debe tener especial cuidado con las lesiones osteoarticulares del carpo. La indicación clásica de osteosíntesis es la fractura invertida de Barton, con un pequeño fragmento palmar (tipo B3), ya que solo en contadas ocasiones se puede conseguir una reducción cerrada y una contención adecuada. Para estos casos, se propone la osteosíntesis con una pequeña placa palmar en “T”.

En las fracturas complejas tipo C, es obligada la reducción abierta si las áreas hundidas de la superficie articular no se pueden reducir por tracción. Las placas solo se deben considerar si los tornillos se pueden anclar con seguridad en fragmentos distales intactos. Cuando esto no es posible, la reducción se puede mantener mediante agujas de Kirschner y los defectos se rellenan con hueso esponjoso. La fijación se consigue mediante un fijador externo colocado entre el segundo metacarpiano y la diáfisis radial.

En todas estas fracturas, se debe también prestar atención a las lesiones de la articulación radiocubital distal.

La osteosíntesis dorsal o palmar del radio distal se consigue mejor mediante pequeñas placas en ángulo recto u oblicuo en “T”. Las placas se adaptan a la situación anatómica previamente y entonces se fijan por el agujero oval al hueso mediante un tornillo sin apretar. Después se realiza la reducción precisa y la colocación de la placa, con la

introducción de los tornillos en los demás agujeros. Los defectos y las zonas conminutas deben rellenarse con autoinjertos de hueso esponjoso (Müller et al. 1991).

2.5 GENERALIDADES DE LAS PLACAS

Las placas son implantes que se colocan en el hueso para la fijación interna de fracturas. Existen diferentes modelos, fabricadas de acero inoxidable o de titanio, tienen varios agujeros y se colocan sobre la superficie de los huesos, aseguradas con tornillos. No necesariamente todos los agujeros son usados. Se clasifican sobre la base de algunos de sus atributos, ya sea forma, diseño de los agujeros, sitio elegido para la fijación o modo de aplicación (García y Ortega 2005).

Requieren una incisión quirúrgica más amplia que otros tipos de fijación. Existe la posibilidad de alteración del flujo sanguíneo cortical, debido a la gran superficie de contacto, y de la consolidación, pudiendo reproducirse la fractura al retirar la placa, por atrofia ósea. En general, basan su funcionamiento en tres principios biomecánicos: compresión dinámica, neutralización y contención o sostén (Taljanovic et al. 2003; Slone et al. 1991). Existen también algunas de diseño especial.

2.5.1 Placas de compresión

Se usan para fijar fracturas estables manteniendo la reducción y compresión. 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 (ver figura 2.8) (García y Ortega 2005).



Figura 2.8 Placa de compresión estándar (Industrias Medicas Sampedro S.A. 2002)

2.5.2 Placas de compresión dinámica (DCP)

Diseñadas para la compresión axial, son uno de los tipos más utilizados; se reconocen por sus agujeros ovalados (ver figura 2.9) para la inserción excéntrica de los tornillos, cuyas paredes son biseladas hacia el piso e inclinadas hacia la zona medial. La zona más débil de estas placas está alrededor de los agujeros ya que es la única zona que se puede doblar (Taljanovic et al. 2003; Slone et al. 1991; Chew y Pappas 1995).

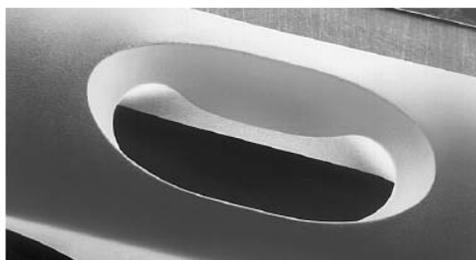


Figura 2.9 Geometría de los agujeros de la placa DCP (SYNTHES® 2007)

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. Tiene cierto grado de deformación suave y elástica, sin concentrar el estrés alrededor de los agujeros (ver figura 2.10) (Taljanovic et al. 2003).



Figura 2.10 Placa LCP (SYNTHES® 2006)

2.5.4 Placas de adaptación

Son de amplia utilización en fracturas de pelvis, calcáneo, y en el radio distal. 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 (ver figura 2.11) (Taljanovic et al. 2003; Chew y Pappas 1995).



Figura 2.11 Placa de adaptación en Y (SYNTHES® 2006)

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. Con frecuencia se combinan con tornillos fragmentarios (García y Ortega 2005).

2.5.6 Las placas de contención o sostén

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 (ver figura 2.12) (García y Ortega 2005).



Figura 2.12 Placa de sostén (SYNTHES® 2006)

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 2.13). Están diseñadas para fines específicos, por ejemplo: la placa T oblicua angulada 3.5 para radio distal (Chew y Pappas 1995).



Figura 2.13 Placa de diseño especial en L (SYNTHES® 2006)

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 2.14) 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 transverso (Tajjanovic et al. 2003; Redfern et al. 2004; Krettek et al. 2001; Haidukewich 2004).



Figura 2.14 Tornillos que se roscan a la placa (García y Ortega 2005)

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

No presentan contacto con el hueso manteniendo un espacio virtual entre la placa y el hueso cuando se utilizan tornillos autobloqueantes LCP, presentando orificios adicionales ovalados similares a los convencionales con los que se consigue una versatilidad similar a las placas previas. Esta placa ofrece como ventajas (Marti et al. 2001; Perren 2002): preservación de la circulación perióstica (existe un espacio virtual entre la placa y el hueso), estabilidad angular, resistencia a la carga axial, entre otras (ver figura 2.15).



Figura 2.15 Placa con agujero combinado LC-DCP (SYNTHES® 2006)

CAPÍTULO 3

El Método de los Elementos Finitos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) constituye actualmente el procedimiento habitual de cálculo en mecánica estructural y mecánica de sólidos en general. Su nacimiento y desarrollo es una consecuencia de la disponibilidad de herramientas electrónicas de cálculo cada vez más potentes. El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico hasta llegar al modelo óptimo del problema, sin embargo no deja de ser una técnica aproximada de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios para volúmenes grandes de piezas, pero prácticamente con las dimensiones definitivas, ya que el MEF puede acercarse bastante al diseño óptimo. En el caso particular de esta investigación son empleados los principios fundamentales del MEF como herramienta de diseño en ingeniería, razón por la cual a continuación se describen los aspectos fundamentales que caracterizan a esta conocida técnica numérica de aproximación.

3.1 EL MÉTODO GENERAL

El Método de los Elementos finitos es una técnica de aproximación de problemas continuos, de tal forma que (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1).

- El continuo se divide en un número finito de partes, "*elementos*", cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a

ciertos puntos característicos denominados "*nodos*", los cuales son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.

- La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de los elementos.
- Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos.
- El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas *funciones de interpolación o funciones de forma*.

El MEF se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta se conoce como discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo del cuerpo aproximado, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. Es por tanto una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos.

3.1.1 Aplicación del método

La forma más intuitiva de comprender el método, al tiempo que la más extendida, es la aplicación a una placa sometida a tensión plana. El MEF se puede entender, desde un punto de vista estructural, como una generalización del cálculo matricial de estructuras al análisis de sistemas continuos. De hecho el método nació por evolución de aplicaciones a sistemas estructurales.

Un elemento finito e viene definido por sus nodos (i,j,m) y por su contorno formado por líneas que los unen. Los desplazamientos \mathbf{u} de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna $\bar{\mathbf{u}}$

$$\bar{\mathbf{u}} = \sum N_i a_i^e = \begin{bmatrix} N_i & N_j & \dots \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \bar{a}_i \\ \bar{a}_j \\ \dots \end{pmatrix} = \mathbf{N} \mathbf{a}^e \quad (3.1)$$

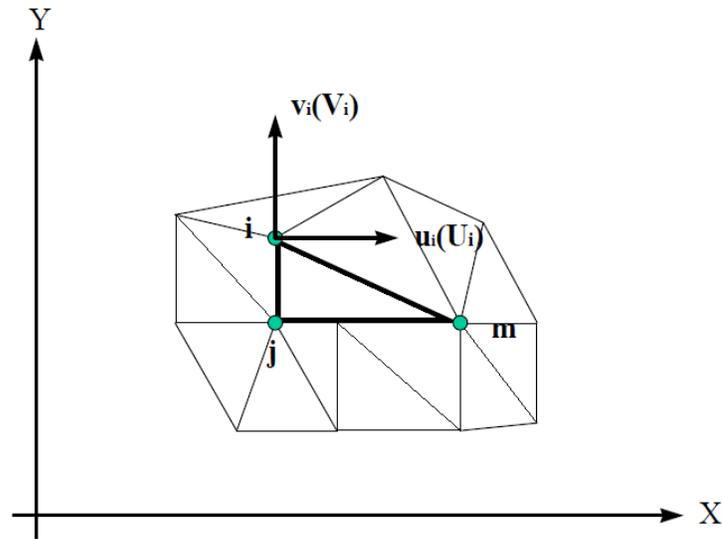


Figura 3.1 Coordenadas nodales (i,j,k) y desplazamientos de los nodos

N son funciones de posición dadas (funciones de forma) y \mathbf{a}^e es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de tensión plana

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

- \mathbf{u} : son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento.
- \mathbf{a}_i : Son los desplazamientos del nodo i .

Las funciones N_i, N_j, N_m , han de escogerse de tal forma que al sustituir en (3.1) las coordenadas de los nodos, se obtengan los desplazamientos de los mismos.

Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las deformaciones (ε) en cualquier punto. Que vendrán dadas por una relación del tipo de la ecuación 3.2. Siendo S un operador lineal adecuado.

$$\varepsilon = Su \tag{3.2}$$

Sustituyendo, la expresión (3.1) en (3.2) se obtiene las expresiones siguientes,

$$\varepsilon = Ba \tag{3.3}$$

$$B = SN \tag{3.4}$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales ε_o debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, etc. y que tiene tensiones internas residuales σ_o la relación entre tensiones y deformaciones en el cuerpo viene dada por la expresión 3.5.

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_o) + \sigma_o \quad (3.5)$$

Siendo D una matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material o materiales. Se define,

$$q^e = \begin{Bmatrix} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{Bmatrix}$$

como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a las tensiones en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento. Cada fuerza q_i^e debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal a_i correspondiente y debe ordenarse en las direcciones adecuadas. En el caso particular de tensión plana, las fuerzas nodales son

$$q_i^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix}$$

Las fuerzas distribuidas (b) son las que actúan por unidad de volumen en direcciones correspondientes a los desplazamientos u en ese punto. La relación entre las fuerzas nodales y tensiones en el contorno y fuerzas distribuidas se determina por medio del método de los trabajos virtuales (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1). El resultado es el siguiente (V^e es el volumen del elemento e),

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \quad (3.6)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre tensiones y deformaciones. Si las tensiones siguen una ley lineal como (3.5), se puede reescribir la ecuación en la forma siguiente,

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (3.7)$$

$$K^e = \int_{V^e} B^T DB \cdot dV$$

$$f^e = - \int_{V^e} N^T b \cdot dV - \int_{V^e} B^T D\varepsilon_o \cdot dv + \int_{V^e} B^T \sigma_o \cdot dV$$

En la expresión de f^e aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales K es la matriz de rigidez.

Si existiesen fuerzas distribuidas por unidad de superficie (t), se tendría que añadir un termino adicional a las fuerzas nodales del elemento cuyo contorno posee una superficie A^e . El termino adicional sería,

$$- \int_{A^e} N^T t \cdot dA$$

t tendrá que tener el mismo numero de componentes que u . Para que la expresión anterior sea válida.

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales por resolución de las ecuaciones, se puede calcular las tensiones en cualquier punto del elemento,

$$\sigma = DBa^e - D\varepsilon_o + \sigma_o$$

3.1.2 Funciones de forma

La interpolación es un elemento clave del MEF, puesto que es a través de las funciones de forma, o interpolación, que se consigue reducir el problema a la determinación de los corrimientos de unos nodos. Estas funciones deben dar valores suficientemente aproximados de los corrimientos de cualquier punto del elemento, en función de los corrimientos de los nodos.

3.1.2.1 Propiedades de las funciones de forma

Las propiedades de las funciones de forma se describen como (Ayneto 1997):

- Derivabilidad: Si el operador S es de orden m la función de forma deberá soportar la m -ésima derivada.
- Integrabilidad: Por coherencia con la ecuación (3.6), una vez se realiza 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 lo deben ser las funciones una vez aplicado el operador S .
- Condición de polinomio completo: Si la función de forma escogida es polinómica, 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.

3.1.2.2 Criterio de la parcela

Es conveniente que las funciones de forma tengan la propiedad de valer la unidad en los nodos a los que están asociadas y que tengan un valor nulo en el resto. Este tipo de elementos se llaman **elementos conformes**, y aseguran la continuidad de la ley de corrimientos entre elementos.

Los **elementos no conformes** son, por tanto, los que no aseguran la unidad de la ley de corrimientos, hecho que provoca la existencia de deformaciones infinitas en el contorno entre elementos. Este tipo de elementos es válido siempre que no disipe trabajo entre los contornos.

Es para este tipo de elementos no conformes que se emplea el criterio de la parcela, que comprueba la buena convergencia de este tipo de elementos. Consiste en aislar una porción de ellos del conjunto, aplicar un estado de corrimientos que provoque una deformación constante, si ésta se produce, no se disipa trabajo y el elemento es válido para la formulación.

3.1.2.3 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 3.2.

Las funciones de forma se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2):

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

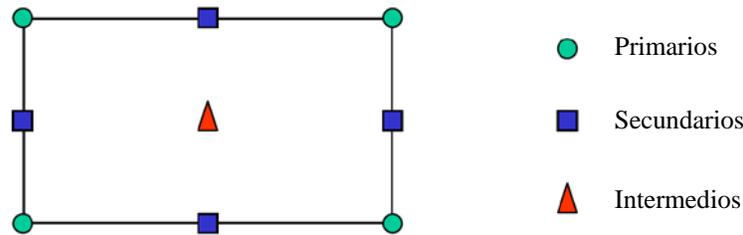


Figura 3.2 Tipos de nodos de un elemento

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.

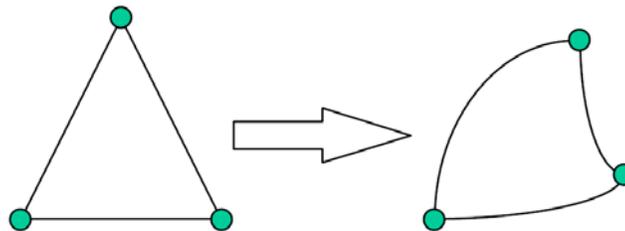


Figura 3.3 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación

No sólo pueden distorsionarse elementos bidimensionales en otros también bidimensionales, sino que se puede distorsionar elementos bidimensionales en elementos tridimensionales. Esto es así estableciendo una correspondencia biunívoca entre las coordenadas cartesianas y curvilíneas.

Es conveniente emplear funciones de forma también en las transformaciones curvilíneas que permiten la obtención de lados curvos.

Las transformaciones deben ser unívocas, es decir a cada punto del sistema cartesiano le debe corresponder un único punto del sistema curvilíneo, y viceversa. Es decir no pueden existir elementos con pliegues.

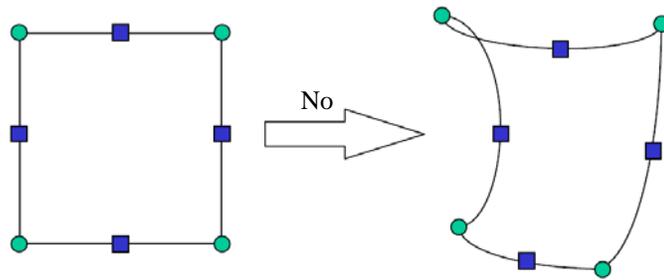


Figura 3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado

Además no puede haber huecos ni solapamiento entre los elementos transformados. Lo anterior se resume en dos teoremas que se pueden encontrar en (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1):

Teorema 1:

Cuando dos elementos contiguos están engendrados por "elementos generatrices" cuyas funciones de forma satisfacen las condiciones de continuidad, los elementos distorsionados (transformados) serán entonces continuos.

Teorema 2:

Si las funciones de forma N empleadas son tales que la continuidad de los corrimientos u se mantiene en las coordenadas del elemento generatriz, las condiciones de continuidad se satisfarán entonces en los elementos distorsionados.

Cuando el número de nodos que definen la forma geométrica del elemento es inferior al número de los utilizados en la interpolación de los corrimientos, se dice que el elemento es *subparamétrico*. Cuando es superior se dice que es *superparamétrico*.

En la mayoría de los casos se emplean las mismas funciones de interpolación para la geometría y para los corrimientos, siendo en este caso, los elementos *isoparamétricos*.

La transformación isoparamétrica mantiene la continuidad de los corrimientos entre elementos.

Como conclusión cabe decir que las funciones de forma tienen tres cometidos principales dentro del MEF:

- Obtener resultados en cualquier punto del elemento por interpolación de los valores nodales.
- Permitir transformaciones geométricas que permiten adaptar el mallado a la forma del cuerpo analizado de una manera más exacta.
- Realizar la integración de las ecuaciones mediante la sustitución de las funciones elementales por polinomios de Legendre (ver 3.4).

3.1.3. Integración numérica.

Las transformaciones curvilíneas transforman las coordenadas $\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$ a las coordenadas locales ζ, η, ξ .

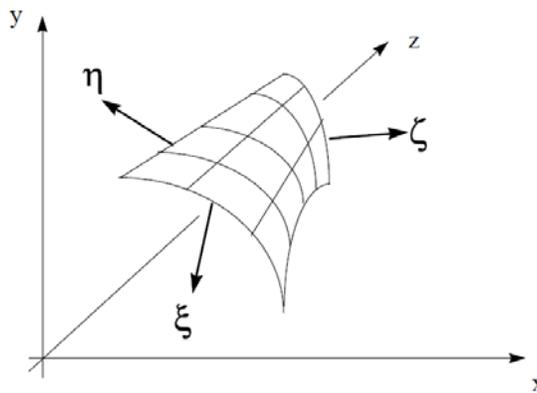


Figura 3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ, η, ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas ($\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$)

Esto implica introducir un cambio de variable en las ecuaciones integrales que describen el comportamiento de los elementos. Las derivadas de las funciones de forma que intervienen en la expresión de \mathbf{B} son respecto a $\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$, que guardan la relación (3.8) respecto a las coordenadas locales.

$$K^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} \cdot dV$$

$$f_b^e = - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} \cdot dV$$

$$f_\sigma^e = - \int_{V^e} \mathbf{B}^T \sigma_o \cdot dV$$

$$f_\varepsilon^e = - \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \varepsilon_o \cdot dV$$

$$f_t^e = - \int_{A^e} \mathbf{N}^T \mathbf{t} \cdot dA$$

$$\frac{\partial N_j}{\partial x_i} = [J]^{-1} \frac{\partial N_j}{\partial \zeta_i} \quad (3.8)$$

Donde J es la matriz Jacobiana de la transformación.

