



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLACA INTERNA PARA LA REDUCCÓN DE FRACTURAS DE HUESOS LARGOS

Jesús Enmanuel Ducroc

Néstor Daniel López

Naguanagua, 25 de junio de 2009



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLACA INTERNA PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS DE HUESOS LARGOS

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

Tutora:
Brizeida Gámez

Autores:
Jesús Enmanuel Ducroc
Néstor Daniel López

Naguanagua, 25 de junio de 2009



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, Miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la Tesis de Pregrado titulada “*Diseño y construcción de una placa interna para la reducción de fracturas de huesos largos*”, presentada por los bachilleres: **Jesús Enmanuel Ducroc** y **Néstor Daniel López**, portadores de la Cédula de Identidad N°: **14.672.013** y **12.311.523**, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. Brizeida Gámez, *Ing.*
Presidente del jurado

Prof. Dr. Antonio Eblén
Miembro del jurado

Prof. David Ojeda, *Ing.*
Miembro del jurado

En Naguanagua a los 25 días del mes de junio de 2009

Agradecimientos

Quisiéramos expresar, sin tomar en consideración un orden específico, nuestro más sincero agradecimiento los Profesores Brizeida Gámez y David Ojeda, por sus consejos, guiatara y sugerencias oportunas durante el desarrollo de este trabajo de investigación. De igual manera agradecemos a las siguientes instituciones por el apoyo prestado: Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMECC_{UC}); Fundación para el Desarrollo de la Ciencia y la Tecnología del estado Carabobo (FUNDACITE-Carabobo); Departamento de Anatomía Humana, adscrita a la Escuela de Medicina de la Universidad de Carabobo, en la persona del Profesor Vicente Ferri; Centro de Formación Laboral de la Casa Don Bosco en Naguanagua ; Petroquímica de Venezuela (PEQUIVEN) y a la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Carabobo.

Resumen

La siguiente investigación tiene como propósito desarrollar el diseño y construcción de una placa de compresión dinámica (DCP) para la reducción de fracturas diafisarias de tibia. Para llevar a cabo el diseño fue evaluada la distribución de esfuerzos en diversas condiciones de cargas; tales como compresión, flexión y torsión, empleando el Método de Elementos Finitos (MEF). El sistema de interacción definido como placa, tornillos y hueso para el cual se aplicaron las condiciones de carga directamente al hueso, restringiendo el desplazamiento de la región distal. Los estados de cargas fueron simulados y evaluados con un programa computacional basado en el MEF, específicamente ANSYS versión 11. Los resultados obtenidos a partir del modelo analizado muestran la concentración de esfuerzos alrededor de los agujeros de la placa y algunas zonas del hueso cercanas a los tornillos, siendo los estados más críticos los producidos por el efecto del momento flector y el torsor. Sin embargo en ninguno de los casos este supera el límite elástico del material, por lo cual se considera que el diseño presenta un adecuado desempeño para las condiciones de cargas establecidas. Una vez realizado el análisis se construyó la placa y se realizó la prueba de la misma en un hueso de tibia de un cadáver, donde se verificó que con el diseño excéntrico del orificio es posible transformar la presión vertical ejercida por el atornillado en un desplazamiento lateral hasta aproximar los extremos de las fracturas.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas de tibia representan una causa de ingreso, cada vez más frecuente, a los centros de salud pública del estado Carabobo. El origen de este tipo de fracturas está asociada a accidentes automovilísticos, accidentes laborales, impactos de bala, entre otros. Muchos de los pacientes, que sufren la lesión, deben ser intervenidos quirúrgicamente para alcanzar la consolidación de la fractura, sin disponer de los medios económicos para acceder al tratamiento adecuado.

En la actualidad se utilizan varias alternativas para la consolidación de fracturas de huesos largos, tales como el yeso, los fijadores externos, las placas y los clavos intramedulares [Rojas et al, 2006]. Sin embargo, la mayoría de los métodos de fijación incluyen dispositivos de osteosíntesis que en la actualidad no se fabrican en el país, lo cual genera costos para su adquisición cercanos a los Bs.F. 10.000.

Dado lo anterior el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, plantea la investigación y desarrollo de dispositivos para la reducción de fracturas, en este caso particular, se presenta una investigación cuyo propósito está orientado al diseño y construcción de una placa para reducción de fracturas de huesos largos, a manera de ofrecer una alternativa de solución al sector público de la salud.

Específicamente, se trata de una placa de compresión dinámica, la cual ha sido diseñada partiendo de las normas que rigen a este tipo de dispositivos; desde el punto de vista de diseño de ingeniería se ha empleado un programa computacional, ANSYS versión 11, basado en el Método de Elementos Finitos a manera de evaluar los esfuerzos a los cuales se somete la placa en condiciones de operación, para optimizar todos los parámetros de diseño y pronosticar los posibles riesgos por defectos que pudieran presentarse en el dispositivo. Posteriormente, la placa fue construida y probada en la zona diafisiaria de una tibia de cadáver, obteniendo resultados favorables en el funcionamiento y desempeño del implante al momento de ser instalado, para este dispositivo se observa el acercamiento de las partes fracturadas y la compresión de las mismas permitiendo de esta manera la consolidación de la fractura.

Finalmente, cabe destacar que a través de la presente investigación la Universidad de Carabobo, podría brindar una alternativa de suministro de placas de fijación al sistema de salud pública del centro norte del país.

Índice General

Introducción.....	1
CAPITULO 1. El problema.....	3
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
1.2 OBJETIVO GENERAL	4
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
1.4 LIMITACIONES.....	4
1.5 ALCANCES.....	4
1.6 JUSTIFICACIÓN.....	5
1.7 ANTECEDENTES.....	5
CAPITULO 2. Marco teórico.....	9
2.1 ANATOMIA ÓSEA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	9
2.2BIOLOGÍA ÓSEA.....	11
2.3 BIOMECÁNICA ÓSEA.....	13
2.4 LAS FRACTURAS.....	15
2.4.1 Clasificación de las fracturas.....	15
2.4.2 Fractura de Tibia.....	19
2.5 REMODELACIÓN ÓSEA.....	20
2.5.1 Mecanismos biológicos de reparación ósea.....	20

2.6 MÉTODOS DE FIJACIÓN.....	22
2.6.1 Fijadores externos.....	22
2.6.2 Fijadores internos.....	23
2.6.3 Clavos intramedulares.....	23
2.6.4 Placas de Osteosíntesis.....	23
2.7 ESTABILIDAD DE LA FRACTURA.....	27
2.7.1 Estabilidad absoluta.....	27
2.7.2 Estabilidad relativa.....	28
2.7.3 Inestabilidad.....	28
2.8 BIOMATERIALES.....	28
2.8.1 Características de los biomateriales.....	29
2.8.2 Acero 316L como biomaterial.....	30
CAPITULO 3 Método de los elementos finitos.....	31
3.1 EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF).....	31
3.2 DISCRETIZACIÓN.....	34
3.3 ANÁLISIS LINEAL.....	35
3.4 MECÁNICA DE SÓLIDOS.....	36
3.4.1 Tensor de deformaciones.....	37
3.4.2 Elasticidad.....	38
3.5 HERRAMIENTAS COMPUTACIONALES BASADAS EN EL MEF.....	42
CAPÍTULO 4 Marco metodológico.....	43
4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA.....	43
4.1.1 Proponer un modelo basado en una placa existente.....	44
4.1.2 Analizar el modelo propuesto a través del MEF.....	44
4.1.3 Fabricar el modelo propuesto.....	44
4.1.4 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado.....	44
CAPITULO 5 Resultados numéricos.....	45

5.1 VALIDACIÓN NUMÉRICA.....	45
5.1.1 Solución analítica.....	46
5.1.2 Solución numérica.....	49
5.1.3 Análisis de sensibilidad.....	49
5.2 DISEÑO DE LA PLACA.....	49
5.2.1 Sistema analizado.....	50
5.2.2 Materiales.....	51
5.2.3 Condiciones de carga.....	53
5.3 DISCRETIZACIÓN POR EL MEF.....	55
5.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	58
CAPITULO 6 Resultados experimentales.....	67
6.1 OBJETIVO DE LA PRACTICA.....	67
6.2 MATERIALES Y MÉTODOS.....	67
6.2.1 Materiales utilizados.....	68
6.2.2 Método empleado.....	68
6.8 RESULTADOS.....	70
CAPITULO 7 Conclusiones y recomendaciones.....	71
7.1 CONCLUSIONES.....	71
7.2 RECOMENDACIONES.....	72
Referencias.....	73

Índice de figuras

2.1 Ubicación de la tibia en el esqueleto.....	10
2.2 Vista de la tibia.....	11
2.3 Esquema de las partes constitutivas del hueso.....	13
2.4 Fractura del hueso según el tipo de carga.....	14
2.5 Tipos de fracturas según el estado de la piel.....	16
2.6 Partes de un hueso largo.....	17
2.7 Tipos de fracturas según el trazo.....	18
2.8 Fijador externo aplicado en la fractura de pierna.....	22
2.9 Sistema de clavos intramedulares.....	23
2.10 Modelos de placas de osteosíntesis.....	24
2.11 Tornillos de cortical.....	27
3.1 Discretización del continuo.....	32
3.2 Tensor de tensiones en un punto.....	36
3.3 Deformación de un sólido.....	38
3.4 Material elástico lineal.....	39
3.5 Definición de la geometría.....	40
3.6 Mallado de la geometría.....	41
3.7 Análisis de la solución.....	42
5.1 Viga en voladizo.....	46