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Los diferenciales de volumen en cada sistema de coordenadas vienen relacionados de la forma,

$$dx \cdot dy \cdot dz = \det[J] \cdot d\zeta \cdot d\eta \cdot d\xi$$

Una vez realizada la transformación, la integración es más sencilla en el sistema de coordenadas local (ζ, η, ξ) , que en el cartesiano (x, y, z) en el que los dominios están distorsionados. Pero la obtención del resultado final puede presentar ciertos problemas ya que (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2)

- $\det[J]$ puede ser cero a causa de una mala discretización, por lo que la solución no es posible;
- el proceso de elaboración del jacobiano es laborioso y consume recursos.
- el jacobiano puede estar mal condicionado ($\det[J]$ próximo a cero).

Es el último de los problemas enunciados el más peligroso de todos, puesto que puede introducir errores numéricos difíciles de detectar. En otras palabras, puede producir una $[J]^{-1}$ errónea.

La integración numérica consiste en sustituir la función que se pretende integrar por un polinomio de interpolación (otra función de forma) que pase por un determinado número de puntos llamados **puntos de Gauss**. La integración del polinomio se realiza posteriormente a través de una suma ponderada de los valores de la función en estos puntos de Gauss (3.10).

$$\int_a^b f(x) \cdot dx \approx \int_a^b P(x) \cdot dx$$

$$\int_a^b P(x) \cdot dx = \sum H_i \cdot f(x_i); H_i : \text{factor de peso} \tag{3.10}$$

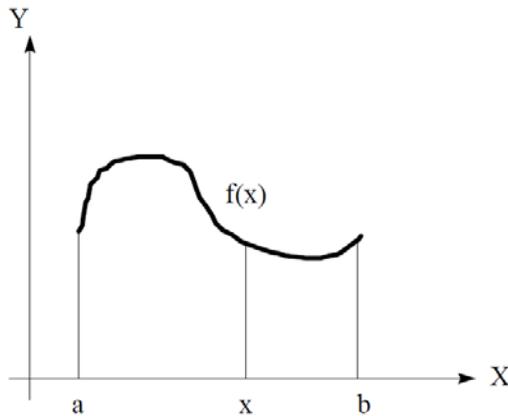


Figura 3.6 Límites de integración de la función f

El método más empleado para sustituir la función por un polinomio es la *cuadratura de Gauss-Legendre*. El método permite integrar cualquier función entre **-1** y **+1**, sustituyendo la función a integrar ($f(x)$) por un polinomio de Legendre de grado **2n-1**. Tomando como base los **n** puntos de Gauss se puede obtener un valor tan aproximado a la integral como se desee.

Las abscisas de los puntos de Gauss corresponden a las raíces del polinomio de Legendre escogido.

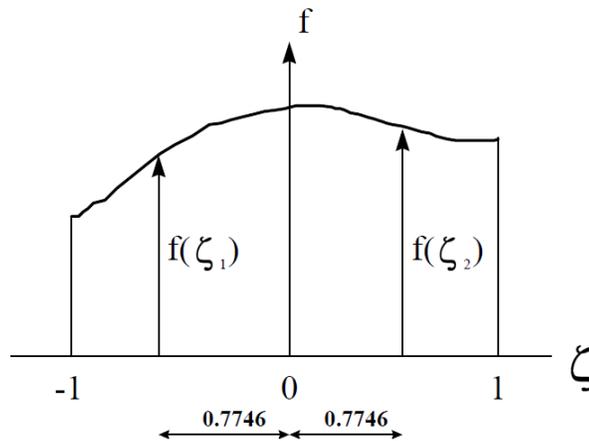


Figura 3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función f

Como conclusión final se dirá que los **puntos de Gauss** son los puntos óptimos para la evaluación de tensiones y deformaciones (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2) (o cualesquiera otras incógnitas a despejar). En los otros puntos del elemento la aproximación es pobre y los errores pueden llegar a ser muy considerables. Por ello, las tensiones nunca deben ser evaluadas en los nodos directamente, a diferencia de los corrimientos, sino en los puntos de Gauss. Y sus valores en éstos se deben obtener por extrapolación de los resultados en los puntos de Gauss.

3.1.4 Estimación del error y mallado adaptativo

Son diversas las fuentes de error en el análisis de problemas empleando el MEF. Se recogen a continuación un esquema de errores posibles extraído de (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2):

Errores de modelización:

- En la modelización de cargas exteriores.
- Modelización de condiciones de contorno.
- Propiedades de los materiales.

Errores en la discretización:

- *Errores en la aproximación de la geometría.* Por falta de capacidad de las funciones de forma geométricas de representar con exactitud la geometría real. Este problema se resuelve aumentando el mallado o refinándolo en las zonas conflictivas.
- *Errores en la discretización.* Relacionados con el tamaño del elemento y la función de forma de los corrimientos de los nodos. Como norma general se emplean elementos pequeños en las zonas de variación rápida de la solución, y elementos grandes en las zonas de variación lenta.

Errores de computación:

- *Error en la integración sobre los elementos.* Dado que hay que tomar un grado de polinomio de Legendre, hay que aceptar un cierto grado de error (asociado al grado del polinomio).

- *Error en la resolución del sistema de ecuaciones.* Por errores de truncamiento en la representación interna del ordenador de los números reales, y por errores de redondeo.

3.1.4.1 Estimación del error

La forma exacta de determinar los errores asociados a la solución del problema, es conocer la solución exacta y restarle el valor obtenido.

$$e_{\text{corrimientos}} = \mathbf{u}_{\text{real}} - \mathbf{u}_{\text{calculado}} \quad (3.11 \text{ a})$$

$$e_{\text{deformaciones}} = \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{real}} - \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{calculada}} \quad (3.11 \text{ b})$$

$$e_{\text{tensiones}} = \boldsymbol{\sigma}_{\text{real}} - \boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}} \quad (3.11 \text{ c})$$

Los estimadores de error que se emplean se basa en *normas*, que representan alguna cantidad escalar integral, para medir el error o la función misma.

La norma que se suele emplear es la norma de energía, que viene dada por,

$$\|e\| = \left[\int_{\Omega} (\boldsymbol{\varepsilon}_{\text{real}} - \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{calculada}}) \cdot (\boldsymbol{\sigma}_{\text{real}} - \boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}}) \cdot d\Omega \right]^{1/2} \quad (3.12)$$

Expresión que guarda una relación directa con la energía de deformación del sistema, que viene dada por la expresión (Zienkiewicz y Taylor 1994, 1):

$$dU = \int_{\Omega} d\boldsymbol{\varepsilon}^T \cdot \boldsymbol{\sigma} \cdot d\Omega \quad (3.12)$$

La dificultad estriba en que nunca se conocen los valores reales. Por ello la única manera que se ha encontrado de evaluar la bondad de las soluciones es mediante estimadores de error que comparan la solución $\boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}}$ obtenida respecto a una solución obtenida interpolando con funciones \mathbf{N} del mismo tipo que las empleadas para representar el campo de corrimientos $\mathbf{u}_{\text{calculada}}$. El resultado obtenido es $\hat{\boldsymbol{\sigma}}$, un campo de tensiones "aplanado". El error estimado es

$$e_{\sigma} = \hat{\boldsymbol{\sigma}} - \boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}} \quad (3.13)$$

Este valor e_{σ} se puede introducir en la norma (3.12) para calcular el error de esta norma o cualquier otra (corrimientos, deformaciones, etc.).

3.1.4.2 Mallado adaptativo

La importancia de disponer de un medio para evaluar el error que se comete en el cálculo radica en que permite el refinamiento de los mismos. La finalidad es obtener resultados por debajo de un error marcado.

Existen tres formas de refinamiento de los problemas:

- Método H: Consiste en la reducción del error actuando directamente sobre el tamaño del elemento y manteniendo constante la función de forma. Presenta dos inconvenientes, es el método más lento, desde el punto de vista de velocidad de convergencia; y se pierde el control sobre el mallado, pudiendo generarse mallas distorsionadas.
- Método P: Consiste en ir aumentando progresivamente el grado de los polinomios de interpolación (funciones de forma), manteniendo fijo el tamaño de los elementos. Tiene mayor velocidad de convergencia que el método H, pero presenta el problema de que requiere acotar el grado máximo del polinomio. Un grado muy alto podría provocar rizado en las soluciones.
- Método HP: Consiste en el uso secuencial de ambas técnicas. En primer lugar se optimiza el mallado a la geometría, y posteriormente se modifica el grado del polinomio hasta alcanzar el error deseado.

3.1.5 Diseño y análisis mediante programas de AEF

Si se utiliza un programa AEF (análisis por elementos finitos) (Del Coz Díaz et al. 2006) se puede ayudar a reducir el tiempo total de desarrollo de un diseño, reduciendo el número de ciclos modelo-pruebas-ensayos-evaluación.

Existen en la actualidad numerosos programas AEF, tales como ABAQUS, COSMOS, PATRAN, NASTRAN, STRUDL, CAEPIPE, etc.; de entre todos ellos se utilizará ANSYS por tratarse de una herramienta versátil de análisis por elementos finitos.

CAPÍTULO 4

Marco metodológico

En el siguiente capítulo se presenta detalladamente la metodología que se llevará a cabo para el desarrollo de la investigación, con el fin de ilustrar de forma clara y precisa la secuencia de pasos considerados para obtener el diseño y construcción de la placa de fijación interna de fracturas.

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

4.1.1 Revisar bibliografía

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

Específicamente en esta fase se muestra información 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 y en la reparación de la fractura. En cuanto a la biomecánica se estudiará la respuesta del hueso a la aplicación de las cargas a las que pudiera estar sometido y originarían en él algún tipo de fractura.

Adicionalmente, se realiza una revisión sobre los tipos de fracturas más frecuentes, para conocer las placas que se usan en este tipo de trauma, además de una revisión de todos los métodos de fijación que se aplican en la reducción de fracturas haciendo énfasis en la fijación a partir de placas internas; con el fin de conocer su funcionamiento y aplicación.

4.1.2 Proponer un modelo basado en una placa existente

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 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 puede verse sometida. Se desarrolla el modelo computacional usando el modulo de diseño asistido por computadora AutoCAD que servirá posteriormente para generar el mallado en elementos finitos usando el programa ANSYS.

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 en 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 sometida la placa en condiciones de trabajo se procede a analizar el modelo propuesto a partir de la utilización del programa de análisis de elementos finitos, empleando tres módulos de trabajo:

Pre-procesador: Donde se prepara el modelo para el cálculo en el que se realizarán las operaciones de:

- * Dibujo del modelo, o importación 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.
- * Selección de los materiales a emplear en la simulación, que pueden obtenerse por librerías, o ser definidos por el usuario. Esto último es común cuando se emplean materiales no lineales o materiales anisotrópicos.
- * Asignación de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
- * Mallado de los componentes del modelo.
- * Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales).
- * Aplicación de las condiciones de contorno del modelo.

Calculador: El programa realiza todo el cálculo del MEF y genera las soluciones. Los pasos que siguen son los siguientes:

- * Selección del tipo de cálculo a realizar, por ejemplo si es un cálculo transitorio, en régimen armónico, estático, etc.
- * Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, norma del error, número de iteraciones, etc.
- * Inicio del cálculo: a través del cual el programa empieza transfiriendo 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-procesador: Esta 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 diseño se deben seleccionar los procesos de fabricación adecuados de acuerdo a la disponibilidad y accesibilidad de los equipos y herramientas.

4.1.6 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado

El modelo construido se va a implantar en un animal que presente fractura, para evaluar experimentalmente el comportamiento biomecánico del diseño así como para verificar la resistencia mecánica de la placa.

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 experimentales (obtenido a través del modelo construido e implantado en un animal).

CAPÍTULO 5

Resultados numéricos

En este capítulo se presentan los aspectos generales del diseño para la placa de fijación de fractura, basados en un procedimiento de análisis por el método de elementos finitos. En primer lugar, se realiza la validación del programa usado para el análisis numérico, luego se describe la geometría de una placa sólida y de una placa de contacto limitado, para el radio distal. Posteriormente se genera un modelo del sistema placa-hueso-tornillos de fijación definiendo las condiciones de contorno usadas para evaluar numéricamente el comportamiento de tensiones que se producen a para diferentes modos de carga, usando el programa de Análisis de Elementos Finitos ANSYS. Finalmente, se muestran los resultados, destacando la distribución de los esfuerzos equivalentes de Von Mises obtenidos para los modos de carga aplicados.

5.1 VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE ELEMENTOS FINITOS

Con el objeto de validar el programa de Análisis de Elementos Finitos utilizado en esta investigación, se realiza un estudio para una viga en voladizo en el cual se compara la solución analítica con la solución numérica correspondiente.

Para la validación se considera una viga en voladizo (ver figura 5.1), con las siguientes características:

- Geometría: longitud $L = 100$ mm, altura $h = 5$ mm, espesor $b = 10$ mm.

- Material: las propiedades mecánicas del modelo tratado corresponden a un acero inoxidable 316L con un modulo de Young $E = 200$ GPa y relación de Poisson $\nu = 0,3$ (American Society for Testing and Materials 1978).
- Condiciones de contorno: La viga se encuentra fija en uno de sus extremos y libre en el otro y está sometida a una carga distribuida de $P = 0,1$ MPa a lo largo de toda la longitud.

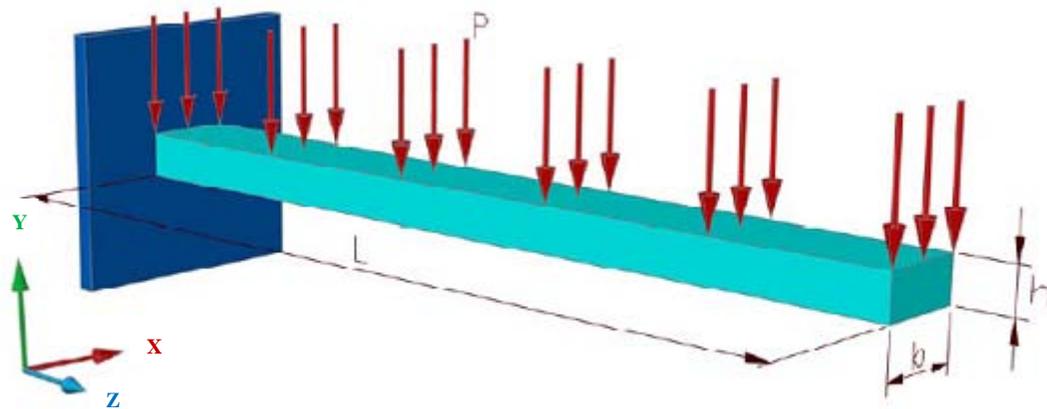


Figura 5.1 Viga en voladizo

5.1.1 Solución analítica

Según las ecuaciones de la mecánica de sólidos, la deformación máxima (δ_{max}) en el extremo libre de la viga viene dada por:

$$\delta_{max} = \frac{WL^4}{8EI} \quad (5.1)$$

donde W es la fuerza por unidad de longitud y se define a partir de la siguiente expresión:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{F}{Lb} = \frac{W}{b} \quad (5.2)$$

e I es el momento de inercia del área de la sección transversal de la viga dada y se define como:

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (5.3)$$

Sustituyendo las ecuaciones (5.2) y (5.3) en la ecuación (5.1) y reordenando, resulta la siguiente expresión:

$$\delta_{max} = \frac{3PL^4}{2Eh^3} \tag{5.4}$$

Para las condiciones de la viga considerada, se obtiene de la ecuación (5.3), que la deformación máxima en el sentido negativo del eje Y es de $\delta_{max} = 0,6$ mm.

5.1.2 Solución numérica

La figura 5.2 (a-d) muestra las deformaciones en la misma viga, determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos.

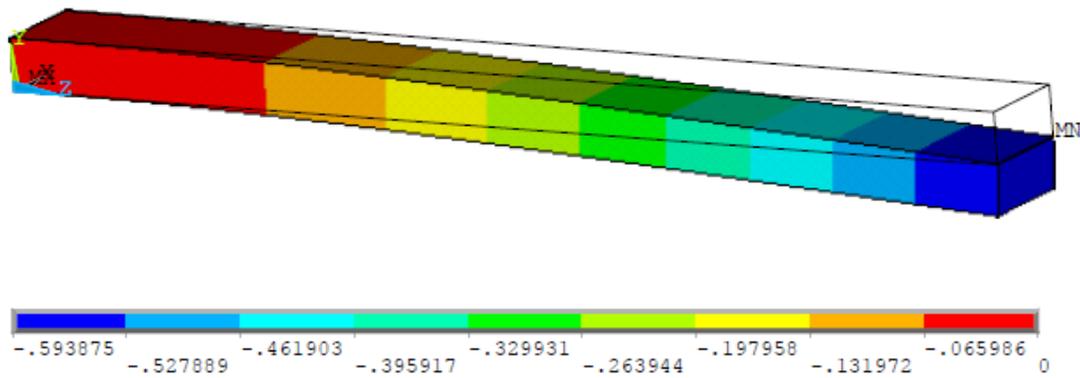


Figura 5.2a Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 266 elementos

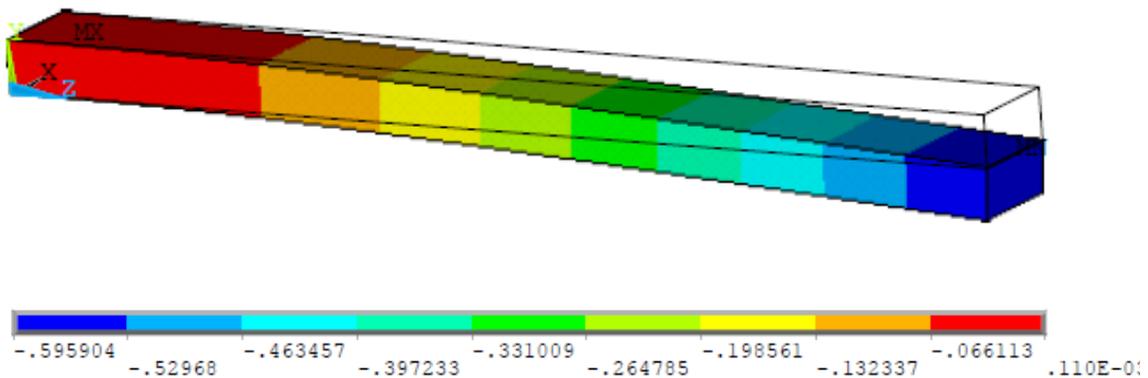


Figura 5.2b Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 2.128 elementos

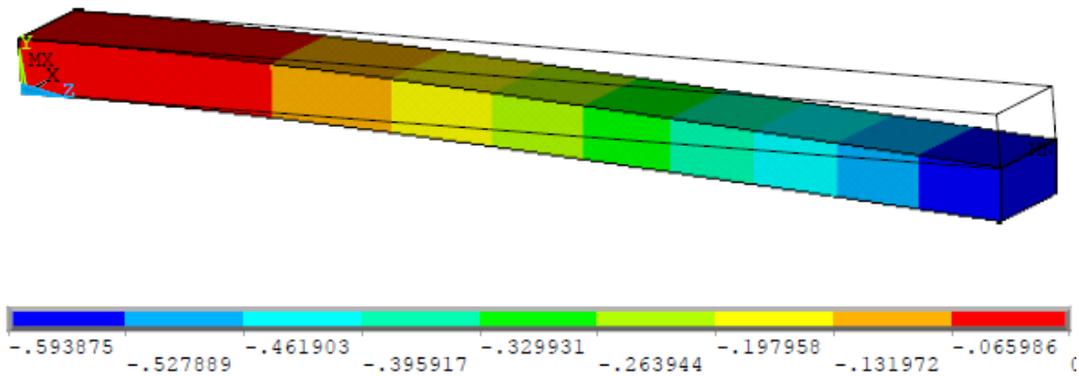


Figura 5.2c Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 17.018 elementos

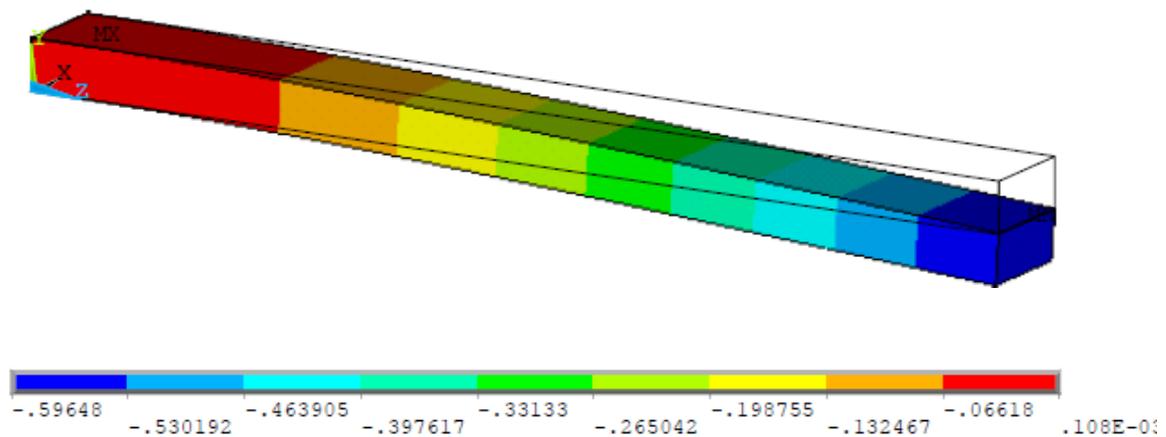


Figura 5.2d Deformaciones determinadas usando el programa de Análisis de Elementos Finitos con un mallado de 57.429 elementos

En la tabla 5.1 se indican las deformaciones máximas en el extremo libre de la viga según el número de elementos de la malla con la cual fue analizada, adicionalmente se indica el error de los resultados numéricos respecto a la solución analítica.

Tabla 5.1 Resultados numéricos

Mallado	Número de Elementos	Deformación (mm)	Error Porcentual
1	266	0,593875	1,03%
2	2.128	0,595904	0,68%
3	17.018	0,596385	0,61%
4	57.429	0,596480	0,59%

5.1.3 Análisis de sensibilidad

A continuación se realiza un análisis de sensibilidad con el propósito de estudiar la variación de los resultados dependiendo de las dimensiones del mallado (ver figura 5.3).

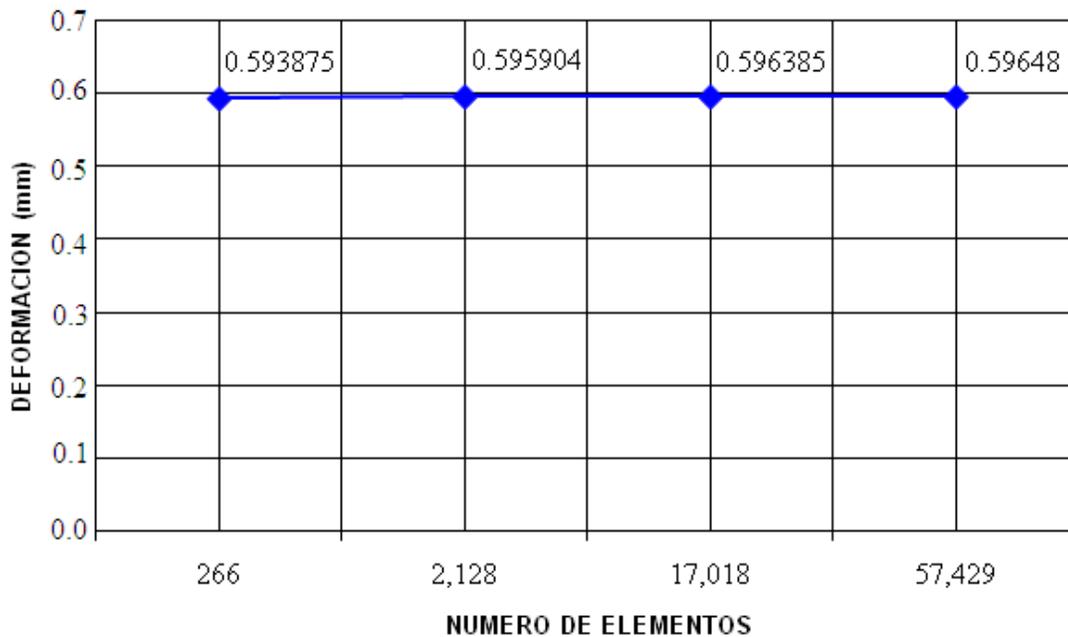


Figura 5.3 Representación grafica de la sensibilidad del mallado en la deformación de la viga en voladizo analizada

Se observa que los resultados del análisis por elementos finitos son aproximados y están basados en el tipo y dimensiones del mallado.

Por norma general cuanto más fina es la malla, es decir cuanto más es el número de los elementos, más cercana será la solución del análisis a la solución verdadera del modelo subyacente (Del Coz Díaz et al. 2002). Para este caso, el resultado numérico converge para una malla de 266 elementos, con el que se obtiene un valor confiable de $\delta_y = 0,593875$ mm con un error de 1,03%, el cual se considera una muy buena aproximación en el análisis de MEF (Zienkiewicz y Taylor 1994, 2).

5.2 DISEÑO DE LA PLACA Y ANALISIS

Las placas propuestas a continuación son 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.

5.2.1 Placa sólida

La geometría propuesta para el modelo corresponde a una placa de sostén en T oblicua (ver figura 5.4), diseñada para el abordaje dorsal de fracturas metafisiarias en el radio distal, con una geometría adecuada para realizar una función de soporte.

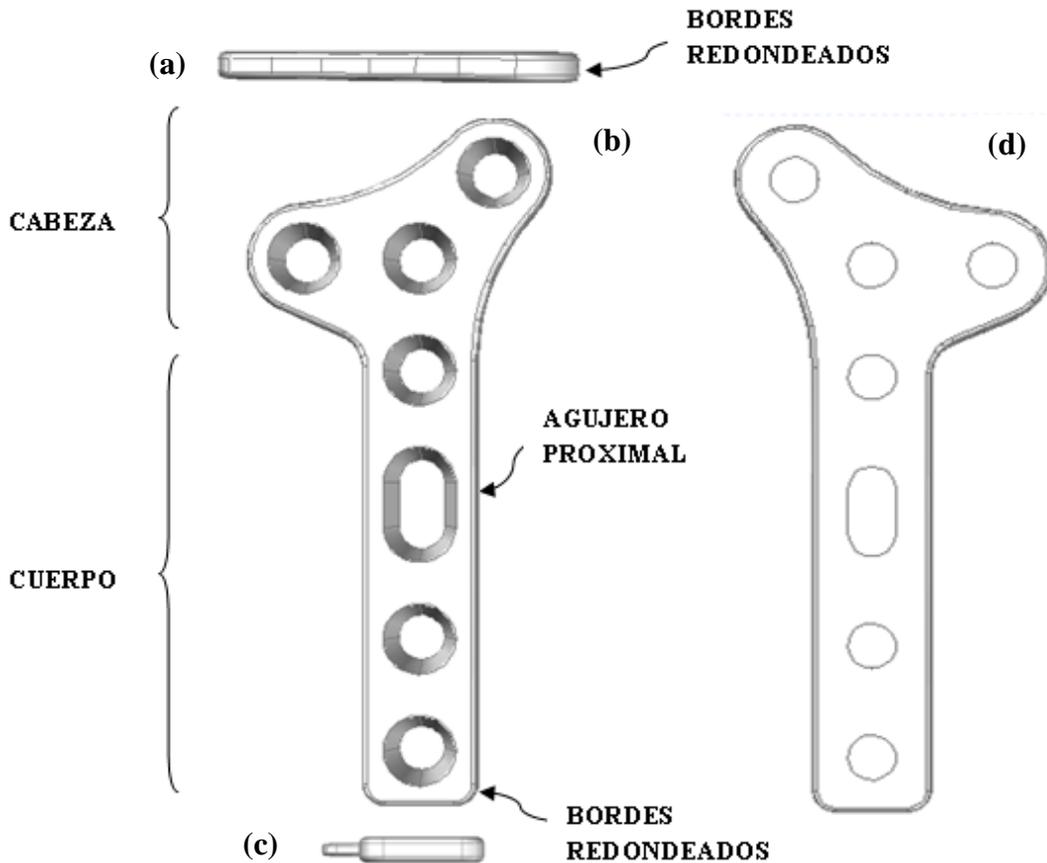


Figura 5.4 Modelo propuesto para la placa sólida (a) Vista frontal (b) Vista superior
(c) Vista posterior (d) Vista inferior

La placa diseñada está destinada a ser posicionada en el radio distal del brazo izquierdo. Sin embargo, una vista simétrica del modelo proporciona el diseño equivalente para el radio distal del brazo derecho (ver figura 5.5).

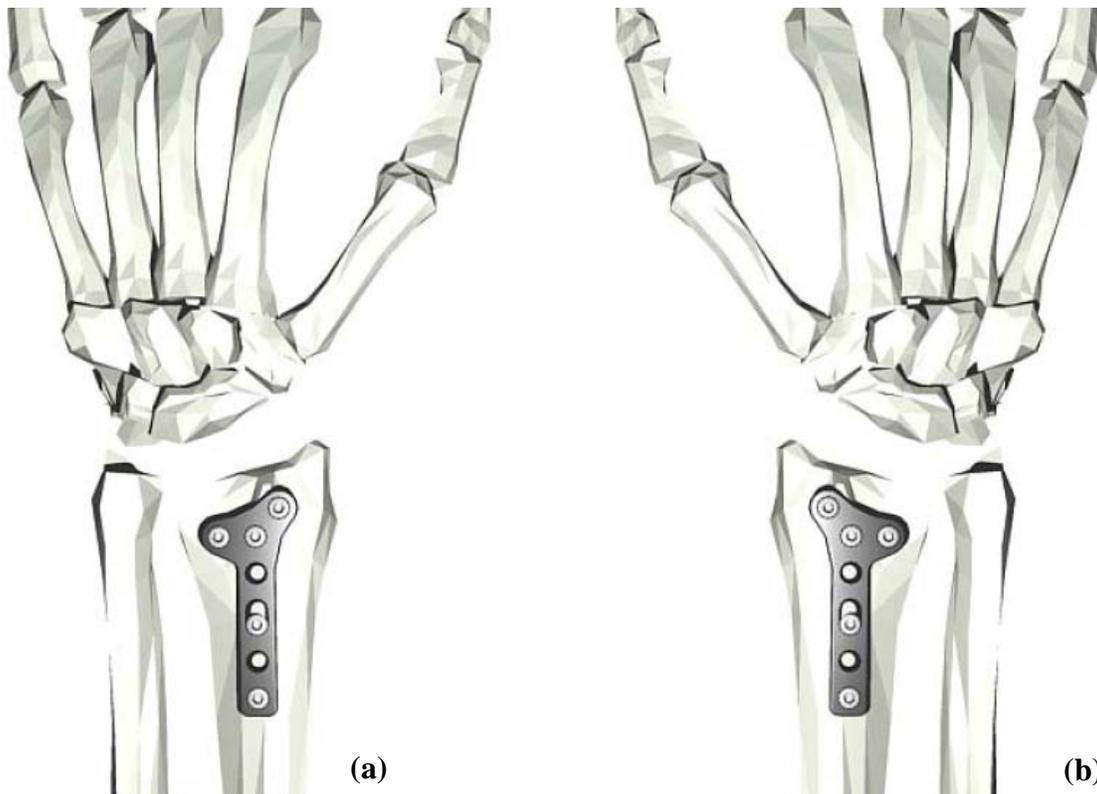


Figura 5.5 Ubicación del modelo (a) Diseño original-brazo izquierdo
(b) Diseño simétrico-brazo derecho

El diseño incluye siete agujeros avellanados (ver figura 5.6), cuatro agujeros en el cuerpo y tres agujeros en la cabeza, los cuales sirven para fijar la placa al hueso mediante el uso de tornillos de 3,5 mm de diámetro con cabeza redondeada.

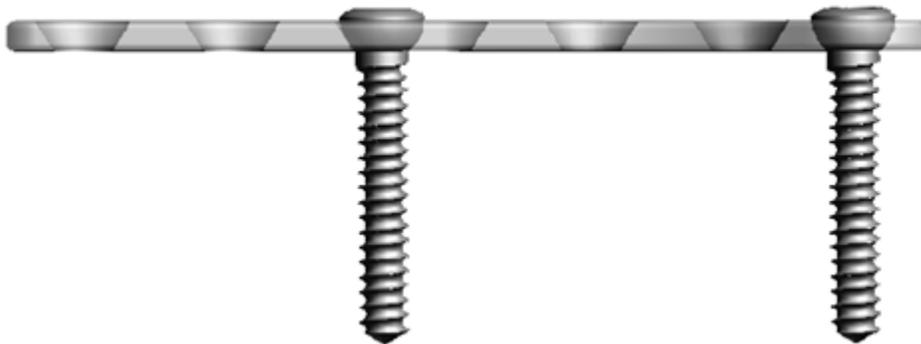


Figura 5.6 Agujeros avellanados para tornillos de cabeza redondeada

Los tornillos de cortical presentan rosca en todo su vástago y existen diferentes medidas para los distintos tamaños de los huesos (ver figura 5.7) (Müller et al. 1990).

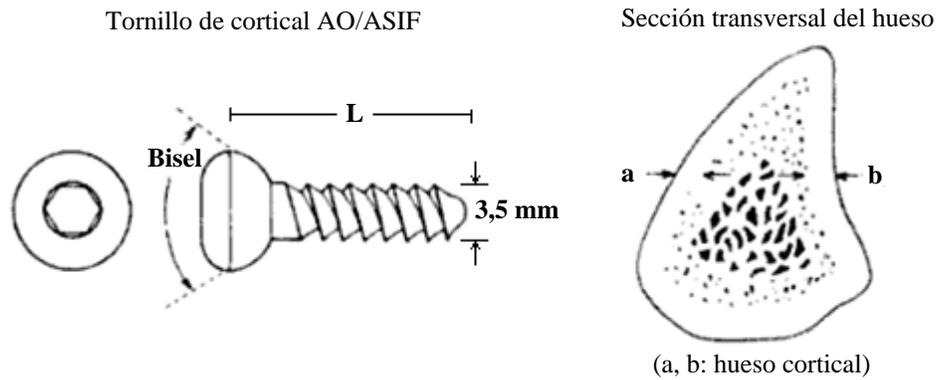


Figura 5.7 Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3.5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso (Müller et al. 1990)

El agujero ovalado (ver figura 5.8) ubicado en la parte proximal del implante se utiliza para llevar la placa al hueso con tornillos de cortical y facilitar el ajuste de su posición durante el procedimiento de alineación y fijación de la fractura.

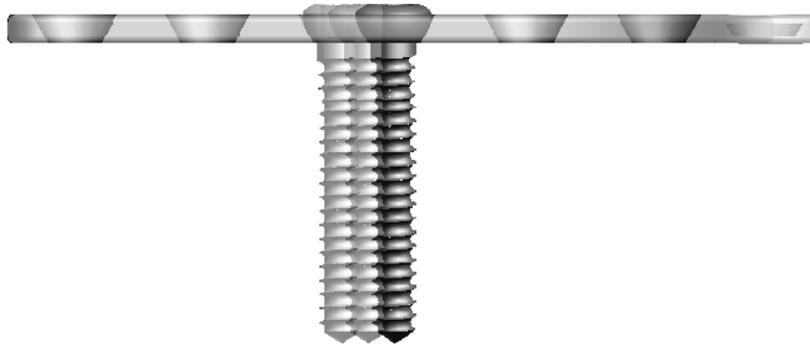


Figura 5.8 Posición de los tornillos corticales en el agujero de alineación proximal

La forma anatómica de la cabeza de la placa se adapta al contorno del radio distal para reducir la potencial irritación de los tejidos blandos y proporcionar apoyo sin interferir con los ligamentos cerca del borde de la superficie articular.

El extremo y los bordes redondeados también reducen la posibilidad de irritación de las partes blandas, además aseguran una mejor irrigación sanguínea del periostio.

Sistema analizado

Para la placa sólida se genera un modelo en el cual se aprecia la interacción entre la placa, el hueso y los tornillos de fijación (ver figura 5.9), simulando el sistema global, el cual se muestra a continuación.

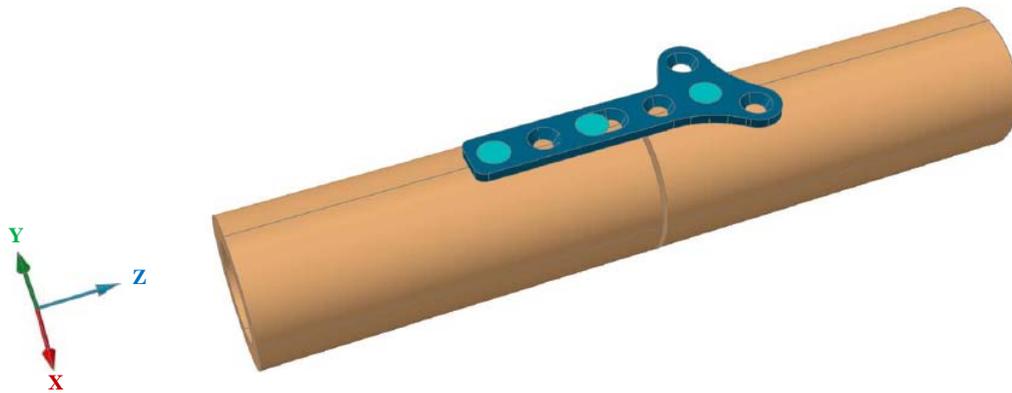


Figura 5.9 Sistema analizado placa-hueso-tornillos de fijación (placa solida)

Placa: El modelo corresponde a la geometría de la placa solida para tornillos AO/ASIF de 3.5 mm de diámetro descrita anteriormente, con la diferencia de que no se consideran los bordes redondeados, con el propósito de simplificar el análisis posterior en el programa de elementos finitos.