5.2 Tensiones de Von Mises con un mallado de 1451 elementos.....	47
5.3 Detalle de la sección para un mallado de 1451 elementos.....	48
5.4 Análisis de sensibilidad para el esfuerzo de la viga en voladizo.....	49
5.5 Placa de compresión dinámica.....	50
5.6 Efecto de compresión dinámica de la placa.....	50
5.7 Sistema analizado.....	51
5.8 Direcciones radial, circunferencial y longitudinal del hueso cortical.....	52
5.9 Condiciones de carga y restricciones aplicadas al modelo.....	54
5.10 Geometría del elemento SOLID 187 (ANSYS 2006).....	56
5.11 Análisis de sensibilidad del esfuerzo respecto al número de elementos.....	57
5.12 Discretización del modelo.....	57
5.13 Distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a compresión....	59
5.14 Distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a un momento flector de 30 N.m.....	60
5.15 Detalle de la tensión de Von Mises máxima para la aplicación de un momento flector de 30 N.m.....	61
5.16. Distribución de tensiones de Von Mises para un momento Torsor de 5N.m....	62
5.17. Distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a compresión...	63
5.18. Distribución de tensiones de Von Mises para un estado de compresión producido por el apoyo simple de la persona.....	64
5.19 Distribución de tensiones de Von Mises para la aplicación de un momento torsor en el modelo.....	65
5.20 Distribución de tensiones de Von Mises para la aplicación del momento flector.....	66
6.1 Placa DCP.....	68
6.2 Corte de la tibia en la zona diafisaria.....	69
6.3 Colocación de la placa en un extremo de la fractura.....	69
6.4 Colocación del tornillo.....	69
6.5 Aproximación y compresión de la fractura.....	70

Índice de tablas

2.1 Características de algunos biomateriales.....	30
5.1 Tensiones máximas para la viga.....	48
5.2 Errores porcentuales.....	49
5.3 Propiedades mecánicas del acero 316L.....	52
5.4 Propiedades elásticas del hueso cortical.....	53
5.5 Estados de cargas aplicados al modelo.....	55
5.6 Resultados numéricos del Tensiones máximas y error porcentual.....	56
6.1 Costo del conjunto placa-tornillos.....	70

CAPÍTULO 1

El Problema

En el siguiente capítulo se describe, de manera general, el problema que se pretende solventar con el desarrollo de la presente investigación. Adicionalmente se indican los elementos que definen la investigación, específicamente los objetivos, alcances, limitaciones, y los aspectos que justifican la investigación. Por otra parte, se presenta una revisión acerca de los estudios realizados sobre el diseño de la placa para fijación de fractura, los cuales se emplean como bases para el desarrollo de la solución planteada.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las alternativas para el tratamiento de consolidación de fracturas en huesos largos son: el yeso, los fijadores externos, las placas, los clavos intramedulares, entre otros. Desde un punto de vista biomecánico estas soluciones se dividen en dispositivos de fijación interna y externa [Rojas *et al*, 2006].

Dentro de la clasificación de dispositivos de fijación interna se encuentran las placas de fijación, cuyo diseño consiste en la utilización de una placa agujerada empleando un número determinado de tornillos como medio de fijación.

Dada la alta frecuencia de pacientes que acuden a centros hospitalarios presentando fractura en huesos largos, la demanda de los dispositivos antes mencionados no está cubierta con la producción nacional, por lo cual, el sistema de salud venezolano se ve

en la necesidad de importarlos para poder alcanzar la dotación de los hospitales públicos.

De acuerdo a lo anterior, la presente investigación contempla una propuesta para el diseño y la construcción de una placa para la reducción de fracturas en huesos largos.

1.2 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir una placa interna para la reducción de fracturas en huesos largos.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Seleccionar el material de fabricación de la placa, en base a la comercialización nacional.
- Diseñar un modelo de placa.
- Optimizar el diseño haciendo uso una herramienta computacional basada en la utilización del método de los elementos finitos.
- Construir la placa.
- Realizar las pruebas de la placa en un hueso de cadáver

1.4 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, la disposición de un centro de mecanizado calibrado y del personal calificado para la fabricación del dispositivo.

1.5 ALCANCES

La investigación está limitada al diseño de una placa interna para tibia de una persona adulta. Para garantizar la resistencia mecánica del dispositivo, el análisis mecánico se determina a través de un programa basado en el método de elementos

finitos para finalmente construir un modelo a escala al cual se le realizan las pruebas correspondientes.

1.6 JUSTIFICACIÓN

Con el desarrollo de la presente investigación, la Universidad de Carabobo ofrece 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 contribuye a 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 establecen las bases para el desarrollo de nuevos modelos.

1.7 .ANTECEDENTES

1.7.1 Sánchez *et al*, (2002) realizaron una investigación sobre la ***“Influencia de las variables del peso, gap y material en el comportamiento de la placa de compresión dinámica (DCP) en fracturas de fémur”***. Para ello se tomó una placa DCP de 14 taladros fabricada en acero 316L y una en Titanio, la geometría de las misma fue obtenida de forma precisa mediante una maquina de medición por coordenadas modelo DEA SWIFT A 001. El modelo generado fue mallado y se aplicaron las condiciones de cargas para un estado de apoyo monodopal parcial estático, estas condiciones de cargas se aplicaron a 10 hipótesis de gap de 1 a 10 mm con incrementos de 1 mm para cada material. De este estudio se obtuvieron los siguientes resultados: los máximos esfuerzos se encuentran en las zonas cercanas a los taladros próximos al foco de fractura, en la placa de titanio se produjeron tensiones elevadas en los bordes de los taladros. Con respecto a la influencia del gap se determinó que existe un descenso en la tensión máxima cuando este se incrementa de 1 a 2 mm, permaneciendo constante con sucesivos incrementos del gap hasta llegar a los 7 mm, en el cual se produce un incremento considerable de la tensión.

1.7.2 Cardona *et al*, (1997) estudiaron la ***“influencia de la marcha en la biomecánica del clavo de Grosse –Kempf”*** El estudio estuvo constituido por dos

partes, en primer lugar se realiza un estudio estático-lineal del clavo mediante un programa de elementos finitos aplicándole las diferentes fuerzas que el clavo debe soportar durante la marcha, para conocer qué tipo de fuerzas son las que más afectan a su estructura; en segundo lugar se llevó a cabo un estudio cinemático-tridimensional de la marcha observando las fases en las cuales se producen este tipo de fuerzas. Se obtuvo como resultado que las fuerzas de torsión son las que más afectaron al clavo son las de torsión, y el momento en que mayores fuerzas de este tipo se transmiten al clavo durante la marcha es al realizar el apoyo de la extremidad fracturada, mientras la extremidad sana se encuentra en el aire llegando así a la conclusión que no se debe permitir la deambulación total en carga en pacientes con el clavo colocado en estático ya que se corre un riesgo innecesario de rotura de material.

1.7.3 Baldo *et al*, (1999) analizaron las “*causas de falla prematura de una placa de un implante quirúrgico*”, pretendiendo determinar las causas de la rotura prematura de una placa de acero inoxidable usada para la fijación interna de una fractura de fémur. La placa fue colocada en la parte superior extrema del fémur de una paciente de aproximadamente 50 años de edad y de 85 kg de peso. Según el fabricante se trata de una placa de compresión, con diez tornillos, construidos con acero inoxidable del tipo AISI 316, la cual se estima que rompió a los 25 días de ser implantada. Luego de someter el material a los análisis químicos y ensayos mecánicos se determinó que el material de la misma es un acero inoxidable AISI 316 L (según ASTM A 666) pero, no para ser utilizado como material para implante quirúrgico y que la presencia de ferrita, en particular su morfología, es la causa fundamental de la rotura, debido que disminuye la resistencia a la corrosión y a la fatiga, considerándose un material no apto para la fabricación de implantes quirúrgicos.

1.7.4 Jacob, (2004) realizó un análisis sobre *Evaluación a la Microestructura y a las Propiedades Mecánicas del Acero Inoxidable 316LS y del Titanio Ti-6Al-4V como Biomateriales*. En este estudio se practicaron ensayos de dureza, tensión, impacto, metalografía, corrosión y fractura, a diferentes dispositivos quiroprácticos. Como resultado de los mismos se pudo observar que los dos materiales cuentan con las

particularidades requeridas para desarrollar su función. Esta conclusión se basa en que de acuerdo con las pruebas realizadas, las aleaciones analizadas sobrepasan las características con las que cuentan los organismos del cuerpo humano que son sustituidos por este tipo de dispositivos.