Hueso: Dos cilindros huecos con un diámetro externo de 30 mm e interno de 20 mm separados por una distancia de 1 mm simulan el hueso con una fractura transversal.

Tornillos de fijación: Tres cilindros con cabeza avellanada simulan los tornillos de fijación atravesando ambas corticales (ver figura 5.10), los cuales se colocan en una posición neutra para fijar la placa al hueso dando estabilidad al conjunto.

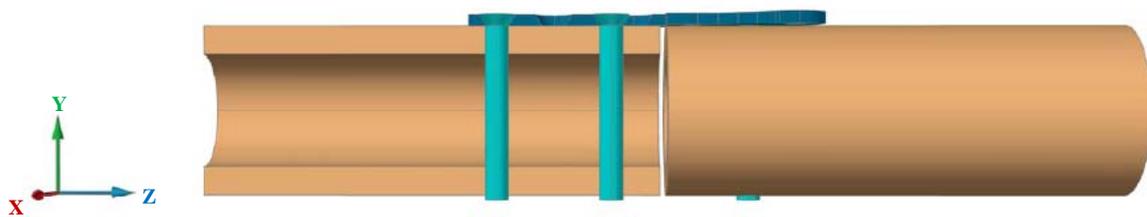


Figura 5.10 Corte longitudinal del extremo derecho del sistema

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 y López 2006).

Análisis del sistema

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: Tracción, 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).

Flexión y 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, además, simulan las condiciones generadas al mantener la alineación del eje neutro del hueso. Por último, la tracción 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 presenta durante el proceso de consolidación de la fractura.

Los valores de carga considerados para esta investigación corresponden a estudios experimentales realizados en la articulación radiocubital (ver tabla 5.2).

Tabla 5.2 Valores de carga considerado (Markolf et al. 1998; Winemaker et al. 1998)

Carga Axial	Momento Flector	Momento Torsor
134N	150 N.mm	500 N.mm

Materiales

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).

El acero 316L es adecuado para la fabricación de implantes de osteosíntesis por sus propiedades de biocompatibilidad, resistencia mecánica y fácil esterilización (Murty 2003). 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 la simulación de los tornillos de fijación se utilizó el mismo material que en la placa (acero 316L), ya que se recomienda evitar la combinación de materiales en el sistema placa-tornillos (Müller et al. 1991).

La tabla 5.3 muestra las propiedades del acero inoxidable 316L (se considera un comportamiento elástico lineal), donde: (L) límite elástico, (S) resistencia a la rotura, (A) máximo alargamiento, (E) módulo elástico, (Sf) resistencia a la fatiga y (ν) relación de Poisson.

Tabla 5.3 Propiedades mecánicas del material acero 316L (recocido), empleado en los implantes (American Society for Testing and Materials 1978; Comín et al. 1999)

Acero	L (Mpa)	S (Mpa)	A (%)	E (Gpa)	Sf (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 5.4 muestra las propiedades usadas en la simulación del hueso, considerado ortotropico por sencillez, donde: (E) módulo elástico en GPa, (G) modulo de rigidez en GPa y (ν) relación de Poisson adimensional.

Tabla 5.4 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.

Discretización del sistema por elementos finitos.

La información geométrica del conjunto fue procesada en un programa FEA con el cual se generó un mallado libre de cada uno de los volúmenes del modelo, diferenciando el material del hueso cortical y el de la placa-tornillos de fijación.

Todos los cuerpos del sistema fueron mallados con SOLID 187. Este es un elemento solido estructural 3-D, el cual tiene un comportamiento con desplazamientos cuadráticos que lo hace apropiado para el mallado de modelos irregulares, como los generados por sistemas CAD/CAM. Está definido por diez nodos, con tres grados de libertad en cada uno (traslación según X, Y e Z, ver figura 5.11) y 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 (ANSYS 2006).

La geometría, la localización de los nodos y el sistema de coordenadas para este elemento se muestra en la figura 5.11.

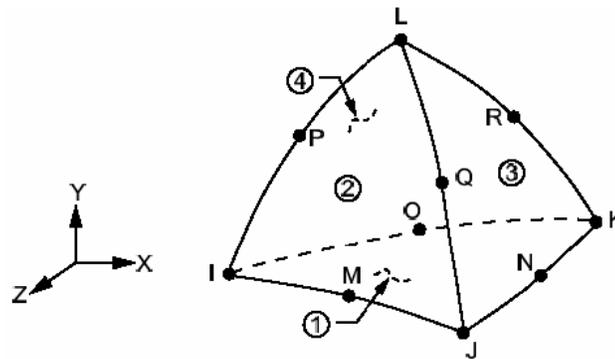


Figura 5.11 Geometría del elemento SOLID 187 (ANSYS 2006)

La interacción entre placa, hueso y tornillos de fijación se simuló mediante los pares de contacto del tipo *superficie-superficie*, formados por parejas *TARGE170* y *CONTA174* de 8 nodos (ver figura 5.12). Estos permiten la definición de elementos de contacto con nodos intermedios sin restricciones en la forma de las superficies. Además, con su uso es posible calcular grandes deformaciones de manera muy eficiente, con amplios deslizamientos y modelos de fricción más elaborados. En comparación con otros tipos de contacto, el

modelado es más sencillo y se necesita menor cantidad de elementos, por lo que el espacio de memoria y los tiempos de computación requeridos son menores (ANSYS 2006).

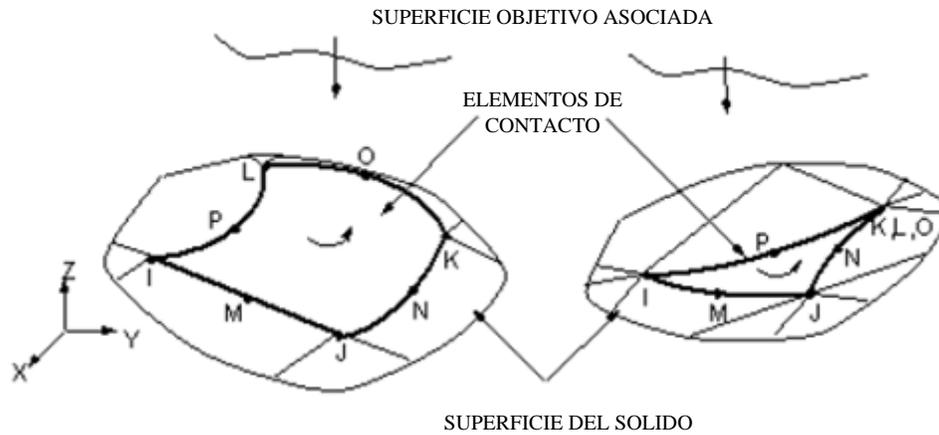
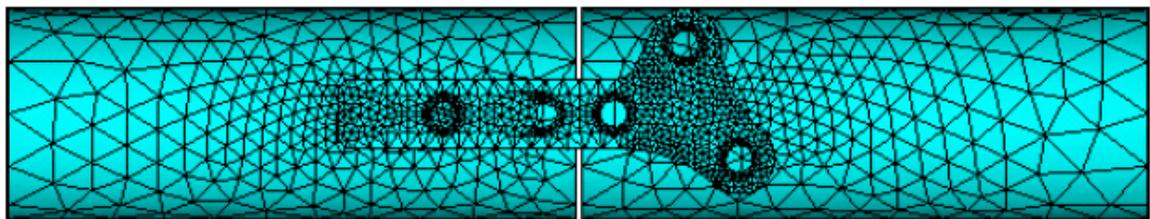


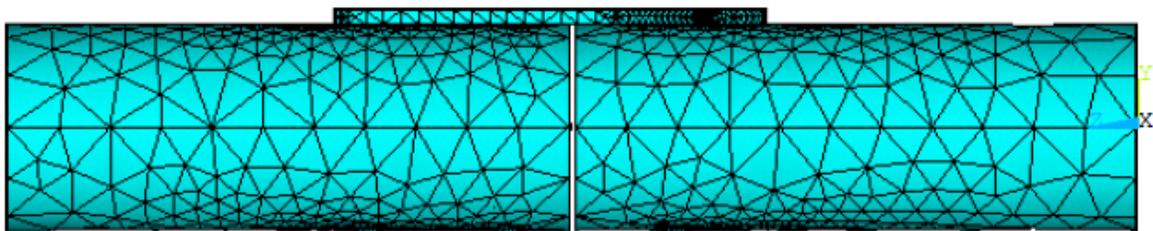
Figura 5.12 Elementos de contactos (ANSYS 2006)

Inicialmente, después de creados los elementos mediante el mallado libre, se obtuvo en la placa una malla de 4.768 elementos y 9.375 nodos; en el hueso cortical 16.134 elementos y 25.473 nodos y en cada uno de los tornillos de fijación 1.320 elementos y 2.383 nodos.

La discretización del sistema (ver figura 5.13) muestra la concentración de elementos en la placa y en el área en contacto entre: placa-hueso y placa-tornillos de fijación.



(a)



(b)

Figura 5.13 Mallado del sistema modelado (a) Vista superior (b) Vista lateral

Condiciones de contorno

Una vez definido el tipo de elemento a emplear, el material, el modelo constitutivo, la geometría y la malla, es posible pasar a la siguiente fase, la cual consiste en la aplicación de las condiciones de contorno.

El movimiento en los extremos de la placa fue restringido en las direcciones de los ejes y e z, por su parte, en el hueso fue restringido en las direcciones de los ejes x e y, de esta forma se logra estabilidad absoluta en el sistema sin recargo de restricciones, tal y como lo sugiere el modelo de Simon et al. (1977).

Las cargas a las que fue sometido el sistema global no se aplicaron directamente sobre el implante, sino que fueron asignadas al hueso cortical. De esa manera los esfuerzos se transmiten del hueso a la placa y a los tornillos, y de los tornillos a la placa (AO Foundation 2006). Por otra parte, la flexión se simuló con respecto al plano xy, dicho efecto tiende a abrir la fractura, y la torsión con respecto al eje z, de manera que todos los esfuerzos sean absorbidos por la placa (Winemaker et al. 1998)

La carga axial seleccionada $F = 134 \text{ N}$, genera un esfuerzo de tracción en la sección transversal del hueso cortical. El valor de dicho esfuerzo viene dado por:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (5.5)$$

donde A es el área de la sección transversal del hueso cortical (ver figura 5.14)

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2) \quad (5.6)$$

sustituyendo en la ecuación (5.5) se obtiene que $\sigma = 0,34 \text{ MPa}$.

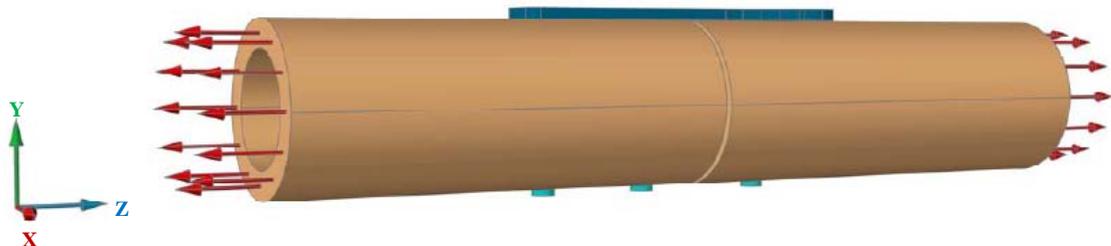


Figura 5.14 Esfuerzo de tracción generado en la sección transversal del hueso cortical

El momento flector, $M = 1500 \text{ N.mm}$, se modela como un par de fuerzas puntuales ($F/2$) que actúan en la parte inferior de los extremos libres del hueso cortical (ver figura 5.15). El valor de la fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F \cdot L \quad (5.7)$$

donde L es la longitud de cada uno de los cilindros que simulan las partes del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión (5.7) que $F/2 = 18,75 \text{ N}$.

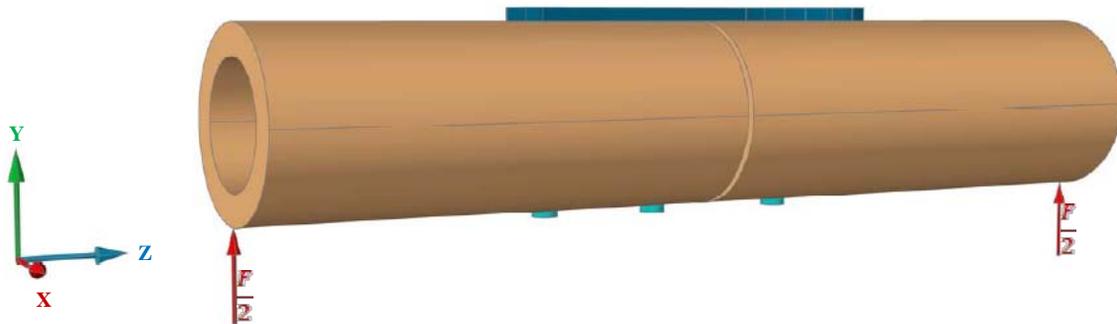


Figura 5.15 Momento flector (respecto al plano xy) aplicado en el hueso

Posteriormente para generar un estado de torsión pura $T = 500 \text{ N.mm}$, se aplicaron pares de fuerzas ($F'/2$) puntuales en la sección transversal de los extremos libres del hueso tal como se muestra en la figura 5.16. El valor de ($F'/2$) se obtuvo a través de la siguiente expresión:

$$T = F' \cdot r \quad (5.8)$$

donde r es el radio externo del hueso cortical.

A partir de la relación (5.8) tenemos que $F' = 16,33$.

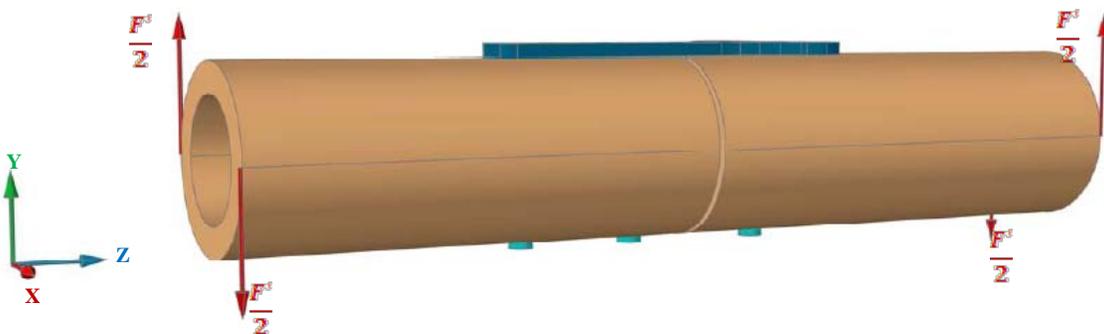


Figura 5.16 Momento torsor (respecto al eje z) aplicado en el hueso

En general las condiciones de contorno se pueden aplicar directamente sobre el modelo de elementos finitos, es decir, sobre nodos y elementos o sobre el modelo sólido. En este caso particular las cargas y las restricciones se aplican directamente sobre el modelo sólido. Independientemente de cómo las condiciones de contorno hayan sido especificadas, el método de resolución solo las considera como términos del modelo de elementos finitos. Por tanto si las cargas y restricciones se especifican sobre el modelo sólido, el programa las transfiere directamente a los nodos y elementos correspondientes.

5.2.2 Placa de contacto limitado

Este diseño es una variante de la placa solida descrita, su geometría es exactamente igual a la de esta última, a excepción de los cortes sesgados que limitan el contacto de la placa con la capa perióstica del hueso.

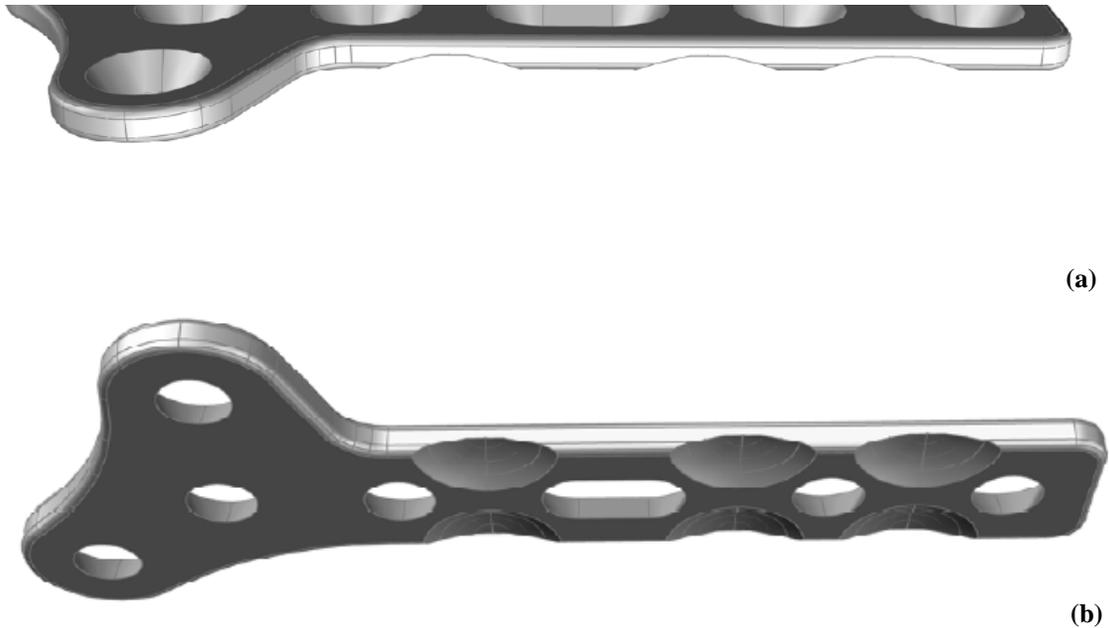


Figura 5.17 Placa de contacto limitado propuesta (a) Vista inferior (b) Vista lateral

La limitación entre la interface placa-hueso pretende reducir el daño potencial que ejerce el implante sobre la vascularización ósea, al preservar mejor la irrigación sanguínea del periostio (Müller et al. 1991).

De igual forma que para la placa solida, se generó un sistema placa-hueso-tornillos de fijación, donde el modelo de la placa corresponde a la geometría del diseño de contacto limitado sin los bordes redondeados (ver figura 5.18).

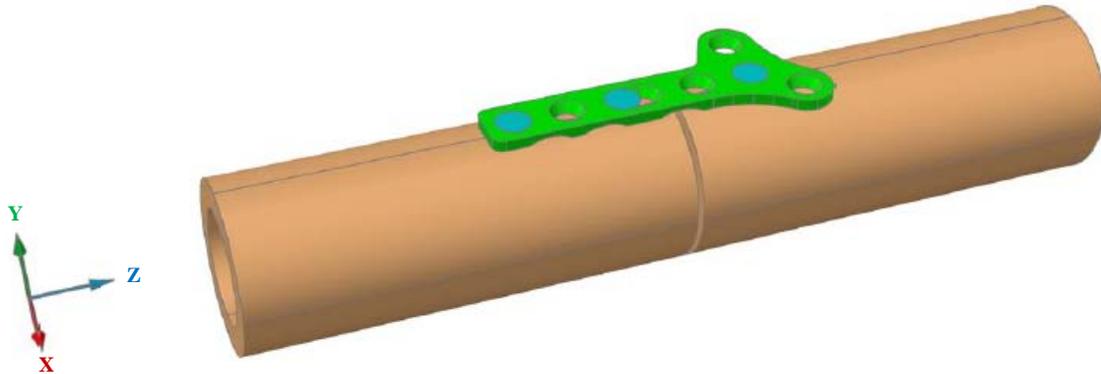


Figura 5.18 Sistema analizado placa-hueso-tornillos de fijación (placa de contacto limitado)

Es importante señalar que para la evaluación de este diseño se utilizó la misma metodología que en el caso anterior. El tipo de análisis, las cargas aplicadas, el material utilizado, la discretización por elementos finitos y las condiciones de contorno son exactamente las mismas.

Para este caso, el mallado que se obtuvo en el implante consta de 4.877 elementos y 9.624 nodos en el hueso cortical 15.936 elementos y 25.215 nodos y en cada uno de los tornillos de fijación 1.328 elementos y 2.393 nodos (ver figura 5.19).

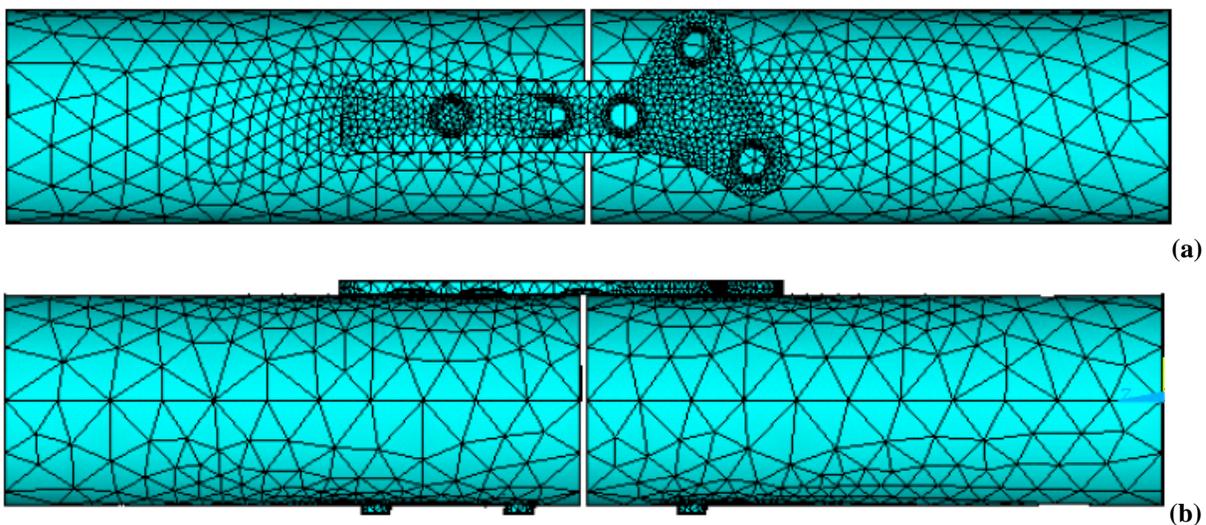


Figura 5.19 Mallado del sistema modelado (a) Vista superior (b) Vista lateral

5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se realizó un análisis por elementos finitos del sistema placa-hueso-tornillos de fijación, a través del programa ANSYS en su versión 11. El análisis numérico muestra la distribución de las tensiones equivalentes de Von Mises generados sobre los nodos a partir de la simulación de tracción, flexión y torsión aplicadas en el hueso como cargas externas al sistema, ya que para evaluar los esfuerzos permisibles en los implantes se utilizó la teoría de fluencia basada en la tensión de Von Mises (ampliamente aceptada para la previsión de fallas en 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).

La representación grafica generada con ANSYS presenta los resultados en una escala de colores que va desde el azul, que indica las zonas menos esforzadas del sistema, hasta el rojo que muestra las zonas más críticas que concentran un mayor esfuerzo indicando la posible cedencia del material.

5.3.1 Placa sólida

Los resultados mostrados en la figura 5.20 indican la distribución de esfuerzos de Von Mises en el sistema analizado al ser cargado axial de tracción. En el implante se observa concentración de esfuerzos a las zonas cercanas a los agujeros, específicamente en aquellos que poseen tornillos de fijación con un valor máximo de 52.282 MPa.

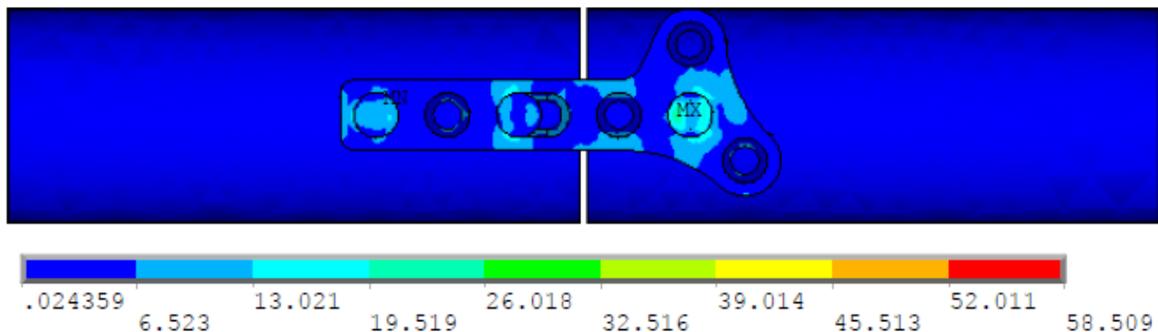


Figura 5.20 Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa solida sometida a tracción

En general, el tornillo ubicado en dicho agujero tiene el mayor esfuerzo del modelo (58,509 MPa), y el mínimo valor en el cuerpo que simula al hueso ($0,25033 \times 10^{-1}$ MPa). Además, se aprecian pequeñas concentraciones hacia los extremos del sistema en la región de contacto del implante con el hueso (ver corte longitudinal de la figura 5.21).

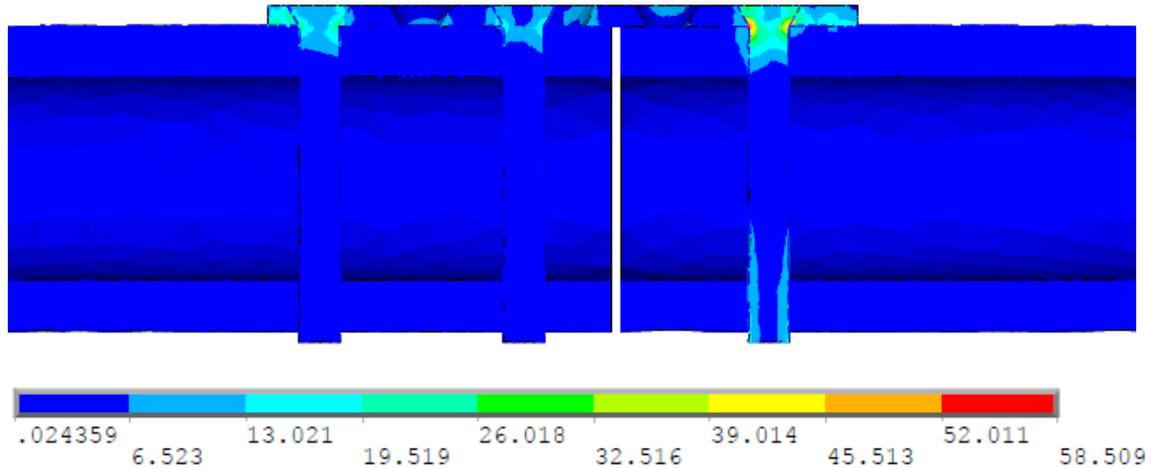


Figura 5.21 Corte longitudinal. Sistema hueso-placa sólida. Tracción. Esfuerzos en MPa

Por otra parte, la figura 5.22 representa la distribución de esfuerzos de Von Mises generados en el modelo cuando está sujeto a un momento flector, el cual tiende a abrir la fractura.

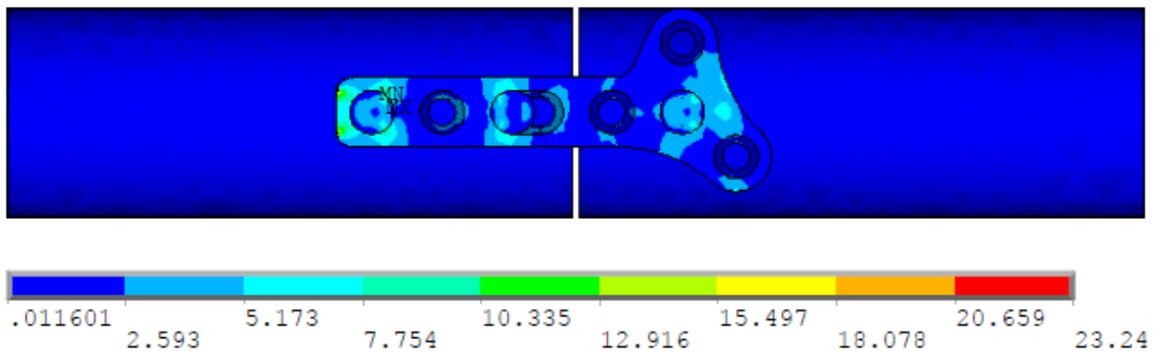


Figura 5.22 Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa sólida sometida a flexión

El esfuerzo máximo se reduce a la mitad (22,549 MPa) en comparación con el análisis anterior, y a diferencia de este se localiza en el implante, en el agujero del extremo izquierdo, cerca de la interfaz placa-hueso-tornillos de fijación y el mínimo se presenta a la

altura del hueso con un valor de $(0,13231 \times 10^{-1}$ MPa) (ver corte longitudinal de la figura 5.23).

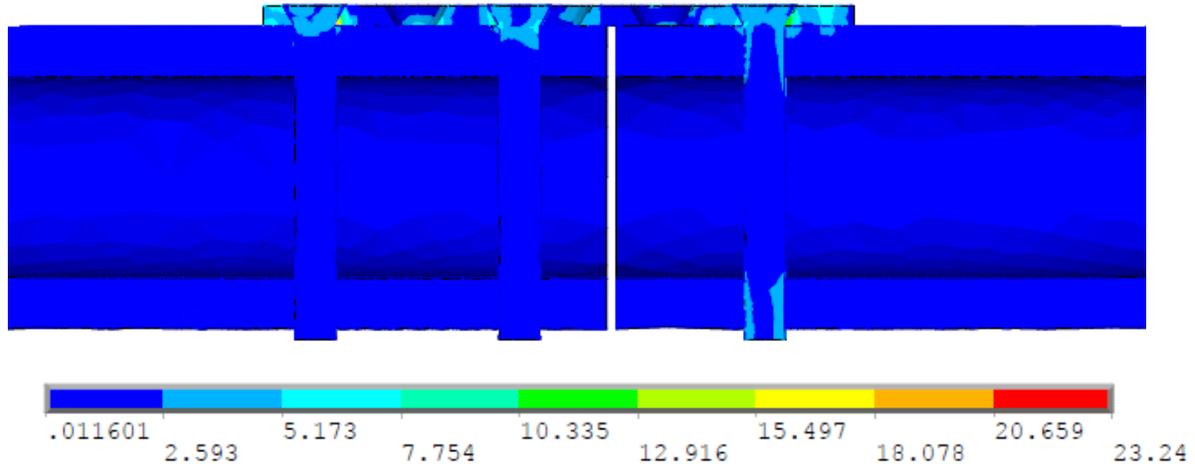


Figura 5.23 Corte longitudinal. Sistema hueso-placa sólida. Flexión.
Esfuerzos en MPa

Finalmente, para el análisis de torsión, el comportamiento del sistema es aproximadamente igual al que se observa bajo la aplicación del momento flector estudiado (ver figura 5.24).

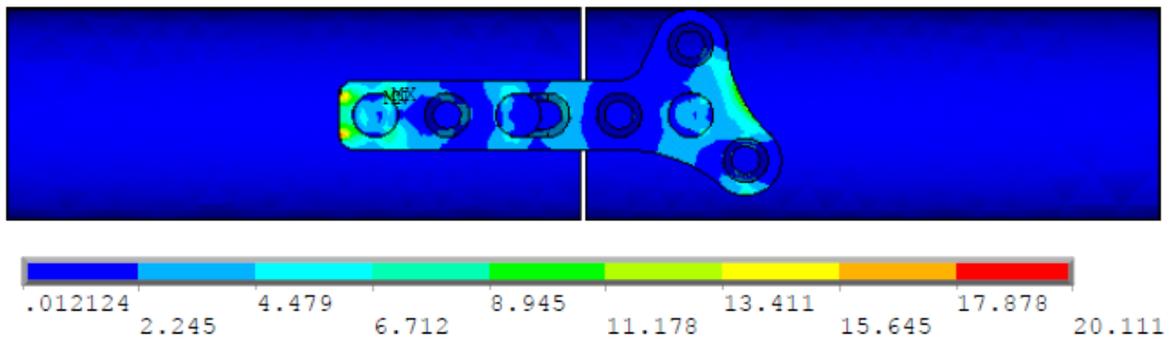


Figura 5.24 Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa sólida sometida a torsión

La distribución de los esfuerzos de Von Mises en el implante es semejante, con una mayor concentración en los extremos de la placa. En términos globales la tensión máxima (20,111 MPa) se encuentra en la placa, en el mismo lugar que en el caso anterior, y el esfuerzo mínimo se mantiene en el hueso con un valor de $(0,16716 \times 10^{-1}$ MPa) (ver corte longitudinal de la figura 5.25).

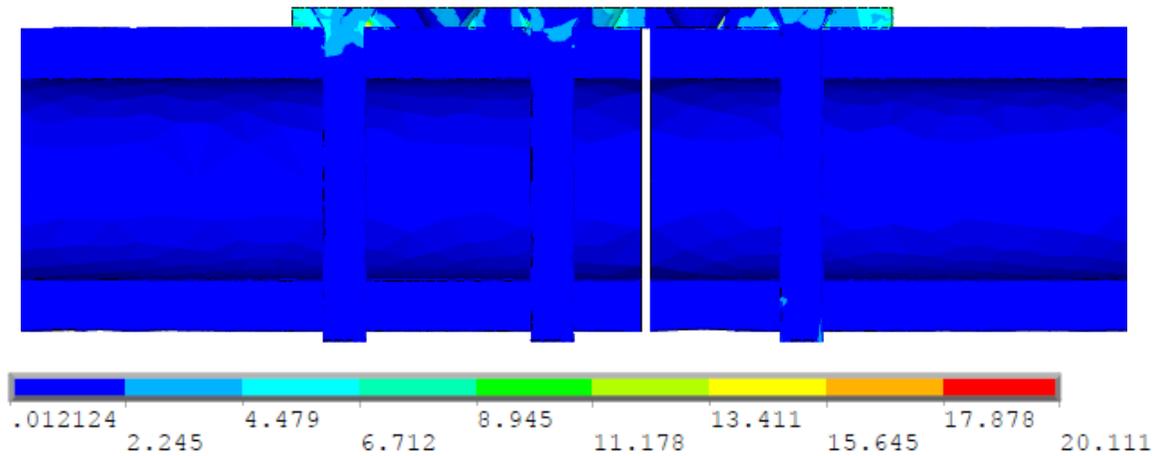


Figura 5.25 Corte longitudinal. Sistema hueso-placa sólida. Torsión. Esfuerzos en MPa

5.3.2 Placa de contacto limitado

Para la condición de carga a tracción la distribución de tensiones de Von Mises que se observa en la figura 5.26 indica que en el implante existe concentración de esfuerzos en las zonas cercanas a los orificios donde se presentan tornillos de fijación, con un valor máximo de 52,507 MPa.

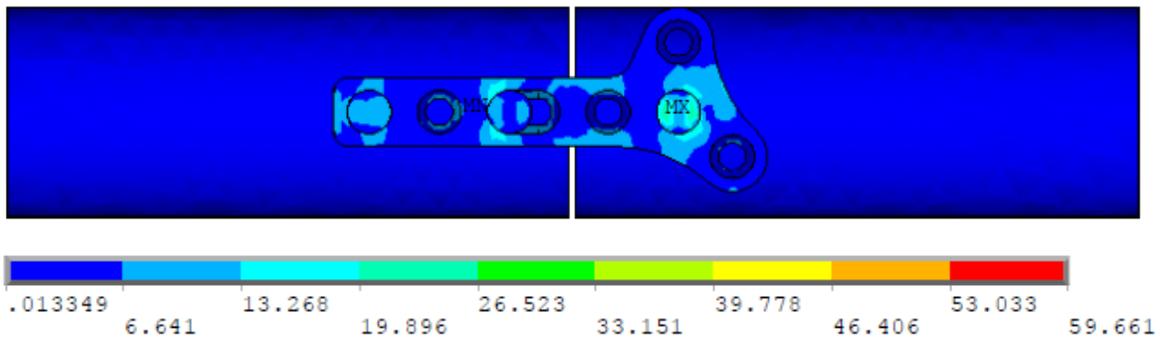


Figura 5.26 Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa de contacto limitado sometida a tracción

El mayor esfuerzo de todo el sistema (59,661 MPa) se registra en el tornillo derecho, en las zona de contacto con el implante y el hueso (ver figura 5.27).

Por otra parte, el valor mínimo aparece en el hueso, que en general muestra uniformidad en toda su extensión con variaciones mínimas en la región donde existe contacto con la placa.

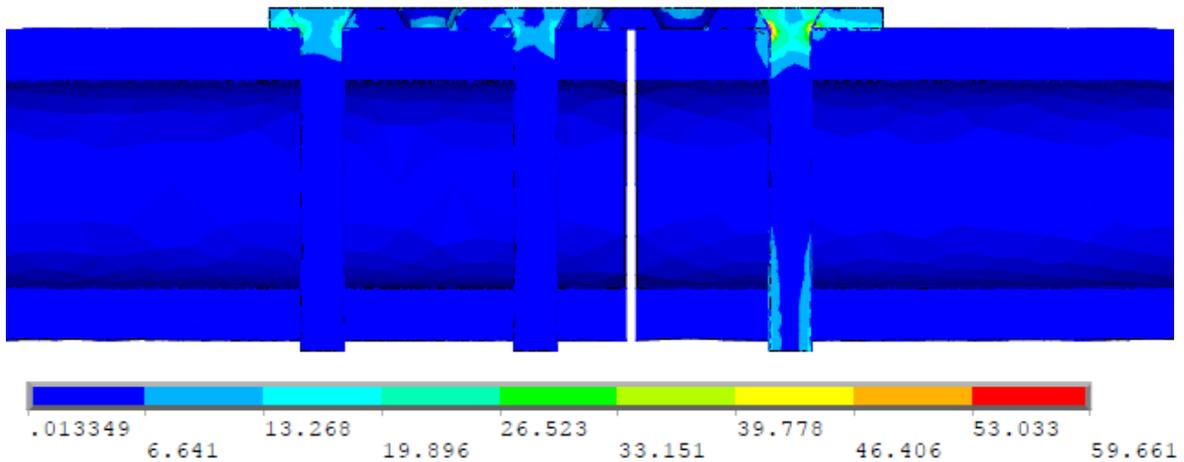


Figura 5.27 Corte longitudinal. Sistema de la placa de contacto limitado. Tracción.
Esfuerzos en MPa

En comparación con el análisis anterior, la distribución de tensiones generada por la flexión aplicada al sistema es parecida (ver figura 5.28). Las zonas más esforzadas se ubican alrededor del contacto entre los tornillos y la placa.