1.7.5 González *et al*, (2005), en esta investigación se realizó el ***diseño de una placa angulada*** para osteotomías, orientado al tratamiento de miembros inferiores de niños afectados por parálisis cerebral. El modelo propuesto es el resultado de un estudio y análisis comparativo basado en el método de elementos finitos con la imposición de elementos de contorno que produjeron un estado de carga estática patológica típica, en condición estática. Además, la reconstrucción tridimensional ósea se obtuvo a partir de datos suministrados por un estudio de resonancia magnética (MRI, data), realizada a una niña de 5 años con una parálisis de tipo cuadriplegia espástica. Para la creación del modelo computacional usaron elementos tetraédricos de cuatro nodos, con materiales caracterizados por propiedades elásticas, isotrópicas y homogéneas. También fue planteado un estudio del proceso de fabricación del prototipo.

1.7.6 Tovar *et al*, (2002), realizaron un estudio sobre el ***Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas***, en el cual se diseñó una placa de compresión (DPC) y una de mínimo contacto. Asimismo, se caracteriza el campo resultante de tensiones de un modelo idealizado del sistema placa hueso que se sometió a tracción axial, flexión y torsión, utilizando el MSC/Nastran y el Mechanical Desktop. En la placa DPC en los ensayos de tracción, torsión y compresión se observó que la distribución de tensiones es uniforme, salvo en las zonas circundantes de los orificios donde se presentan mayores tensiones. Por otra parte, existen concentraciones en la interfase placa hueso. En la placa de mínimo contacto se observó, de igual manera en los ensayos, una distribución uniforme de esfuerzos.

1.7.7 Rodríguez *et al*, (2002), realizaron una investigación titulada: ***Análisis por elementos finitos de la tibia sometida a reemplazo articular***, con el objetivo de obtener un modelo computacional de tibia humana sometida a la sustitución de su

extremo proximal, por el componente tibial de una prótesis de rodilla. Se estudió este modelo mediante métodos numéricos con la finalidad de mejorar el proceso de diseño de las prótesis. Se desarrolló un modelo de la tibia a partir de tomografías axiales computarizadas y de la prótesis mediante Software CAD/CAM, realizándose luego un estudio comparativo de las condiciones de carga que se obtienen de la literatura y mediciones realizadas por los autores. Se obtuvieron esfuerzos y desplazamientos en los diferentes modelos mediante el Método de Elementos Finitos. Comparaciones realizadas con resultados existentes en la literatura muestran que los modelos presentados en este trabajo son adecuados para la simulación de las condiciones presentes en la artoplastia de la rodilla.

1.7.8 Osorio y Rodríguez, (2008) realizaron una investigación para el ***Diseño y construcción de una placa de fijación de fractura para radio distal***, en la cual se evaluaron numéricamente los patrones de carga de tracción, flexión y torsión. 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.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

A continuación se exponen los aspectos teóricos que se emplearan como bases para el diseño de la placa de fijación de fractura. Por lo tanto, este capítulo contiene las características anatómicas, biológicas y funcionales que caracterizan a los huesos largos. Además, se describen los aspectos referentes a la respuesta ósea ante la aplicación de cargas, las cuales eventualmente pueden llegar a romper el hueso produciendo diversas formas de fracturas. Por otra parte, se da a conocer el proceso biológico que ocurre para llevar a cabo la reparación ósea y finalmente se describen los métodos más comunes empleados en el proceso de fijación de fractura.

2.1 ANATOMÍA ÓSEA DEL MIEMBRO INFERIOR

El segmento proximal de la extremidad inferior, conocido comúnmente como muslo está representado a nivel óseo por el hueso fémur. El fémur es el hueso más largo y pesado del esqueleto humano. Su longitud varía entre un tercio y un cuarto de la longitud del cuerpo. En la posición de pie, el fémur traspasa todo el peso corporal desde la pelvis hasta la siguiente porción de la extremidad inferior, es decir, a la porción media llamada pierna. Esta porción esta formada por dos huesos, la tibia y el peroné o fíbula. De ellos, es la tibia la que recibe el peso del cuerpo desde del fémur y lo transmite al pie, mientras que el peroné se ubica externamente a ella. Ambos huesos

forman en su extremo distal una pinza que conecta esta porción con el pie, conocida como mortaja maleolar.

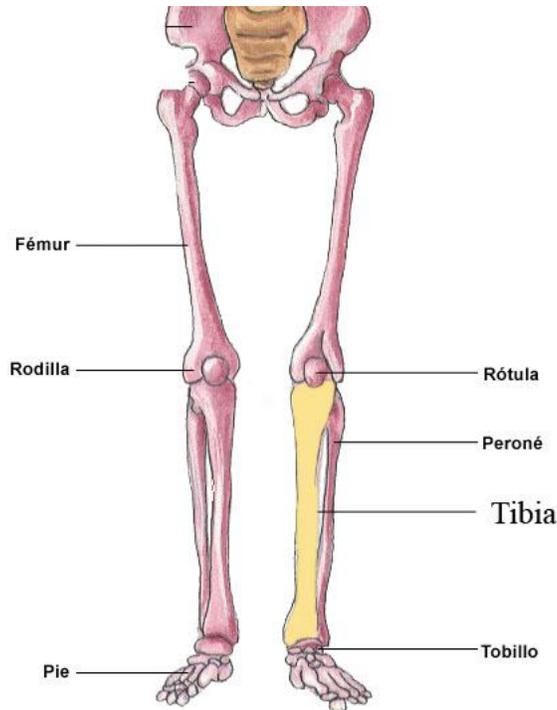


Figura 2.1 Ubicación de la tibia en el esqueleto

La tibia es un hueso largo que se ubica anteromedial en la pierna, como se muestra en la figura 2.1. Es de menor longitud que la fíbula y es el segundo hueso más robusto del cuerpo. La tibia articula con el fémur y fíbula en su epífisis superior y con la fíbula y el talo o astrágalo en su epífisis inferior. La epífisis proximal está formada por dos cóndilos; el cóndilo lateral y medial, como se muestra en la figura 2.2. La cara superior (meseta tibial) de los cóndilos tibiales posee superficies articulares (cavidades glenoideas) para los cóndilos femorales, entre ellas hay una elevación denominada espina, formada por dos tubérculos intercondíleos; medial y lateral. La diáfisis tiene forma prismática triangular con tres caras y tres bordes. El borde anterior es agudo, se origina en la tuberosidad tibial y forma la espinilla, separa las caras lateral y medial de la tibia. La epífisis distal o inferior es menos voluminosa que la proximal, tiene una prolongación medial llamada maleólo medial y posee una faceta para el talo. La tibia posee caras articulares para la fíbula en cada una de sus epífisis.



Figura 2.2 Vista de la tibia.

Conformación interior del fémur. Internamente el fémur es un tejido esponjoso en las extremidades o epífisis y tejido compacto en el cuerpo. Este último tiene un conducto medular que se extiende desde el cuarto inferior del hueso hasta el trocánter menor. (*Testut 1945*)

2.2 BIOLOGÍA ÓSEA

El hueso es un tejido vivo compuesto por minerales, proteínas, agua, células y otras macromoléculas. Aunque las propiedades del hueso varían punto a punto y la proporción de las diversas sustancias lo hacen de acuerdo a las diferentes partes del esqueleto, edad del individuo o presencia de alguna enfermedad. El tejido óseo contiene en forma general dos tercios de sustancias inorgánicas y un tercio de sustancias orgánicas. La fase inorgánica o mineral representa entre un 60 y un 70% en peso del tejido óseo, contiene además entre un 5 y un 8% de agua y el resto está

constituido por la matriz orgánica la cual está compuesta en un 90% por colágeno y un 5-8% por otras proteínas [Bostrom *et al*, 2003].

Según la estructura macroscópica del tejido, existen dos tipos de hueso, *el esponjoso o trabecular y el compacto o cortical*. El hueso esponjoso, como su nombre lo indica, se asemeja a una esponja, con una porosidad interconectada de entre un 50 y un 90%. Este tipo de hueso se encuentra principalmente en la epífisis, es decir, en los extremos de los huesos largos, pero también se encuentra en huesos cuboides como las vértebras.

El hueso cortical se encuentra en la parte superficial de los huesos y es homogéneo microscópicamente. Su grosor varía de acuerdo al segmento de la diáfisis o zona entre los extremos del hueso y según su localización en el esqueleto. Este tipo de hueso es el que soporta las diferentes cargas, y fuerzas de torsión y compresión que recaen sobre el hueso. Desde el punto de vista microscópico, el hueso cortical se divide en tres tipos: laminar, plexiforme y haversiano.

El hueso plexiforme está constituido por diferentes capas de hueso laminar y de hueso fibrilar, donde se encuentran localizados los canales vascularizados en su mayoría.

El hueso haversiano es el más complejo de los tipos de hueso cortical. Está compuesto por canales vascularizados que están rodeados de forma circunferencial por hueso laminar. Este complejo arreglo de hueso alrededor de un canal es conocido como osteona. Las osteonas se encuentran normalmente orientadas a lo largo del eje longitudinal del hueso y representan la principal unidad estructural del hueso cortical. El canal central de la osteona es llamado canal haversiano y contiene células, vasos y ocasionalmente nervios y los llamados canales de Volkmann, como se observa en la figura 2.3, que son los canales que interconectan las osteomas.