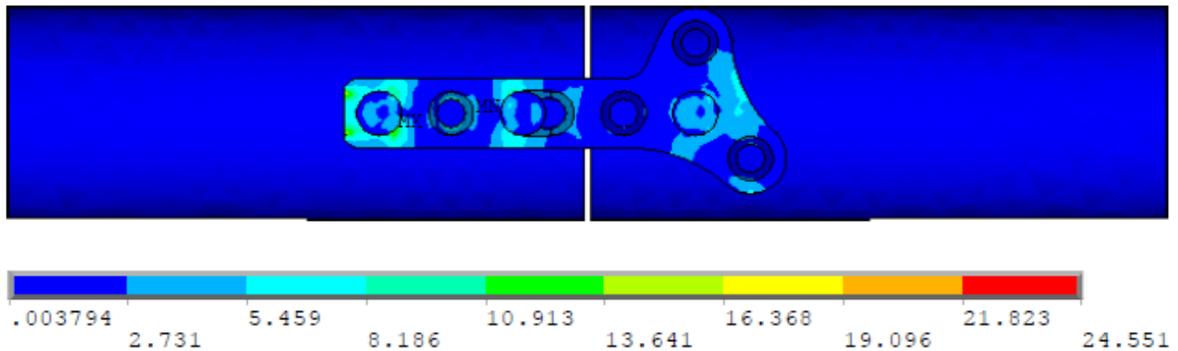


Figura 5.28 Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa de contacto limitado sometida a flexión

Sin embargo, los detalles de la figura 5.29 muestra que el punto más crítico de todo el sistema se localiza en los cortes segados donde ocurre el cambio de geometría de la sección transversal de la placa, con un valor de (24,551 MPa) muy inferior al obtenido a tracción y el hueso aparece muy poco esforzado.

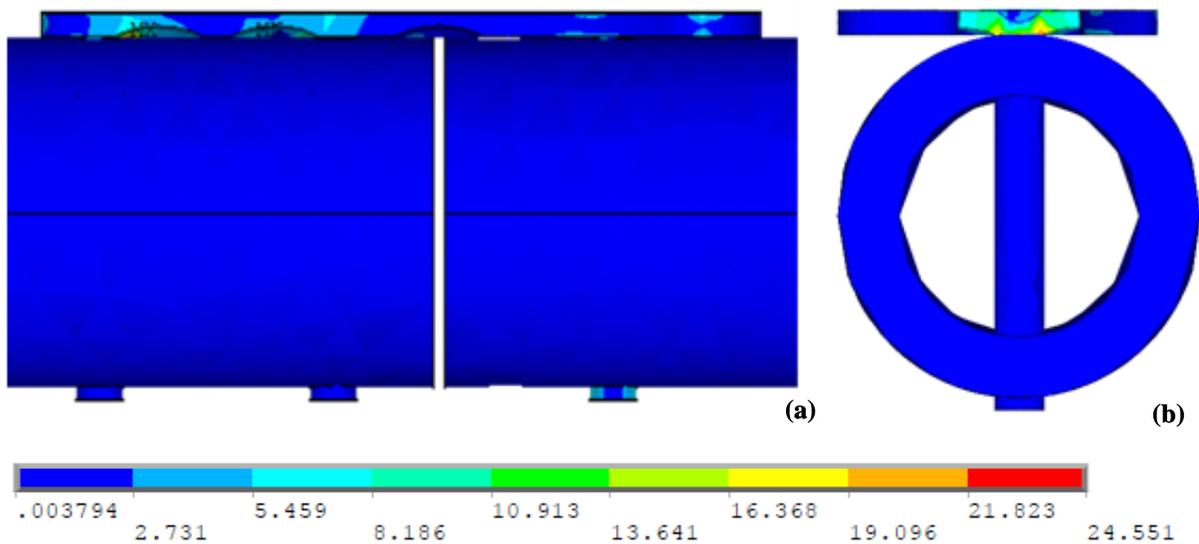


Figura 5.29 Detalles del sistema de la placa de contacto limitado a flexión.
(a) Vista lateral (b) Corte transversal

Finalmente, para el análisis de torsión, el comportamiento del sistema es aproximadamente igual al que se observa bajo la aplicación del momento flector estudiado (ver figura 5.30).

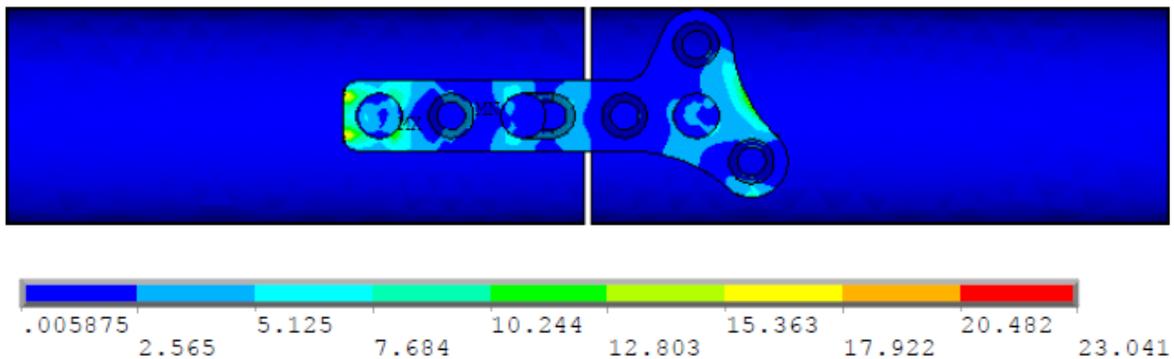


Figura 5.30 Tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la placa de contacto limitado sometida a torsión

La distribución de los esfuerzos de Von Mises en el implante es semejante, con una mayor concentración en los extremos de la placa. En términos globales la tensión máxima (23,041 MPa) se encuentra en la placa, en el mismo lugar que en el caso anterior, y el esfuerzo mínimo se mantiene en el hueso con un valor de $(0,71325 \times 10^{-2} \text{ MPa})$ (ver detalles en la figura 5.31).

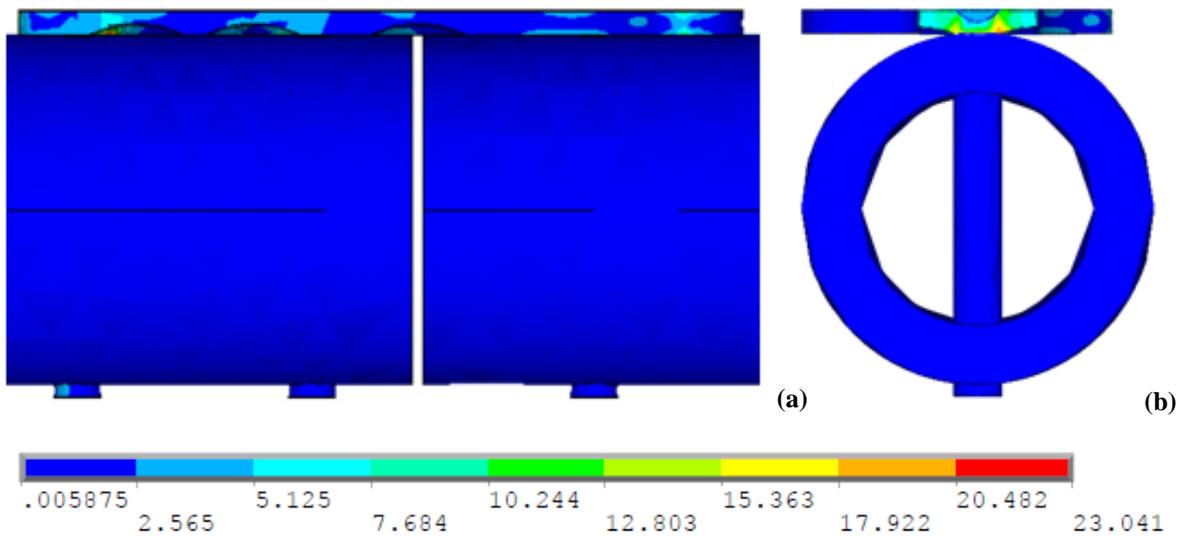


Figura 5.31 Detalles del sistema de la placa de contacto limitado a torsión
(a) Vista lateral (b) Corte transversal

Para los diseños planteados, los resultados reflejan que el comportamiento mecánico de ambos modelos bajo las exigencias de carga impuestos son similares. En los implantes existe concentración de esfuerzos por la presencia de los agujeros, en particular en aquellos donde se insertan los tornillos de fijación. Este mismo efecto puede ser visto en la cabeza de los tornillos y en los cortes sesgados de la placa de contacto limitado, originado por los cambios súbitos de geometría.

En la tabla 5.5 se puede observar la semejanza entre los esfuerzos máximos resultantes en los implantes para cada estado de carga.

Tabla 5.5 Esfuerzos máximos de Von Mises resultante en los implantes

Estado de Carga	Placa Solida (MPa)	Placa de Contacto Limitado (MPa)
Tracción	52,282	52,507
Flexión	23.210	24.551
Torsión	20.111	23.041

Estos valores son inferiores al límite elástico del acero 316L (300 MPa) lo cual indica que los diseños soportarán la carga a las cuales estarán sometidos en condiciones normales de uso, lejos de presentar deformación plástica o fractura del material.

En general, las tensiones que aparecen en el hueso fueron muy pequeñas o prácticamente nulas, y las tensiones máximas son compartidas por los implantes.

Este comportamiento se ajusta a lo esperado en condiciones normales de funcionamiento, ya que el sistema placa-tornillos debería absorber la mayor carga posible, al menos durante el periodo de recuperación después de la cirugía, debido a que antes del proceso de consolidación el hueso tiene que permanecer cargado lo mínimo necesario para estimular el remodelado óseo.

Dado que para el diseño hay más de una forma potencial de falla, existe más de un valor de factor de seguridad N . Sin embargo, entre los casos de carga estudiados, el que origina el mayor esfuerzo es aquel que puede prever el modo más probable de falla. Por ello, el factor de seguridad se estima para el ensayo de tracción y se calcula como:

$$N = \frac{\sigma_Y}{\sigma_{VM}} \quad (5.9)$$

donde σ_Y es el límite elástico a tracción del material y σ_{VM} es el esfuerzo máximo de Von Mises resultante en la placa (ver tabla 5.6)

Tabla 5.6 Factor de seguridad de los modelos

Modelo	Factor de seguridad
Placa Sólida	5,73
Placa de contacto limitado	5,71

Los resultados del factor de seguridad de N , se justifican si se considera la existencia de situaciones donde el usuario puede someter el diseño a condiciones de sobrecarga. Por ejemplo, no hay forma de evitar que alguien intente levantar un peso o que sufra una caída.

Por otro parte, está claro que dondequiera que intervenga la salud de las personas se justifican valores altos de N .

Se analizaron algunos modelos adicionales (a tracción, por ser el estado de carga más desfavorable) del sistema de la placa solida con mallas más refinadas y tiempos de cálculo mayores, con los que se ha comprobado la robustez de los resultados.

Se han realizado refinamientos en las zonas donde se esperaba un mayor gradiente en los resultados, por ello se genera de nuevo el mallado de la placa manteniendo el mallado original en el hueso y los tornillos (ver tabla 5.7).

Tabla 5.7 Comparación del Esfuerzo máximo de Von Mises para tres tipos de mallas

Mallado	Elementos	Nodos	Esfuerzo máximo de Von Mises (MPa)
1	4.768	9.375	58,509
2	19.092	35.128	59,400
3	38.002	62.378	61,452

Se observa que para las tres mallas el esfuerzo máximo de Von Mises está muy cerca, por lo que se considera que un mayor número de elementos no se justifica, más aun cuando se tiene un factor de seguridad tan elevado.

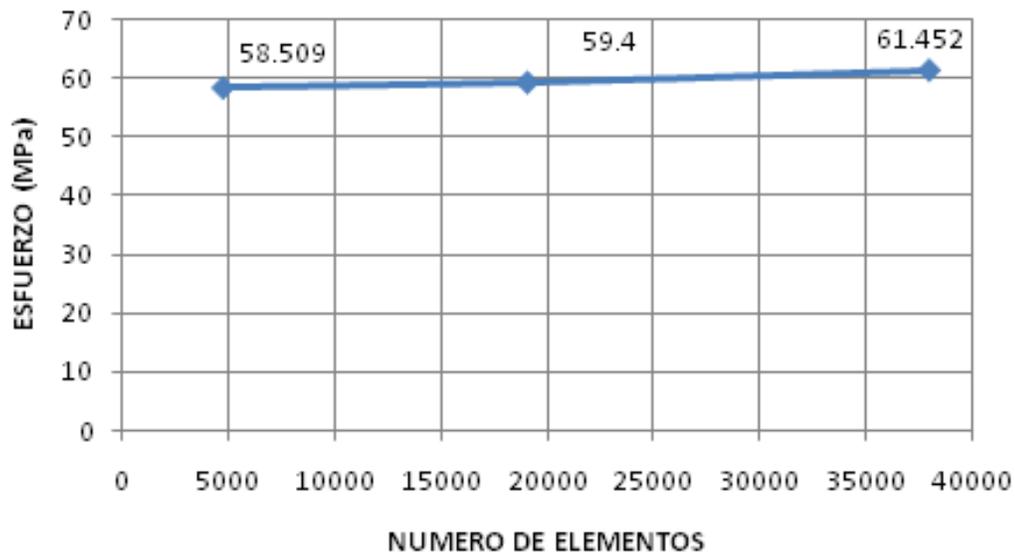


Figura 5.32 Representación gráfica de la sensibilidad del mallado en el valor del esfuerzo máximo de Von Mises del sistema placa-hueso-tornillos de fijación

Adicionalmente, la figura 5.32 muestra que los resultados convergen para un mallado de 4.768 elementos y 9.375 nodos, además, el tamaño de los elementos debe adoptarse como punto de equilibrio entre precisión y tiempo de cálculo. Debe usarse el máximo tamaño de elemento posible sin que los resultados de interés se vean afectados.

De manera complementaria, se analizó el sistema con los elementos SOLID92 y SOLID186 manteniendo el mismo tamaño de malla (4.768 elementos y 9.375 nodos), para evaluar la influencia del tipo de elemento en los resultados (ver tabla 5.8). Se eligieron estos elementos por ser similares al SOLID187 en su comportamiento.

El SOLID92 presenta la misma configuración que el SOLID187 (ver figura 5.33) con la diferencia de que no admite la formulación de materiales hiperelásticos.

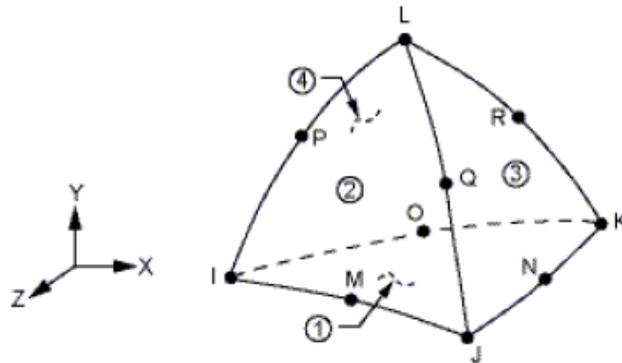


Figura 5.33 Geometría del elemento SOLID92 (ANSYS 2006)

El SOLID186 está compuesto por 20 nodos distribuidos según el esquema presentado en la figura 5.34. Además de su configuración base hexaédrica puede tener una configuración piramidal, prismática o tetraédrica lo que le permite adaptarse a la geometría de la pieza.

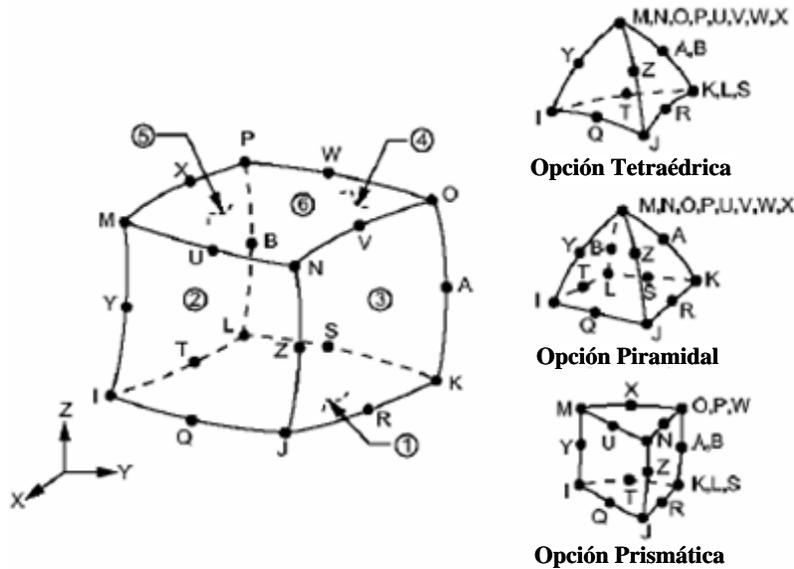


Figura 5.34 Geometría del elemento SOLID186 (ANSYS 2006)

Tabla 5.8 Comparación del Esfuerzo máximo de Von Mises para distintos elementos

Tipo de elemento	Esfuerzo máximo de Von Mises (MPa)
SOLID 187	58,509
SOLID 186	58,566
SOLID 92	58,559

Finalmente, se observa que los resultados para los elementos SOLID186 y SOLID92 coinciden totalmente con el SOLID187; por lo tanto se consideran que los resultados obtenidos en esta investigación son adecuados.

CAPÍTULO 6

Resultados experimentales

A continuación se presentan los resultados obtenidos una vez realizada la fabricación de la placa sólida, a partir del diseño presentado en el capítulo anterior, basados en la colocación de la misma en la fractura accidental de un perro, a manera de evaluar el funcionamiento del dispositivo de osteosíntesis en condiciones de uso. Adicionalmente, se presenta la valoración clínica llevada a cabo a través de un seguimiento radiológico pre y postoperatorio de la parte afectada del paciente. Finalmente, se muestran las condiciones del implante luego de ser completado el proceso de consolidación ósea.

6.1 OBJETIVO DE LA PRUEBA

Se realiza un estudio experimental, con el propósito de evaluar el comportamiento biomecánico del implante, fundamentalmente para verificar si el mismo ofrece la resistencia mecánica adecuada para proporcionar estabilidad así como la biocompatibilidad para no producir efectos adversos en el paciente.

6.2 MATERIALES Y MÉTODO

Para lograr el objetivo planteado se construyó un prototipo de la placa sólida de fijación de fracturas para radio distal (ver figura 6.1) fabricada con acero quirúrgico 316L, a través de un proceso de fabricación empleando máquinas-herramientas de control numérico, según los planos mostrados en el apéndice 1.



Figura 6.1 Placa solida construida

La intervención quirúrgica para corregir la fractura de un perro, fue realizada en una clínica veterinaria por un Médico especialista en el área. La misma fue filmada y editada como parte del trabajo de investigación desarrollado.

Se realizó una cirugía para la fijación de una fractura accidental transversa en el fémur de un perro mestizo de aproximadamente 2 años de edad, con un peso de 14 kg y de sexo femenino.

6.2.1 Materiales

1- Para la estabilización de la fractura se utilizó la placa sólida fabricada que consta de siete agujeros y un espesor de 2 mm.

2- La placa es fijada al hueso con tres tornillos de cortical de 3,5 mm de diámetro con cabeza redondeada (ver figura 6.2), los cuales se adquirieron previamente con una longitud específica (dos de 14 mm y uno de 12 mm) sugerida por los estudios radiológicos y el seguimiento clínico.



Figura 6.2 Tornillos de cortical usados para fijar la placa al hueso

3- Adicionalmente, se utilizaron los materiales y medicamentos requeridos de rutina para realizar cirugías ortopédicas: instrumental especial para colocar placas de osteosíntesis, instrumental general de tejidos blandos y de ortopedia, quirófano equipado estándar, jeringas, anestésicos, analgésicos, sueros salinos, venoclisis, catéteres IV, tela adhesiva, gasas, hojas de bisturí, suturas, etc.

6.2.2 Método

1- Inicialmente, se abrió un expediente de manera rutinaria y se completaron los datos del diagnóstico orientado a problemas.

2- Posteriormente, se realizó un estudio radiográfico pre-quirúrgico del hueso fracturado (ver figura 6.3).



Figura 6.3 Radiografía pre-operatoria del fémur

3- Finalmente, se llevo a cabo la cirugía ortopédica de reducción y fijación de fractura del fémur, cuya duración fue aproximadamente de setenta (70) minutos.

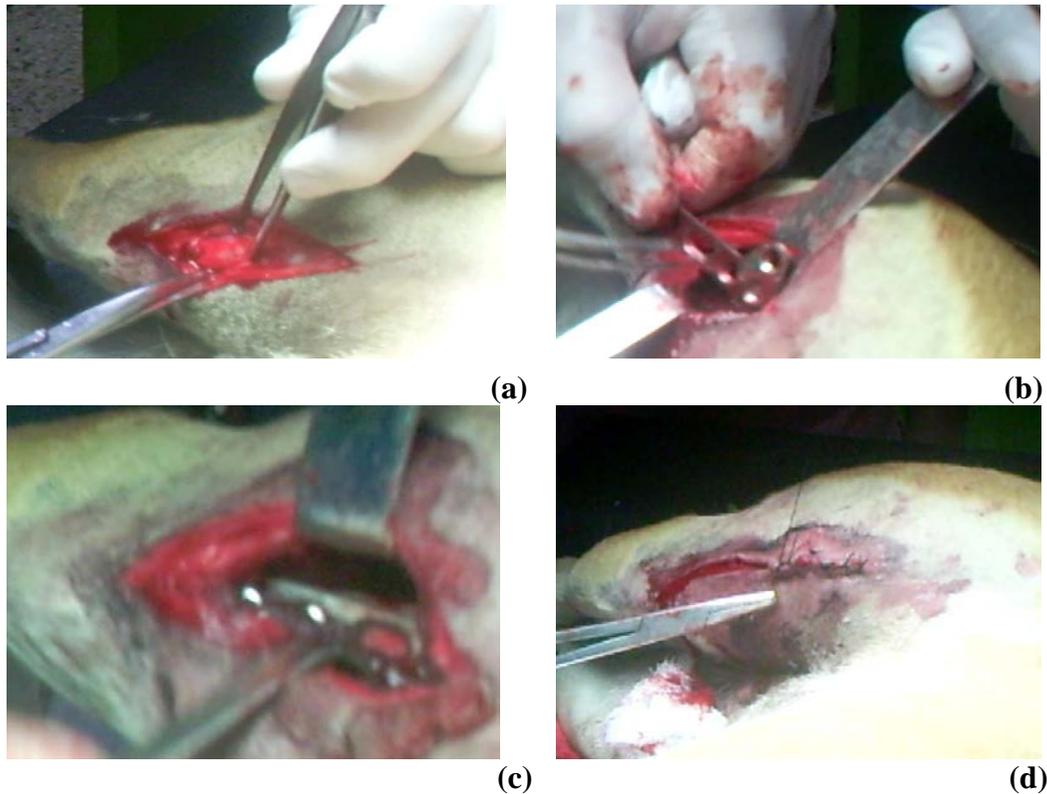


Figura 6.4 Secuencia de la operación. (a) Incisión (b) Colocación del implante
(c) Placa fijada (d) Sutura de la herida

Durante el proceso se administró terapia antibiótica y analgésica necesaria por 10 días después de la operación.

Por otra parte, en la etapa post-operatoria se realizaron controles radiológicos en el paciente inmediatamente concluida la intervención quirúrgica, luego tres semanas después del evento y finalmente a las cinco semanas (ver figura 6.5) con el propósito de valorar arcos de movilidad al momento de la consolidación completa. Se utilizó la presencia de callo óseo visible radiológicamente como parámetro de consolidación ósea, o en su defecto seis semanas de no presentar datos de consolidación visibles.

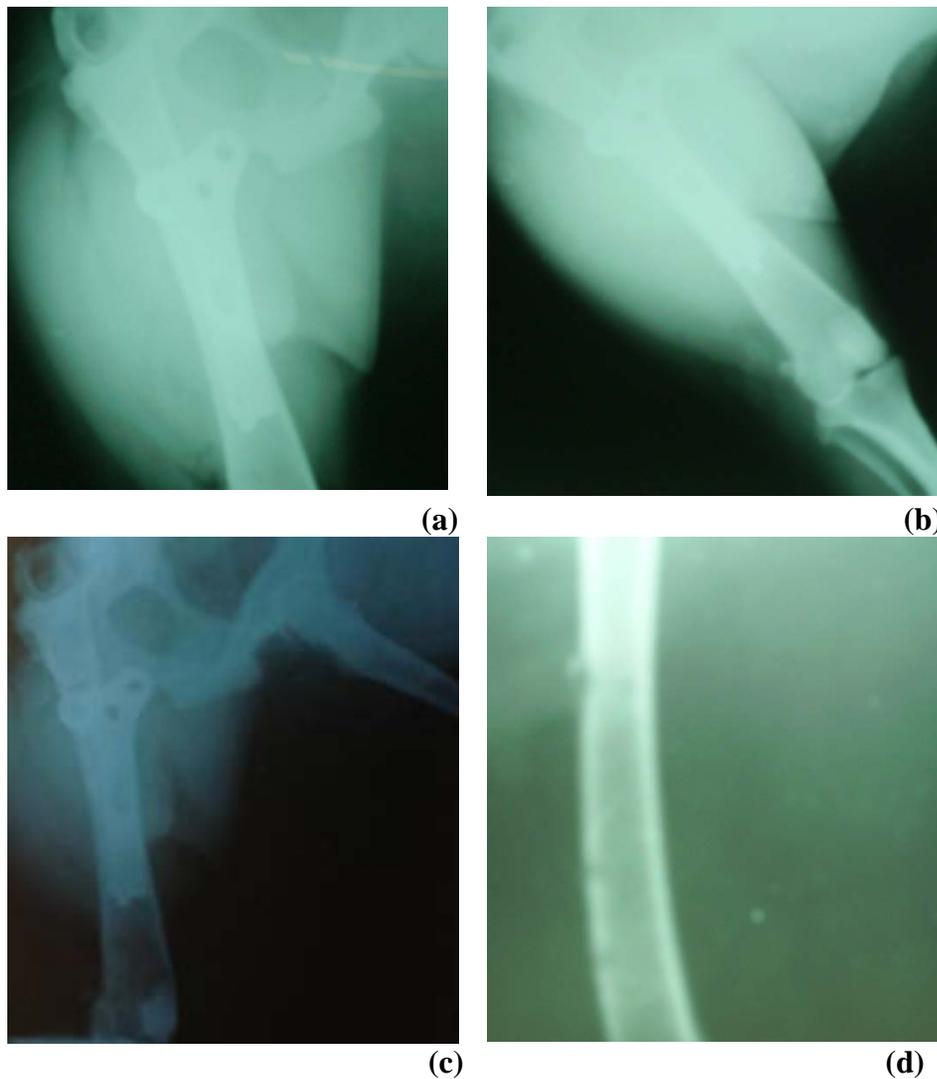


Figura 6.5 Radiografías post-operatorias de la fractura reducida (a) inmediata (b) a las 3 semanas (c) a las 5 semanas (d) después de retirada la placa

6.3 RESULTADOS

No se observaron alteraciones clínicas en el paciente, que hicieran sospechar reacciones adversas a la aplicación de la placa, ni del material utilizado para su fabricación (ver figura 6.6).

En los estudios radiográficos de control post-operatorios, se pudo observar que se logró estabilizar la fractura, de forma tal que es casi imperceptible en las radiografías.

Debido a la estabilidad obtenida con el implante, se logró un apoyo total del miembro posterior del lado operado a las 72 horas de realizado el procedimiento quirúrgico.



Figura 6.6 Muestra del paciente luego de retirado el implante

Al retirar la placa, una vez consolidada la fractura, se observó que la misma no sufrió deformación ni ataque corrosivo en toda su extensión, con ello queda demostrado la resistencia, compatibilidad y propiedades anticorrosivas del implante (ver figura 6.7).



Figura 6.7 Imágenes de la placa al ser retirada

Los aspectos mencionados, además de la movilidad después del tratamiento quirúrgico y del hecho de que en ningún momento se presentó infección, sumados a la consolidación de la fractura en el tiempo esperado (5 semanas), indican que con este implante se puede realizar la reducción y fijación de fracturas de manera eficiente.

CAPÍTULO 7

Conclusiones y recomendaciones

En este capítulo, se presentan las conclusiones resaltantes de esta investigación, así como las recomendaciones que permitirán avances para futuros estudios relacionados con el análisis, diseño y fabricación de sistemas de fijación de fracturas.

7.1 CONCLUSIONES

Luego del análisis numérico realizado a través del programa ANSYS, basado en el método de los elementos finitos, se obtienen resultados favorables, ya que el modelo se comporta satisfactoriamente con respecto al tipo de fractura en el que fue ensayado (transversal) y a las cargas a las que se vio sometida, debido a que los máximos esfuerzos obtenidos en las placas no sobrepasan el límite de cadencia del acero (300MPa).

Los elementos sometidos a mayores tensiones según se observó, resultaron ser los tornillos ubicados en los extremos del implante, y una concentración de esfuerzo alrededor de los orificios de la placa sólida donde existe un contacto directo con los tornillos.

Posterior al análisis realizado por el método de elementos finitos, se fabricó y se implantó el modelo en el fémur de un perro, 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 concluye que la placa diseñada puede ser implementada en fracturas de radio distal como placa de sostén.

Por otro lado, los resultados obtenidos en la placa solida pueden ser extrapolados a la placa de contacto limitado, ya que la solución del análisis numérico es aproximadamente igual para ambos modelos.

7.2 RECOMENDACIONES

- En investigaciones futuras se recomienda considerar el efecto de cargas dinámicas, es decir, analizar las posibles fallas que pueden ocurrir cuando la placa está sujeta a una carga que varia cíclicamente con el tiempo.
- Adicionalmente se propone que en trabajos próximos se desarrollen nuevas variantes del implante propuesto, tales como, la incorporación de agujeros de compresión dinámica y agujeros de bloqueo.
- Es conveniente que los tornillos empleados para efectuar la osteosíntesis deben ser del mismo material que la placa de fijación, con la finalidad de disminuir el riesgo de incompatibilidad entre materiales, que pueden generar complicaciones en el sistema placa-tornillos, por lo que se exhorta al análisis, diseño y fabricación de los tornillos de fijación en investigaciones futuras.

Referencias

- American Society for Testing and Materials (1978). *Annual Book of ASTM Standards*, Part 46, ASTM, Philadelphia.
- ANSYS (2005). *Element Reference*, Canonsburg, PA, USA, ANSYS Inc.
- AO Foundation (2006) [On-line]. Disponible en: <http://www.aofoundation.org>
- Ardila, E., (1997). Epidemiología y patogénesis de la osteoporosis. *Revista de la Asociación Colombiana de Menopausia*. Volumen 3.
- Askew, M., Mow, V., Wirth, C. y Campbell, C. (1975). Analysis of the intraosseous stress field due to compression plating. *Journal of Biomechanics*, 8: 203.
- Ayneto Gubert, Xavier (1997). *El Método de los Elementos Finitos*. Curso Básico. ST Mecánica Aplicada S.L.
- Bagby, G. W. y Spokane, M.D. (1977). Compression bone plating. Historical considerations. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 59-A: 5, 625-631.
- Bentilola, V., Boyce, T.M., Fyhrie, D.P., Drumb, R., Skerry, T.M., Schaffler, M.B., 1998. Intracortical remodeling in adult rat long bones after fatigue loading. *Bone* 23, 275–281.
- Browner, B. D., Jupiter, J. B., Levine, A. M. y Traflon, P. G. (1998). *Skeletal Trauma* (Vol. II), Philadelphia: WB Saunders.
- Byers, P. D. y Woods, C. G. (1994). *The Growth, Architecture and Structure of Bone*. En: *Diseases of Bones and Joints*. Salisbury J. R., Woods, C. G. and Byers P.D., eds. Londres: Chapman & Hall Medical; 509-526.
- Carter, D.R., Fyhrie, D.P., Whalen, R.T., (1986). Mathematical models for predicting bone density *from stress history*. North American Congress on Biomechanics, Montreal, Canada.

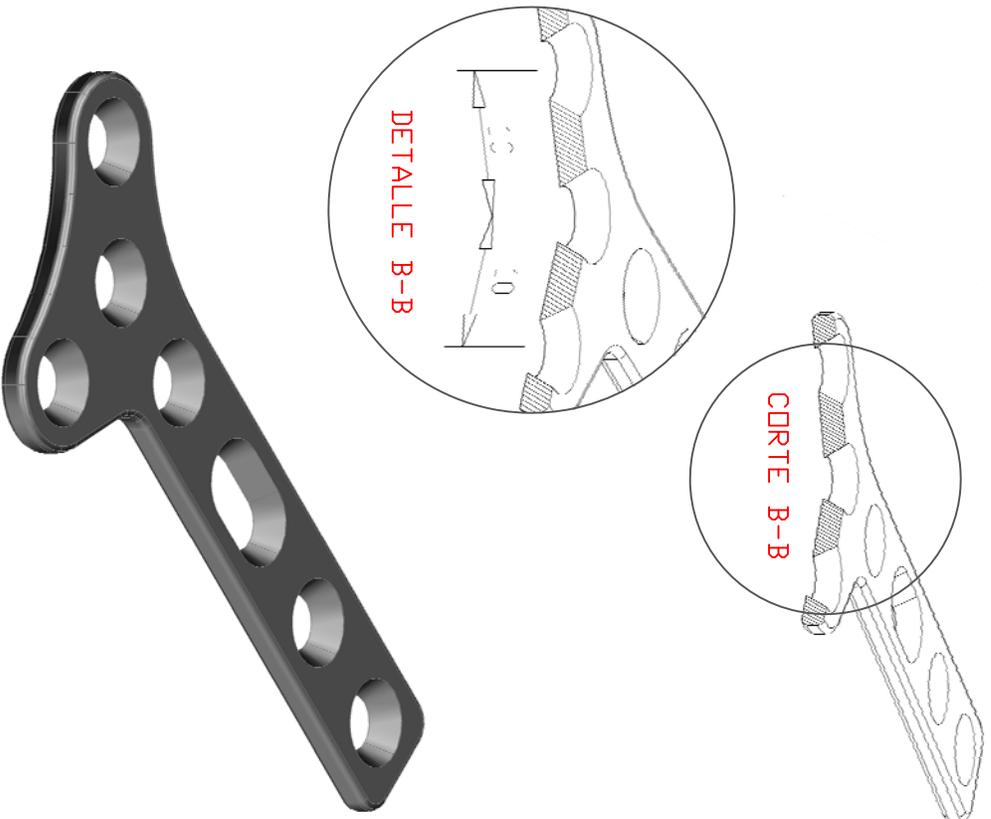
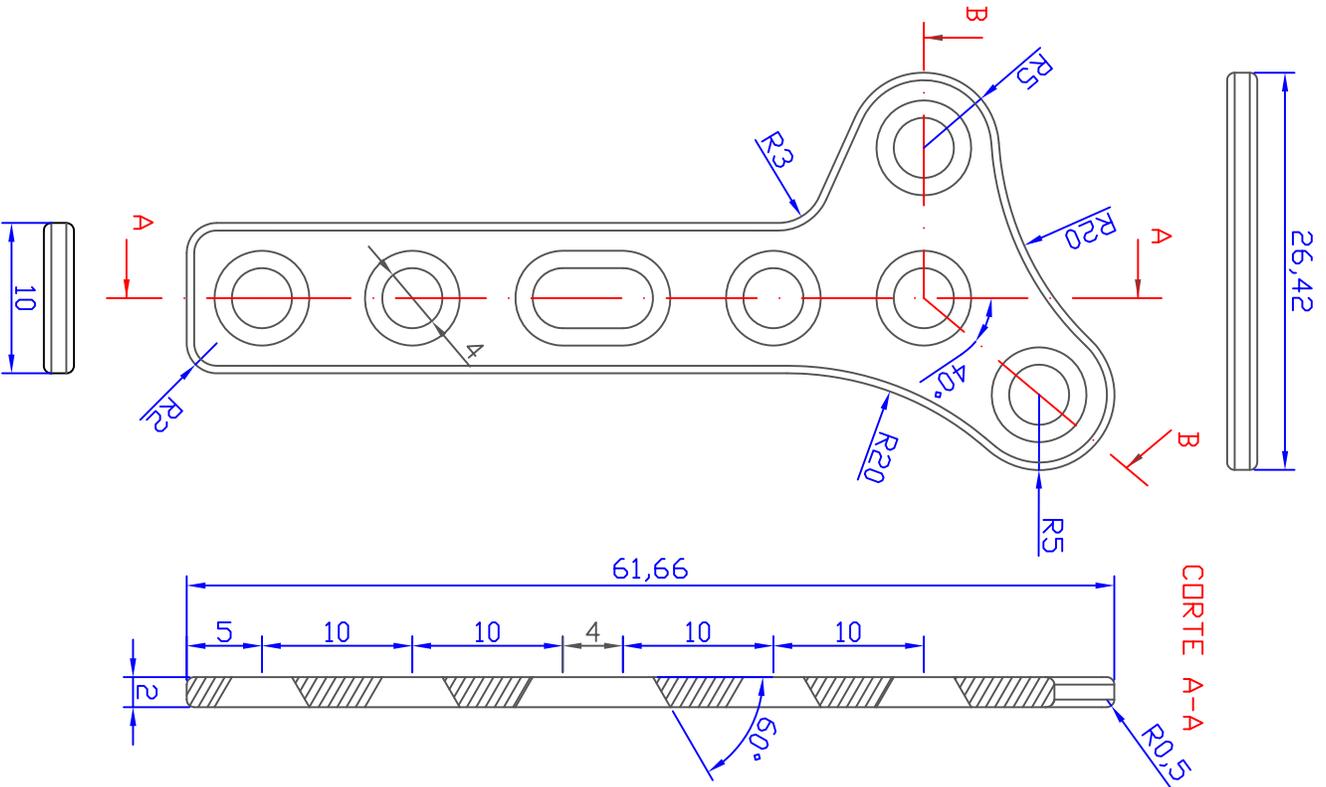
- Castaing, J. (1964). Les fractures récentes de l'extrémité inférieure du radius chez l'adulte. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de L'Appareil Moteur*, 50: 581- 696.
- Cerrolaza, M. y Contrera, G. (2001). “*Diseño y Simulación numérica de una placa cervical*”. Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela, P.O.
- Cheal, E., Hayes, W. y White III, A. (1985). Stress analysis of compression plate fixation and its effect on long bone remodeling. *Journal of Biomechanics*, 18: 2, 141-50.
- Chew, F.S. y Pappas, C. N. (1995). Radiology of the devices for fracture. Treatment in the extremities. *Clinical Radiology of North America*, 33: 375-389.
- Circulo de Progreso Universitario (1982). Guía de las salidas universitarias. Madrid: Autor.
- Claiborne, C., (1998). *Principios generales del tratamiento de las fracturas*. Novena Edición. España.
- Colopy, S.A, Benz-Deana, J, Barretta, J.G, Samplea, S.J, Lua, Y, Danovaa, N.A, Kalscheura, V.L, Vanderby, R., (2004). Response of the osteocyte syncytium adjacent to and distant from linear microcracks during adaptation to cyclic fatigue loading. *Bone* 35: 881– 891
- Comín, M., Peris, J. L., Prat, J. M., Dejoz, J. R., Vera, P. M., Hoyos, J. V. (1999). *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Valencia, España: I.B.V.
- Cotton, J., Zipous, P., Winwood, K., Taylor, M., (2003). Analysis of creep strain during tensile fatigue of cortical bone. *Journal of Biomechanics* 36: 943-949.
- Cowin S. (1989). *Bone Mechanics*. Boca Raton, Florida: CRC Press, Inc.
- DeCoster, Thomas A. (1991). *Biomechanical Principles Related to the Musculoskeletal System*. En: A Basic Science Primer in Orthopaedics. Bronner, F. and Worrell, eds. Baltimore: Williams &Wilkins; 149-170.
- Del Coz Díaz, J.J. Rodríguez, M., García, P. J. y Suárez, F.J. (2002). *Finite Elements in Analysis and Design*. Journal of Computational and Applied Mathematics. Volume 39 Issue 1. España: Elsevier Science Publishers B. V.
- Del Coz Díaz, J.J., García, P. J. y Suárez, F.J. (2006). Numerical analysis of pressure field on curved self-weighted metallic roofs due to the wind effect by the finite element method. *Journal of Computational and Applied Mathematics*, Volume 192 Issue 1 España: Elsevier Science Publishers B. V
- Doblaré, M., García, J.M., Gómez, M.J., (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics* 71: 1809-1840.
- Federación Médica Venezolana (2008). Información al día. Caracas: Autor.