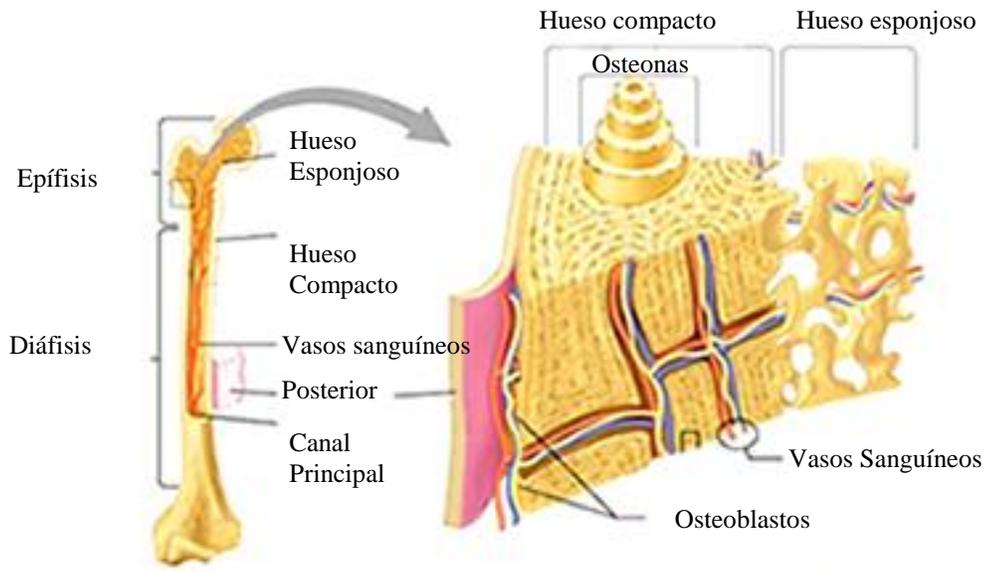


Fig 2.3. Esquema de las partes constitutivas del hueso

En el cuerpo humano, los huesos tienen seis funciones que cumplir y para las cuales están diseñados óptimamente; éstas son: soporte, locomoción, protección de órganos, almacén de componentes químicos, alimentación y transmisión del sonido.

La función de soporte es muy obvia en las piernas: los músculos se ligan a los huesos por tendones y ligamentos y el sistema de huesos y músculos soporta el cuerpo entero. La estructura de soporte puede verse afectada con la edad y la presencia de ciertas enfermedades [Piña, 1998].

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, 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 [De Coster, 1991].

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), como se observa en la figura 2.4.

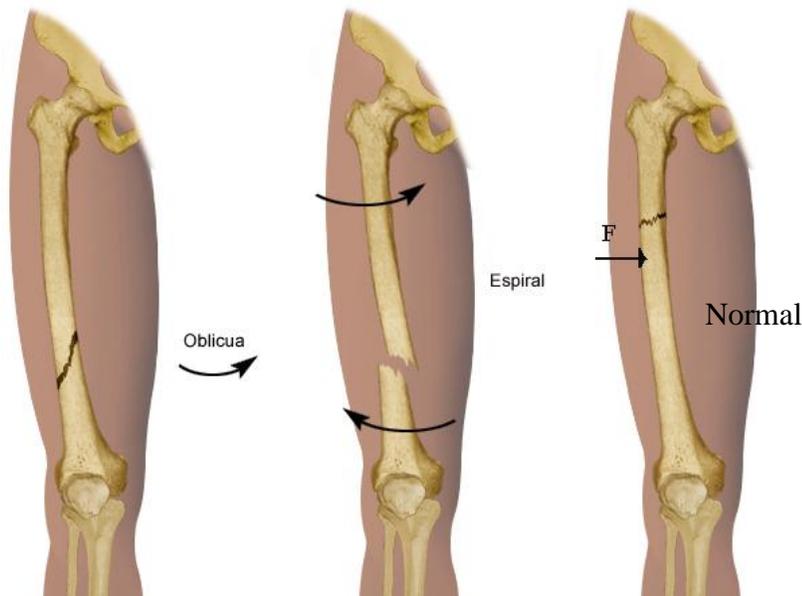


Figura 2.4 Fractura del hueso según el tipo de carga

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 mas 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 y también cuando es paralela a los sistemas trabeculares del cuello femoral. Estos huesos, al ser menos densos que los formados por tejido óseo cortical, son menos elásticos y mas 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% [Byers, 1994].

La aplicación de un impacto directo sobre la diáfisis, provoca su flexión y la producción de una línea de fractura transversa, más o menos conminuta. No obstante es más frecuente el mecanismo indirecto, que ocurre con la aplicación de fuerzas bruscas de torsión sobre la diáfisis, asociado a cierto grado de flexión, la consecuencia es una línea de fractura oblicua o espiroidea [Pera, 1996].

2.4 LAS FRACTURAS.

Las fracturas son soluciones de continuidad que se originan en los huesos, a consecuencia de golpes, fuerzas o tracciones cuyas intensidades superen la elasticidad del hueso [Pera, 1996].

En una persona sana, siempre son provocadas por algún tipo de traumatismo, pero existen otras fracturas, denominadas patológicas, que se presentan en personas con alguna enfermedad de base sin que se produzca un traumatismo fuerte, es el caso de algunas enfermedades orgánicas y del debilitamiento óseo propio de la vejez.

2.4.1 CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS

Existen varios tipos de fractura, que se pueden clasificar atendiendo a los siguientes factores: estado de la piel, localización de la fractura en el propio hueso, trazo de la fractura, tipo de desviación de los fragmentos y mecanismo de acción del agente traumático.

Según el estado de la piel

- **Fracturas cerradas.** Son aquellas en las que la fractura no comunica con el exterior, ya que la piel no ha sido dañada (ver figura 2.5).
- **Fracturas abiertas.** Son aquellas en las que se puede observar el hueso fracturado a simple vista, es decir, existe una herida que deja los fragmentos óseos al descubierto, como se muestra en la figura 2.5. Eventualmente, el propio traumatismo lesiona la piel y los tejidos subyacentes antes de llegar al hueso; otras, el hueso fracturado actúa

desde dentro, desgarrando los tejidos y la piel de modo que la fractura queda en contacto con el exterior.

Fractura Cerrada Fractura Abierta



Fig. 2.5. Tipos de fractura según el estado de la piel

Según su localización

Los huesos largos se pueden dividir anatómicamente en tres partes principales: la diáfisis, las epífisis y las metáfisis, como se muestra en la figura 2.6.

La diáfisis es la parte más extensa del hueso, que corresponde a su zona media.

Las epífisis son los dos extremos, más gruesos, en los que se encuentran las superficies articulares del hueso. En ellas se insertan gran cantidad de ligamentos y tendones, que refuerzan la articulación.

Las metáfisis son unas pequeñas zonas rectangulares comprendidas entre las epífisis y la diáfisis. Sobre ellas se encuentra el cartílago de crecimiento de los niños. Así, las fracturas pueden ser, según su localización:

- **Epifisarias** (localizadas en las epífisis). Si afectan a la superficie articular, se denominan fracturas articulares y, si aquélla no se ve afectada por el trazo de fractura, se denominan extraarticulares. Cuando la fractura epifisaria se produce en un niño e involucra al cartílago de crecimiento, recibe el nombre de epifisiólisis.
- **Diafisarias** (localizadas en la diáfisis). Pueden afectar a los tercios superior, medio o inferior.

- **Metafisarias** (localizadas en la metáfisis). Pueden afectar a las metáfisis superior o inferior del hueso.

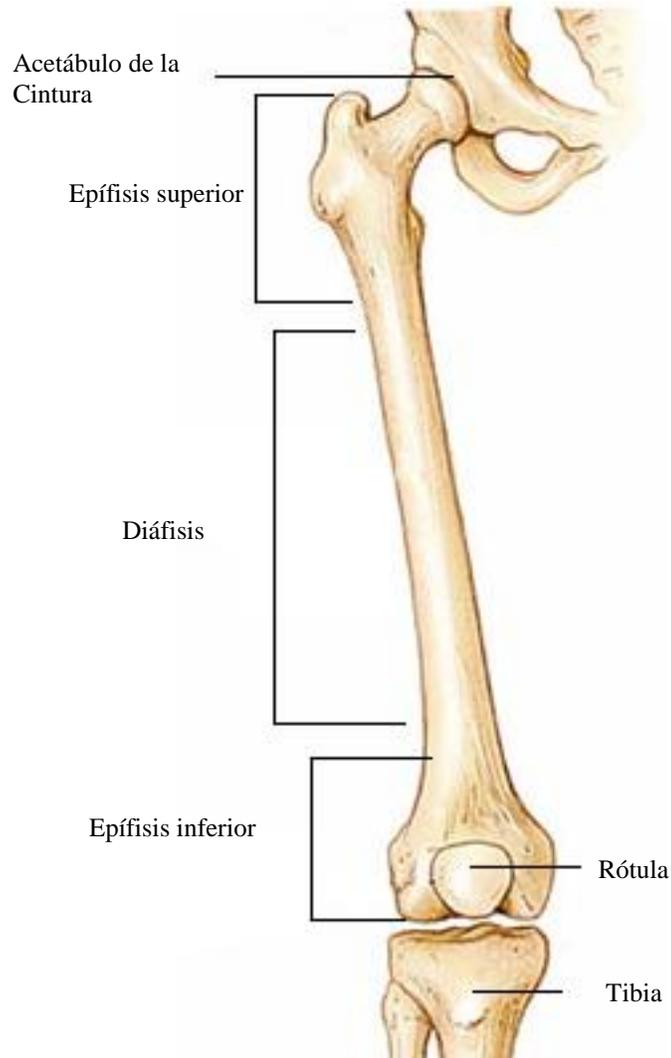


Figura 2.6. Partes de un hueso largo.