- Garcia, César y Ortega, Dulia (2005). Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: Evaluación radiológica. *Revista Chilena de Radiología*, vol.11, no.2, p.58-70.
- García, J.M., Doblaré, M., Cegoñino, J., (2002). Bone remodelling simulation: a tool for implant design. *Computational Materials Science* 25:100–114.
- Gesensway, D., Putnam, M. D., Mente, P. L. y Lewis, J. L. (1995). Design and Biomechanics of a plate for the distal radius. *Journal of Hand Surgery*, 20^a: 6, Nov.
- Haidukewich, G. J. (2004). Innovations in Locking Plate Technology. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 12: 205-212.
- Heim, Urs F.A. (2001). The AO Phenomenon. *Huber Hans*, 23(2): 275-276.
- Industrias Medicas Sampedro S.A. (2002) [On-line]. Disponible en: <http://www.imsampedro.com>
- Jupiter, J. (1997). Complex Articular Fractures of the Distal Radius: Classification and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 5: 119- 129
- Krettek, C., Müller, M. y Miclau, T. (2001). Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the femur. *Injury*, 32 Suppl 3: SC 14-23.
- Küntscher, G. (1965). *Técnica del tratamiento de las fracturas mediante enclavado intramedular*. Berlin: Springer Verlag.
- Mackenney, P.J., McQueen, M. M. y Elton, R. (2006). Prediction of Instability in Distal Radial Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88: 1944-1951.
- Markolf, K. L., Lamey, D., Yang, S., Meals, R. y Hotchkiss, R. (1998). Radioulnar load sharing in the forearm. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 80^a: 6, June.
- Marti, A., Fankhauser, C. y Frenk, A. (2001). Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, (7): 482-7.
- Martínez, G., Cerrolaza, M., (2004). *Elementos de Contorno aplicados a la remodelación ósea externa*. Tesis Doctoral, Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela. Caracas, Venezuela.
- Mast, J. W. , Jakob, R. y Ganz R. (1989). *Planning and reduction technique in fracture surgery*. Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag.
- Merriam y Webster's (2006). *Collegiate® Dictionary*, Eleventh Edition
- Müller, M. E. (1996). *CCF—Comprehensive Classification of Fractures I & II*. M.E.Müller Foundation. Bern: MAO/ASIF Documentation Center.
- Müller, M. E., Allgöwer, M. y Willenegger H. (1965). *Technique of internal fixation of fractures*. Berlin: Springer Verlag.

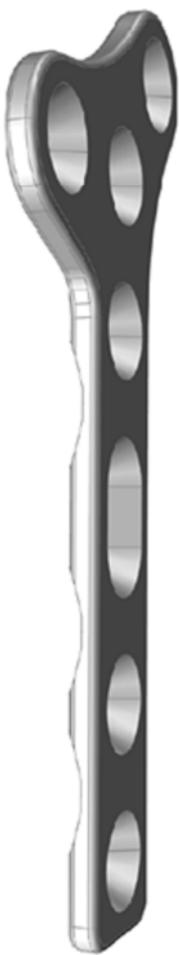
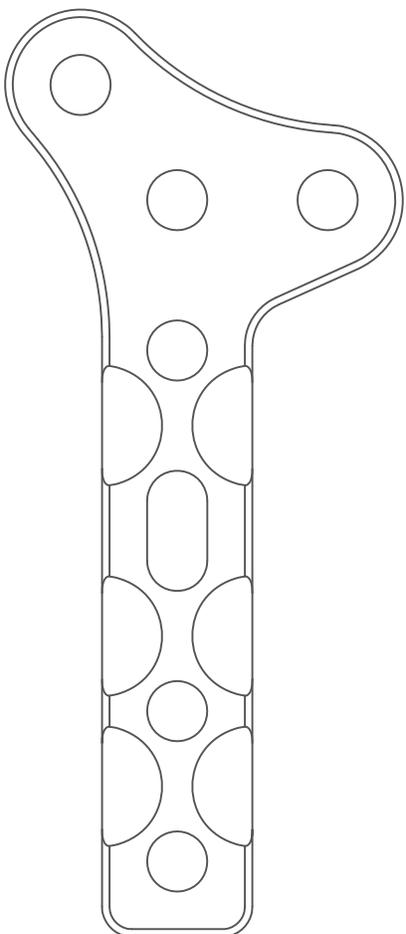
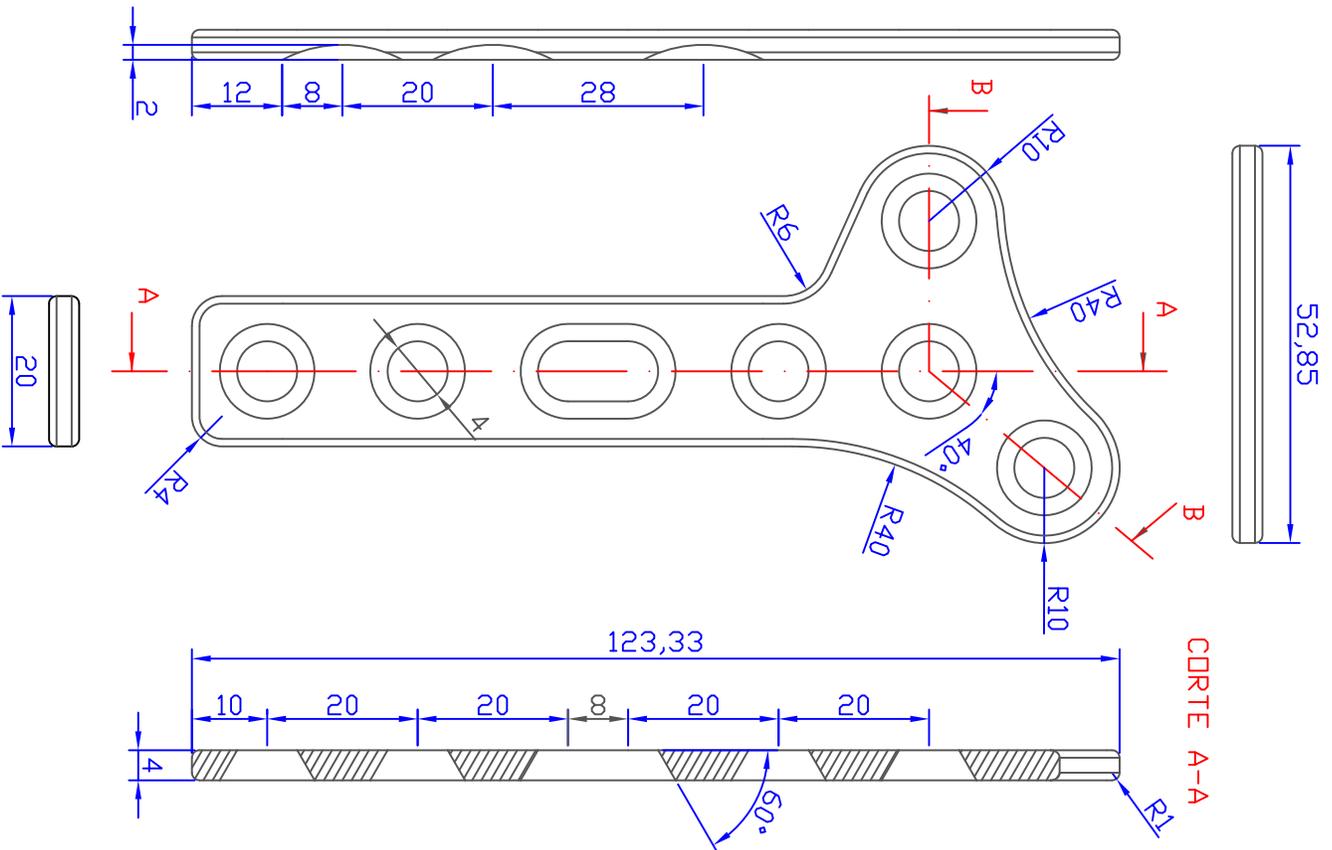
- Müller, M. E., Allgöwer, M., Schneider, R. y Willenegger, R. (1991). *AO Manual of Internal Fixation* (3^a ed.). Berlin: Springer.
 - Müller, M. E., Nazarian, S. y Koch, P. (1987). *Classification AO des fractures. Tome I. Les os longs*. 1st ed. Berlin: Springer-Verlag.
- Müller, M. E., Nazarian, S., Koch, P. y Schatzker, J. (1990). *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Berlin: Springer - Verlag.
- Murty, Y. V. (2003). Use of stainless steel in medical applications.
 - Nana, Arvind D., Joshi, Atul y Lichtman, David M. (2005). Plating of the Distal Radius. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13: 159-171.
 - Nather, A. (2005). *Bone grafts and bone substitutes: basic science and clinical applications*. Hackensack, N.J.: World Scientific.
 - Norton, R., (1999). *Diseño de Máquinas*. Mexico: Prentice Hall.
 - O'Brien, F., Taylor, D., Lee, T., (2007). Bone as a composite material: The role of osteons as barriers to crack growth in compact bone. *International Journal of Fatigue* 29: 1051-1056.
 - Perren, S. M., Huggler, A., Strumann, F., Müller, N y Allgower, M. (1969). A method of measuring the change in compression applied to living cortical bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 125: 7.
 - Perren, S.M. (2002). Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 84 B: 1093-1100.
 - Plant, R. y Bartel , D. (1974). Finite element analysis of bone plate screw system. *Advanced Bioengineering Processing Winter Annual Meeting of American Society of Mechanical Engineers*, 85.
 - Prendergast, P.J., Taylor, D., (1994). Prediction of bone adaptation using damage accumulation. *J. Biomech.* 27, 1067–1076.
 - Rapoff, A., Kohles, S. y Vanderby Jr., R. (2000). *Orthotropic index for bone*. Proceeding of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Orlando, Florida, 11-15 March.
 - Redfern, D.J., Syed, S.U. y Davies, S.J. (2004). Fractures of the distal tibia: minimally invasive plate osteosynthesis. *Injury*, 35: 615-620.
 - Rybicki, E., Simonen, F., Mills, E., Hassler, E., Scoles, C., Milne, P. y Weiss, E. (1974). Mathematical and experimental studies on the mechanics of plated transverse fractures. *Journal of Biomechanics*, 7: 377.
 - Sabiston, D. C., Townsend, C. M., Bauchamp, R. D., Evers, B. M., Mattox, K. L. y Balibrea, J. L. (2005). *Fundamentos biológicos de la práctica quirúrgica moderna*. España: Elsevier.

- Schneck, D., Bronzino, J., (2003). *Biomechanics Principles and Applications*. Boca Raton, Florida: CRC Press, Inc.
- Sciarini, Ernesto G. (2007). Sistema Osteo – Artro – Muscular, *Aparato locomotor*. CIENCIAS NATURALES – Biología 03.
- Serrano, S., (1998). In Proceedings del *II Congreso Virtual Hispanoamericano de Anatomía Patológica*. Barcelona-España.
- Simon, B. R., Woo, L. Y., Stanley, G. M., Olmstead, S. R., Mc Carty, M. P., Jemmott, G. F. y Akeson, W. H. (1977). Evaluation of one-two-and threedimensional finite element and experimental models of internal fixation plates. *Journal of Biomechanics*, 10: 79-86.
- Slone, R.M., Heare, M.M., Van der Griend, R. A. y Montgomery, W. J. (1991). Orthopaedic fixation devices. *RadioGraphics*, 11: 823-847.
- Sobelman, O., Gibeling, J., Stover, S., Hazelwood, S., Yeh, O., Shelton, D., Martín, R., (2004). Do microcracks decrease or increase fatigue resistance in cortical bone?. *Journal of Biomechanics* 37: 1295-1303.
- SYNTHES (2006). Placas LCP. Combinación sin límites. Suiza: Autor.
- SYNTHES (2007). Sistema LC-DCP. Placas de compresión dinámica de contacto óseo reducido. Suiza: Autor.
- Szivek, J. y Yapp, R. (1989). A testing technique allowing cyclic application of axial, bending, and torque loads to fracture plates to examine screw loosening. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23: A-1, 105-116.
- Tajadura, J.A. y López, J. (2006). *AutoCAD 2006/2007 avanzado*. Madrid: McGraw Hill/Interamericana de España S.A.U.
- Taljanovic, M. S., Jones, M. D., Ruth, J. T., Benjamin, J. D., Sheppard, J. E. y Hunter, T. B. (2003). Fracture Fixation. *RadioGraphics*; 23: 1569-1590.
- Taylor, D. Tilmans, A., (2004). Stress intensity variations in bone microcracks during the repair process. *Journal of Theoretical Biology* 229: 169-177.
- Taylor, D., Lee, T., (1998). Measuring the shape and size of microcrack in bone. *International Journal of Biomechanics* 31: 1177-1180.
- Tovar, C., Cerrolaza, M. y Bendayán, J. (2001). "Diseño y Análisis Numérico de una placa para fijación interna de fracturas en el radio distal" II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica HABANA 2001. (Arbitrado, artículo in extenso) Poster. Habana, Cuba.
- Tovar, C., Cerrolaza, M. y Bendayán, J. (2002). "Diseño y Análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas" Métodos Numéricos en Ingeniería. SEMNI, España.

- Trueta, J. (1944). *Fundamentos y práctica de la cirugía de guerra y urgencia*. México: Ediciones Mensaje.
- Wilson, J., (2003). Is The All Or None Applicable To An Entire Muscle? *Hyperplasia Magazine*, April 2003.
- Winemaker, M. J., Chinchalkar, S., Richards, R. S., Johnson, J. A., Chess, D. G. y King, G. (1998). Load Relaxation and forces with Activity in Hoffman External Fixators: A Clinical Study in patients with Colles fractures. *Journal of Hand Surgery*, 23^a: 5. Sept.
- Wolter, D. y Zimmer, W. (1991). *Die Plattenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren*, Springer, Berlin.
- Woo, L. Y., Simon, B., Akeson, W., Gómez, M. y Seguchi, Y. (1983). A new approach to the design of internal fixation plates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 17: 429-39.
- **Yale Medical Group (2005). *Las Fracturas*. New Haven: Autor.**
- Zienkiewicz, O. C. y Taylor, R. L. (1994). *El Método de los Elementos Finitos. Formulación básica y problemas lineales*, cuarta edición, vol. 1, Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería, Barcelona, España.
- Zienkiewicz, O. C. y Taylor, R. L. (1994). *El Método de los Elementos Finitos. Mecánica de Sólidos y Fluidos. Dinámica y No Linealidad*, cuarta edición, vol. 2, Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería, Barcelona, España.



Ref.	1	Material		Acero Inoxidable (AISI 316L)		No de artículo/Referencia	
Diseñado por	OSORIO&RODRIGUEZ	Revisado por	-	Aprobado por - fecha	Nombre archivo	Fecha	Escala
UNIDADES: _MILIMETROS		UC		PLACA_SOLIDA_3.5		Edición	Lámina
						1/2	



Ref.	1	Material		Acero Inoxidable (AISI 316L)		No de artículo/Referencia	
Diseñado por	OSORIO&RODRIGUEZ	Revisado por	-	Aprobado por - fecha	-	Nombre archivo	-
						Fecha	-
UC				PLACA_MINIMO_CONTACTO		Escala	2:1
				UNIDADES: MILIMETROS		Edición	-
						Lámina	1/2