Según el trazo de la fractura

- **Transversales:** la línea de fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- **Oblicuas:** la línea de fractura forma un ángulo mayor o menor de 90 grados con el eje longitudinal del hueso.
- **Longitudinales:** la línea de fractura sigue el eje longitudinal del hueso.

- **Espiral:** existen dos líneas de fractura oblicuas, que forman ángulo entre si y delimitan un fragmento de forma triangular.
- **Conminutas:** hay múltiples líneas de fractura, con formación de numerosos fragmentos óseos, como se muestra en la figura 2.7.

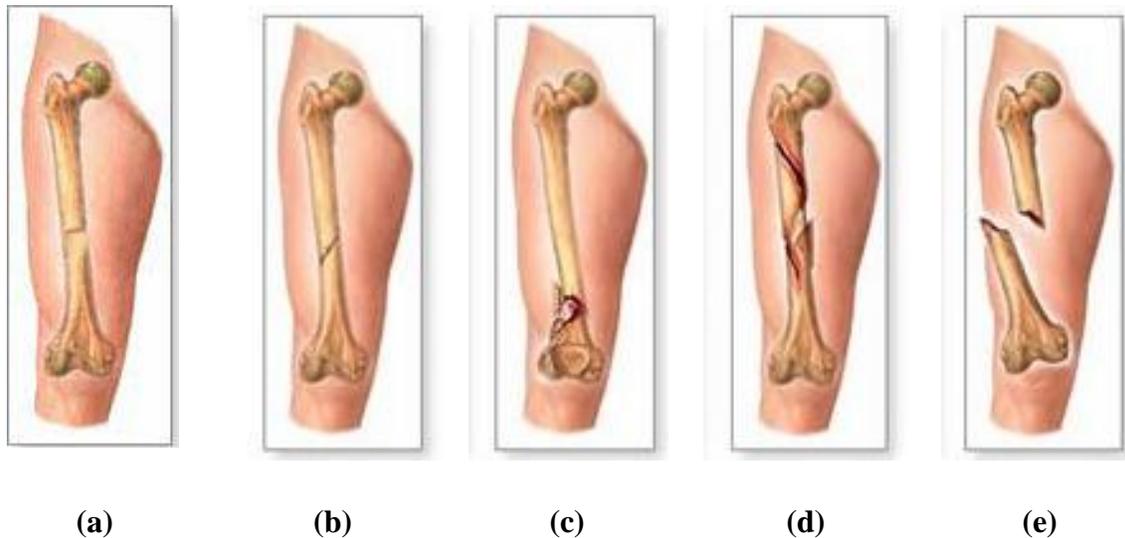


Figura 2.7. Tipos de fracturas según el trazo (a), transversal (b), oblicua, (c) Conminuta, (d) espiral, (e) compuesta.

Según la desviación de los fragmentos

- **Anguladas:** Los dos fragmentos en que ha quedado dividido el hueso a causa de la fractura forman un ángulo.
- **Con desplazamiento lateral:** Las dos superficies correspondientes a la línea de fractura no quedan confrontadas entre si, por haberse desplazado lateralmente uno o los dos fragmentos.
- **Acabalgadas:** Uno de los fragmentos queda situado sobre el otro, con lo cual se produce un acortamiento del hueso afectado.
- **Engranadas:** Uno de los fragmentos ha quedado empotrado en el otro.

Según el mecanismo de producción

- **Traumatismo directo:** La fractura se produce en el punto sobre el cual ha actuado el agente traumático. Por ejemplo: fractura de cúbito por un golpe fuerte en el brazo.
- **Traumatismo indirecto:** La fractura se produce a distancia del lugar donde ha actuado el agente traumático. Por ejemplo: fractura del codo por una caída sobre las palmas de las manos.
- **Contracción muscular brusca:** En deportistas y personas con un gran desarrollo muscular se pueden producir fracturas por arrancamiento óseo al contraerse brusca y fuertemente un músculo determinado. También se han observado fracturas de este tipo en pacientes sometidos a electroshok.

2.4.2 FRACTURAS DE TIBIA

Las fracturas de la tibia son frecuentes y a causa del progreso automotriz cada vez mas severas. Por ser un hueso subcutáneo la tibia está sujeta a los traumatismos y con alguna frecuencia la consecuencia son fracturas, algunas veces abiertas. Esta situación particular de la tibia hace que las condiciones de las partes blandas sean el factor más importante y determinante de la evaluación pre-operatoria, de la orientación del tratamiento y del pronóstico funcional. En otras palabras, la selección del tratamiento, del implante y del momento del tratamiento son determinados en gran parte por el estado de las partes blandas. Es importante también un examen clínico completo general y local, con especial atención a la situación neuro-vascular. El diagnostico se finaliza con los exámenes de imagen, siendo los Rayos-X usualmente suficientes.

La AO es una asociación para el estudio de la Osteosintesis su clasificación para la diálisis de la tibia es simple: 42 = tibia/diáfisis.

Las fracturas tipo A (trazo simple) tienen tres tipos: A1 (espirales), A2 oblicuas largas (>30 grados) y A3 transversales (<30grados). Las fracturas multifragmentadas pueden ser de dos tipos – B o C - (tipo B - con cuña- y tipo C – complejas). Las B1 presentan cuña de torción, las B2 cuña de flexión y las B3 cuña fracturada. Las tipo C1

presentan múltiples cuñas, las C2 son las fracturas segmentarias o dobles, y las C3 son las mas severas y por lo tanto complejas.

2.5 REMODELACIÓN ÓSEA

2.5.1 Mecanismos biológicos de reparación ósea

La regeneración de defectos en el tejido óseo está influenciada por diferentes factores, entre los cuales se pueden mencionar el tipo de hueso, es decir, si se trata de hueso cortical o trabecular, el lugar y el grado de severidad de la fractura o defecto, el grado de fijación durante el período de curación, la especie y la edad del individuo. A continuación se describen las diferentes etapas que tienen lugar durante la consolidación de los diferentes defectos óseos.

- **Hemostasis**, se refiere a la hemorragia debida a la ruptura del hueso causada por la fractura, o por algún procedimiento de implantación, la cual resulta en la formación de un coágulo de sangre o hematoma, que conlleva a la formación de un coágulo de fibrina y permanece usualmente por pocos días pero en algunos casos puede prolongar su presencia hasta dos semanas [Cormack, 1987].

Además de la formación del coágulo de sangre, existen otros mecanismos que tienen lugar durante la etapa de la hemostasis. Inicialmente, se lleva a cabo la vasoconstricción transitoria en los extremos de los vasos sanguíneos que han sido dañados durante el trauma, limitando la cantidad de sangre que entra en el tejido dañado. A continuación se da la retracción del coágulo, la cual condensa el tapón hemostático y reduce el lugar de la herida. Esta retracción es causada por las fuerzas de tracción generadas por las plaquetas activadas, lo cual resulta en la condensación de las fibras de fibrina en el coágulo [Chao *et al*, 1976]

El proceso de hemostasis es seguido por la formación de un tejido granulado. Esta etapa típicamente dura aproximadamente unas 3 semanas [Braun, 1996]. A medida que los macrófagos se aproximan al centro de la herida (ya sea fractura o lugar de implantación), el sistema de vascularización en desarrollo actúa como drenaje para los metabolitos y productos de degradación. La demanda de O₂ se incrementa dentro del coágulo, donde aún no se ha establecido la vascularización suficiente, y esto resulta en

un incremento local de la concentración de lactato. El aumento de la concentración de lactato, junto con los ácidos y enzimas lisosomales liberadas durante la destrucción del tejido necrosado, disminuye notablemente el pH del entorno. La disminución en el gradiente de concentración de O₂ provee la señal quimiotáctica para las células endoteliales y mesenquimales, las cuales dan lugar a la angiogénesis.

- **Angiogénesis**, se inicia predominantemente a partir de las vénulas postcapilares, donde las células endoteliales degradan la membrana subendotelial y migran y proliferan para formar así nuevos brotes. Las células fibroblásticas segregan matriz reticular, la cual provee el soporte mecánico suficiente al nuevo sistema vascular. Finalmente, el hematoma inicial desaparece y es reemplazado por un tejido fibroso vascularizado.

Una vez que se ha comenzado a formar el tejido fibroso vascularizado, se inicia la osteoconducción o migración de células con potencial osteogénico. La migración de las células genera tracción en la incipiente matriz extracelular. Esta fuerza de tracción, generada por el contacto adhesivo célula-matriz, conlleva una reorganización y deformación de la matriz fibrosa, trayendo como consecuencia el encogimiento de las fibras de colágeno y fibrina, y por lo tanto una contracción y disminución de la herida. La formación del nuevo hueso requiere la diferenciación de las células maduras y secretorias. Las células migrarán hasta alcanzar los bordes rotos del hueso o el implante en el lugar de la herida. Una vez que las células han alcanzado la superficie sólida, se inicia el proceso de síntesis de matriz extracelular en la superficie alcanzada. Las células que se diferencian antes de llegar al destino final segregan matriz y dejan de migrar formando nódulos de mineralización, por lo que se da una progresión de estos nódulos hasta el lugar de la herida y se van colocando hasta formar una pared. Algunos de los nódulos quedan enterrados, originando los osteocitos.

- **Mineralización**, este proceso se inicia a partir de las proteínas adsorbidas en la superficie sólida, el cual es continuado por el crecimiento de cristales de fosfato de calcio, y el ensamblaje de las capas de matriz colagínosa con las mineralizadas, dando como resultado el nuevo hueso.

2.6 MÉTODOS DE FIJACIÓN

En el caso de las fracturas óseas se requiere un soporte mecánico adicional para la fijación del hueso. En estos casos, se utilizan dispositivos especiales para la consolidación de fracturas. Estos dispositivos tienen desde un punto de vista biomecánico, dos funciones fundamentales para que el hueso pueda curar sin complicaciones. Estas funciones son: el mantenimiento de la continuidad y de la alineación de las partes fracturadas, y la transmisión de la fuerza durante la formación del callo óseo [Dillon y ZardiackasLD, 1998]. Existen diversos tipos de medios de osteosíntesis y pueden dividirse en dispositivos de fijación externa y dispositivos de fijación interna.

2.6.1 Fijadores externos

Consisten en clavos o tornillos metálicos de una longitud tal que puedan atravesar el hueso fracturado y los tejidos muscular y cutáneo. Después de ser alineados uniendo los extremos fracturados, los clavos o tornillos son fijados por medio de una barra externa, como se observa en la figura 2.8. Este sistema permite variar, según sea el caso, la rigidez de la fijación durante el período de consolidación de la fractura. Sin embargo, implica el mantenimiento de un acceso a través del tejido cutáneo, lo cual implica el riesgo de infecciones.

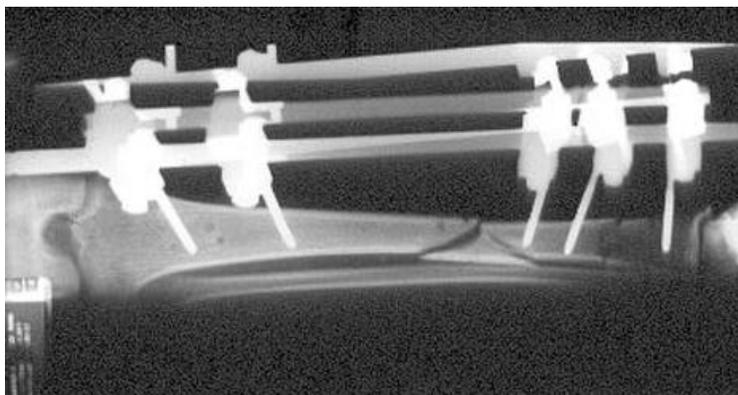


Figura 2.8. Fijador externo aplicado en fractura de pierna con fragmento en ala de mariposa

2.6.2 Fijadores internos

Como su nombre lo indica, son implantados en contacto con el hueso del paciente. A continuación se describen algunos de los principales fijadores de este tipo.

2.6.3 Clavos intramedulares

Esta técnica consiste en la unión de los fragmentos óseos colocando un clavo en el canal medular de los huesos largos, como lo muestra la figura 2.9. Desde el punto de vista biomecánico, tal colocación le confiere al hueso una buena resistencia a la flexión, mientras que a torsión no. Con esta técnica, el paciente puede frecuentemente aplicar cargas más rápidamente que con otro tipo de implantes. La inserción de los clavos no requiere de la disrupción de una gran área del tejido blando local, con lo cual disminuye la posibilidad de infecciones e incrementa la incidencia de consolidación del hueso. Sin embargo, en el caso de que surjan complicaciones, frecuentemente son muy difíciles de manejar.

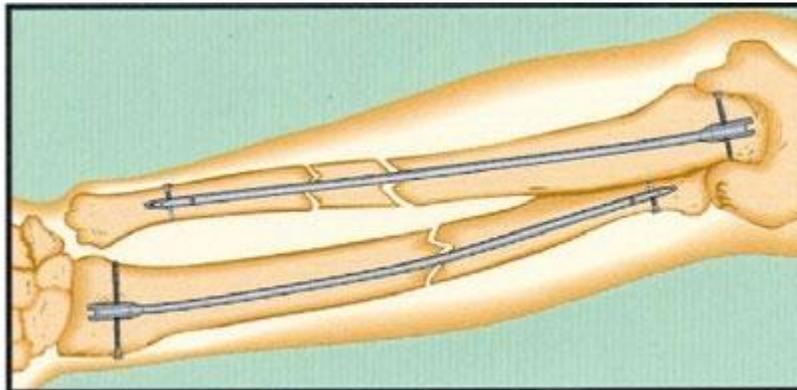


Figura 2.9. Sistema de clavos intramedulares

2.6.4 Placas de osteosíntesis

Las placas de osteosíntesis fueron el primer método desarrollado para la fijación quirúrgica de fracturas y son actualmente el sistema más usado. Se dice que Hansmann en 1886 fue el primero en estabilizar una fractura usando una placa. Desde entonces se han realizado diversas modificaciones en el diseño de este tipo de placas, con el fin de optimizar la función de las mismas.

Este método consiste en la utilización de placas, como su nombre indica, y tornillos para la fijación de la misma, como se indica en la figura 2.10. La finalidad de la placa es servir como guía para el alineamiento de la fractura durante el período de consolidación de la misma.

Las placas de osteosíntesis tienen diferentes diseños, dependiendo de la zona del hueso en la cual serán implantadas. Existen placas rectas para la diáfisis, placas especiales para la epífisis y metáfisis y placas en ángulo para el fémur proximal y distal, entre otras. Además, difieren según la configuración mecánica del sistema placa/hueso y la función que desarrollan.

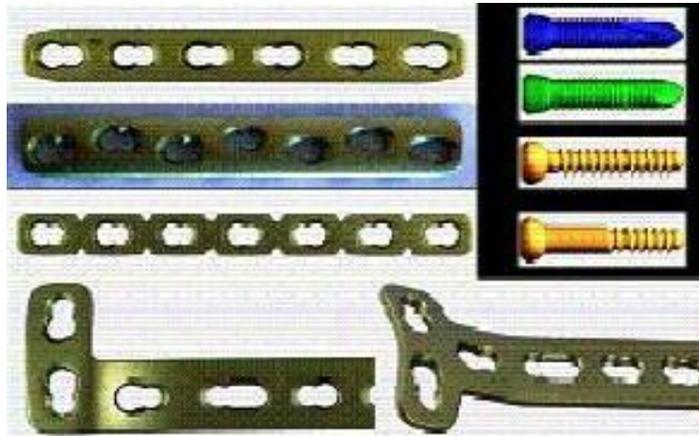


Fig. 2.10. Modelos de placas de osteosíntesis

Es importante mencionar que la placa por si misma no da la función ni el principio biomecánico, sino la forma como es colocada es lo que le brinda su función. Existen placas de protección, de sostén, de compresión y de tensión. Existen básicamente tres tipos de placas:

- 1.- Rectas,
- 2.- Anguladas
- 3.- Especiales.

Entre las placas rectas se tienen las de tercio de caña para tornillos de 3.5 mm, las de media caña para tornillos de 4.5 mm (hoy casi abandonadas, sólo se utilizan en pubis), las DCP para tornillos de 3.5 mm, las DCP para tornillos 4.5 mm ancha y angosta, las LC-DCP para 3.5 mm y 4.5 mm y las placas de reconstrucción.

Las placas anguladas son las de 95 grados y las de 130 grados.

Las placas especiales son muchas y entre las más utilizadas están las de trébol, las placas en “L” y en “T”, las placas doble acodadas en “L” y en “T”, las de palo de jockey, placas condilares, placa cobra y placas en cuchara (hoy en desuso).

- **Placas de protección.**

Cuando en una fractura diafisaria se realiza una osteosíntesis con tornillos de compresión radial, este tipo de fijación no es lo suficientemente estable para soportar las cargas mecánicas del hueso, por lo que se debe colocar una placa que proteja a la reducción y fijación con los tornillos. Esta es llamada placa de protección. Es importante mencionar que los tornillos de compresión radial en este tipo de fijación son los responsables de la estabilidad interfragmentaria y no la placa. Los tornillos de compresión radial se pueden colocar a través de la placa.

Cabe destacar que las placas pueden actuar bajo varios principios al mismo tiempo, por ejemplo: Una fractura diafisaria en fémur con un trazo oblicuo corto, se coloca una placa y un tornillo de compresión radial a través de la placa. Aquí está actuando de protección porque el tornillo de compresión radial da la estabilidad principal, pero como el trazo es de soporte óseo (oblicuo corto) se le puede dar compresión axial con la placa utilizando tornillos excéntricos y así funciona como una placa de compresión, pero si además la colocamos en la superficie de tensión (como debe de ser por tratarse del fémur que es un hueso curvo) estará actuando como un tirante.

Debe recordarse que toda placa recta tensada debe ser pretensada (predoblada). Además de que se deben amoldar para que se adosen perfectamente a la superficie de contacto óseo. Existen los triscadores para torcer las placas y pinzas para doblarlas, los triscadores no se deben usar para doblar las placas ya que se les daña la capa de pasivación que tienen todas las placas.

- **Placas de sostén**

En las zonas articulares el hueso esponjoso se ve sometido a fuerzas de cizallamiento por lo que al haber una fractura en esta región no se puede realizar osteosíntesis con tornillos únicamente y se requiere de placas que den estabilidad y

mantengan fija la distancia para evitar acortamientos. Estas placas son de sostén, porque su objetivo principal es evitar la deformidad durante la compresión axial. Como su función es soportar carga deben estar perfectamente moldeadas al hueso y los tornillos se deben colocar de forma tal que no permitan movimiento de la placa durante la compresión.

- **Placas de compresión**

Cuando se presenta una fractura con un trazo transversal u oblicuo corto, se dice que son fracturas con soporte óseo, porque el hueso puede soportar carga sin que exista un acortamiento. En este tipo de fracturas se pueden colocar placas que den compresión axial. La compresión axial se puede dar de dos formas:

- 1.- Utilizando la torre de compresión, fijando primero la placa con un tornillo a un extremo de la fractura y colocando la torre de compresión en el extremo opuesto, se va dando compresión (la placa se va sometiendo a tensión y el hueso a compresión) y una vez obtenida esta, se colocan todos los tornillos de la placa. Así se logra tener una compresión estática ejercida en el sentido axial del hueso.
- 2.- Utilizando las DCP, que son placas de autocompresión, ya que el diseño de sus orificios (cilindro inclinado y angulado) permiten que al colocar un tornillo en forma excéntrica (lejos de la fractura) se vaya dando compresión conforme se va introduciendo el tornillo en el hueso.

Cuando se da compresión a una fractura con una placa y se tensa está el hueso es sometido a compresión, la cortical que está inmediatamente debajo de la placa se pone en contacto y la cortical opuesta a la placa se separa dejando una brecha y disminuyendo la estabilidad. Por este motivo las placas se deben predoblar, angulando en el sitio de la fractura para lograr cerrar la cortical opuesta al someterse a tensión el implante.

En el caso particular de esta investigación el diseño se enfoca a una placa DCP las cuales utilizan tornillos de cortical tipo AO. Este tipo de tornillos presentan rosca en todo su vástago y existen diferentes medidas para los distintos tamaños de los huesos.

La placa para tibia según la norma AO utiliza tornillos de aleaciones de titanio de 4,5 mm, como se muestra en la figura 2.11 [Müller *et al*, 1990].

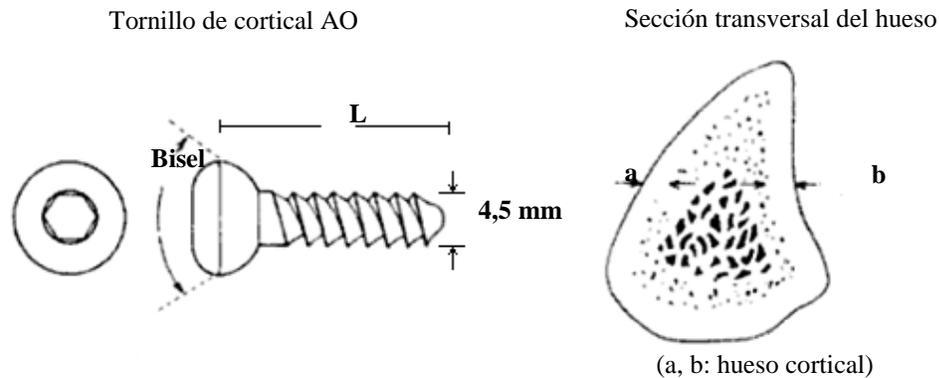


Figura 2.11 Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 4.5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso (Müller *et al*, 1990)

• Placas de tensión

Pawels postuló que cuando un hueso curvo es sometido a carga, una cortical experimenta compresión y otra tensión. Esto ha sido probado in vivo y se conoce que cuando un hueso es sometido a un esfuerzo en flexión, la cortical convexa experimenta tensión y la cóncava compresión. Los implantes pueden soportar los esfuerzos de tensión pero no los de compresión. Cuando se coloca una placa en el hueso, esta debe ir siempre en la cortical de tensión. La placa soporta la tensión y convierte los esfuerzos en compresión. Esto es el principio del tirante.

Un requisito indispensable es que el hueso pueda soportar carga, esto significa que el trazo debe ser transverso u oblicuo corto. El tipo de compresión que se lleva a cabo es dinámica, porque con cada esfuerzo se aumentará la fuerza de compresión. El vector de la fuerza en el trazo de fractura estará variando de magnitud pero nunca de sentido, es decir que la fuerza siempre será en la misma dirección por lo que no compromete la estabilidad de la fractura.

2.7 ESTABILIDAD DE LA FRACTURA

2.7.1 Estabilidad absoluta

En osteosíntesis se dice que hay estabilidad absoluta cuando no existe movimiento de una osteotomía o una fractura.

2.7.2 Estabilidad relativa

La estabilidad relativa se define como el movimiento entre los fragmentos de una osteotomía o fractura hasta de 5 μ .

2.7.3 Inestabilidad

Cuando existe movilidad entre los fragmentos de una osteotomía o fractura mayor a 5 μ .

La estabilidad absoluta favorece la consolidación primaria, por primera intención o sin formación del callo óseo. Por otra parte la estabilidad relativa favorece la consolidación secundaria, por segunda intención o con formación del callo óseo y la inestabilidad favorece la presencia de retardo en la consolidación o pseudoartrosis.

Las fracturas tratadas bajo estabilidad tienden a la consolidación por varios factores:

- Las revascularización del área lesionada se presenta más rápidamente.
- Ante un abastecimiento sanguíneo adecuado, la presión parcial de oxígeno en el área perifracturaria es más elevada.
- Las estirpes celulares precursoras de cartílago y hueso se transforman en osteoblastos ante la presencia de abastecimiento de oxígeno.
- La buena irrigación sanguínea del área fracturada permite una osificación adecuada del hematoma perifractuario.
- La inestabilidad no permite la revascularización y por ende el bajo aporte sanguíneo favorece la presencia de tejido.

2.8 BIOMATERIALES

Los biomateriales se pueden definir como materiales biológicos comunes tales como piel, madera, o cualquier elemento que replaze la función de los tejidos o de los órganos vivos. En otros términos, un biomaterial es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o incorporada dentro del sistema vivo. Se implantan con el objeto de remplazar y/o restaurar tejidos vivientes y sus funciones, lo cual implica que están expuestos, de modo temporal o permanente, a

fluidos del cuerpo, aunque en realidad pueden estar localizados fuera del propio cuerpo, incluyéndose en esta categoría a la mayor parte de los materiales dentales que tradicionalmente han sido tratados por separado.

Debido a que los biomateriales restauran funciones de tejidos vivos y órganos en el cuerpo, es esencial entender las relaciones existentes entre las propiedades, funciones y estructuras de los materiales biológicos, por lo que son estudiados bajo tres aspectos fundamentales: materiales biológicos, materiales de implante y la interacción existente entre ellos dentro del cuerpo. Dispositivos como miembros artificiales, amplificadores de sonido para el oído y prótesis faciales externas, no son considerados como implantes.

2.8.1 Características de los biomateriales

Los requisitos que debe cumplir un biomaterial son:

- Ser biocompatible, es decir, debe ser aceptado por el organismo, no provocar que éste desarrolle sistemas de rechazo ante la presencia del biomaterial
- No ser tóxico, ni carcinógeno.
- Ser químicamente estable (no presentar degradación en el tiempo) e inerte.
- Tener una resistencia mecánica adecuada para la correspondiente aplicación.
- Tener un tiempo de fatiga adecuado.
- Tener densidad y peso adecuados.
- Tener un diseño de ingeniería perfecto; esto es, el tamaño y la forma del implante deben ser los adecuados.
- Ser relativamente barato, reproducible y fácil de fabricar y procesar para su producción en gran escala.

En la tabla 2.1 se indican las características de los biomateriales más utilizados.

Tabla 2.1 Características de algunos biomateriales [Piña, 1998]

Materiales	Ventajas	Desventajas	Ejemplos
Polímeros: Silicón, teflón, dacrón, nylon	Elásticos, fáciles de fabricar, baja densidad	Baja resistencia mecánica, degradación con el tiempo	Suturas, arterias, venas, nariz, orejas, mandíbulas, dientes, tendones
Metales: 316, 316L.S.S, Aleaciones de titanio, aceros de bajo contenido de carbón	Resistencia a esfuerzos de alto impacto, alta resistencia al desgaste.	Baja biocompatibilidad, corrosión en medios fisiológicos, alta densidad, perdida de propiedades mecánicas con tejidos conectivos suaves	Fijación ortopédica: tornillos, clavos, alambres, placas, barras intramedulares, implantes dentales
Cerámicas: Óxidos de aluminio, aluminatos de cálcio, óxidos de titanio	Buena biocompatibilidad, resistencia a la corrosión , inerte	Fractura ante esfuerzos de alto impacto, difícil fabricación , baja resistencia mecánica	Prótesis de cadera, dientes dispositivos transcutáneos

2.8.2 Acero 316L como biomaterial

La aleación 316 es un acero inoxidable austenítico de uso general con una estructura cúbica de caras centradas. Es esencialmente no magnético en estado recocido y sólo puede endurecerse en frío. Se añade molibdeno para aumentar la resistencia a la corrosión especialmente en entornos que contienen cloruros. El bajo contenido en carbono de la aleación 316L otorga una mejor resistencia a la corrosión en estructuras soldadas, Este acero tiene las siguientes propiedades mecánicas: % de alargamiento = 60, Dureza Brinell (160-190), Impacto Izod (20-136 Jm⁻¹ Módulo de Elasticidad (190-210) GPa Resistencia a la Tracción (460-800) MPa.

CAPÍTULO 3

Método de Elementos Finitos

El Método de Elementos Finitos (MEF) es ampliamente utilizado en diversos campos de la ingeniería. En la presente investigación, se aprovechan las ventajas que ofrece esta técnica numérica de aproximación para el diseño de dispositivos de osteosíntesis, específicamente en la determinación del estado de esfuerzos a los cuales se somete la pieza. Dado lo anterior, a continuación se presenta una descripción general del MEF, resaltando su aplicación en la mecánica de sólidos.

3.1 EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

El MEF es un método de aproximación de problemas continuos, de tal forma que:

- El continuo se divide en un número finito de partes, denominados “elementos”, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados “nodos”, como se observa en la figura 3.1. Estos nodos 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.

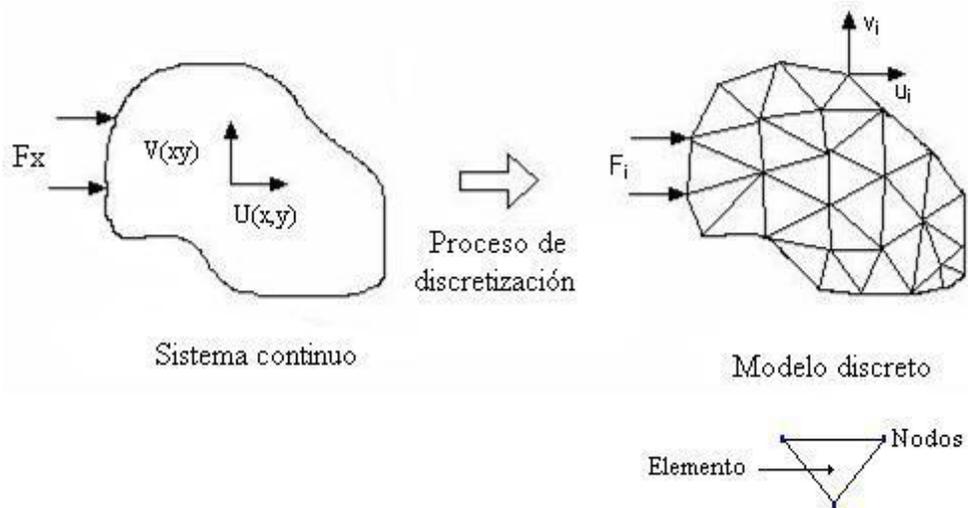


Figura 3.1. Discretización del continuo

Los datos básicos que se requieren para llevar a cabo un cálculo por el MEF son los siguientes:

- **Definición de la geometría del dominio de cálculo y discretización del mismo.** Este proceso se lleva a cabo generando una lista de nodos y de elementos. Cada nodo es un punto dentro del dominio de cálculo y se define mediante un número de orden o etiqueta identificativa (número de nodo) y sus coordenadas en el sistema de referencia elegido. Cada elemento corresponde a uno de los subdominios en que se divide el dominio de cálculo. El conjunto de nodos y elementos constituye lo que se conoce como mallado o malla de elementos finitos.
- **Atributos o propiedades de los elementos.** Estas propiedades dependen de la clase de elemento finito que se esté utilizando. Es necesario identificar el material que constituye el subdominio o elemento, existen otros atributos que requieren o no ser especificados en función del problema y el tipo de elemento. Ejemplos típicos son: el espesor, la sección transversal y su orientación en el espacio entre otros.
- **Propiedades de los materiales.** Cada material se identifica mediante un número o etiqueta. A cada material se le asocia un modelo matemático para representar su

comportamiento (elasticidad, plasticidad, hiperelasticidad) y se definen, en cada caso, los parámetros numéricos del modelo matemático elegido (como el módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, resistencia de fluencia). El modelo matemático de comportamiento del material se conoce con el nombre de modelo constitutivo o ley de comportamiento.

- **Condiciones de contorno.** En problemas mecánicos se distinguen dos clases de condiciones de contorno: las condiciones de contorno para desplazamientos y las condiciones de contorno correspondiente a las fuerzas. Las primeras son restricciones de tipo cinemática y corresponden normalmente a las condiciones de contorno que se denominan condiciones esenciales en el planteamiento variacional. Las condiciones de contorno en fuerzas son las fuerzas aplicadas sobre nodos (cargas puntuales), presiones sobre la superficie de los elementos o fuerzas distribuidas por unidad de volumen en los elementos.

- **Otros datos.** Existen otras clases de datos que pueden no ser necesarios en función del tipo de problema que se trate de resolver. Se puede pensar, por ejemplo, en datos de condiciones iniciales del dominio (tensión, velocidad, temperatura), en relaciones impuestas entre el movimiento de diferentes nodos (vínculos cinemáticas).

A partir de los datos anteriores, los resultados básicos que proporciona un cálculo por elementos finitos corresponden a dos grandes categorías:

- **Variables nodales.** Se refieren a los resultados que definen la variable de campo incógnita básica o sus derivadas con respecto al tiempo. Dependiendo del tipo de problema, son los desplazamientos, giros, velocidades, temperaturas. Se trata de valores que se obtienen directamente en los nodos del mallado y su orden de aproximación es bueno aun con discretizaciones muy gruesas. En esta categoría se incluyen también las reacciones en los puntos a los que se aplican condiciones de contorno en desplazamientos.

- **Variables elementales.** Son los resultados que corresponden a campos derivados del campo incógnita básica a través de derivadas espaciales, por ejemplo, los campos de deformaciones y tensiones. Dichos resultados son obtenidos en puntos internos de los elementos, aunque a veces se extrapolen luego a los nodos. Su orden de

aproximación es peor que el de las variables nodales, lo cual significa que si se utilizan discretizaciones gruesas pueden cometerse errores importantes.

3.2 DISCRETIZACIÓN

El MEF, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, este proceso se denomina 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, por lo tanto se trata de una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos.

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

Típicamente el MEF se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas las deformaciones y tensiones respectivamente, cuando se trata de un problema de mecánica de sólidos deformables o de un problema de mecánica de medios continuos. El método de los elementos finitos es muy usado debido a su generalidad y a la facilidad de introducir dominios de cálculo complejos (en dos o tres dimensiones), además es fácilmente adaptable a problemas de difusión del calor, de mecánica de fluidos para calcular campos de velocidades y presiones (fluidodinámica CFD) o de campo electromagnético. Dada la imposibilidad práctica de encontrar la solución analítica de estos problemas, con frecuencia en la práctica de la ingeniería los métodos

numéricos y, en particular, los elementos finitos, se convierten en la única alternativa práctica de cálculo.

Una importante propiedad del método es la convergencia; si se consideran particiones de elementos finitos sucesivamente más finas, la solución numérica calculada converge rápidamente hacia la solución exacta del sistema de ecuaciones.

3.3 ANÁLISIS LINEAL

El MEF puede ser usado tanto para problemas lineales como no lineales. Inicialmente se empezaron analizando problemas lineales simples. Posteriormente se realizó un desarrollo de la tecnología de los elementos finitos influenciado por las industrias nuclear y aeroespacial, en las cuales las no linealidades se debían al comportamiento de los materiales a altas temperaturas y al fenómeno de pandeo lineal simple respectivamente. Actualmente esas técnicas se han extendido a otro tipo de industrias.

El análisis lineal es el tipo de análisis tensional realizado en estructuras elásticas lineales. Este análisis es simple y sobre todo económico de realizar, y generalmente da resultados satisfactorios, por lo que comúnmente es usado en el análisis estructural. Las no linealidades debidas al material, geometría o condiciones de contorno no son incluidas en este tipo de problemas.

El cálculo lineal de tensiones, tanto estático como dinámico, se utiliza sobre todo en la fase de diseño, donde se busca hacer un uso eficiente del material y, en ocasiones, justificar el cumplimiento de una normativa o código de buena practica. Su uso está muy difundido en el proyecto de elementos mecánicos y estructuras complejas. En este sentido, el cálculo lineal ha sustituido casi completamente a los ensayos y pruebas de prototipos en que se basaba buena parte del diseño mecánico hace solo unas décadas.

Al incluir restricciones cinemáticas y cargas, el problema puede comenzar a ser analizado. El problema podrá incluir materiales elásticos isótropos o anisótropos. El comportamiento de un material isotrópico elástico y lineal, puede ser definido a través de dos constantes del material (por ejemplo el módulo de Young y el coeficiente de Poisson). El principio de superposición se aplica bajo estas condiciones de linealidad.

Por lo tanto, soluciones individuales pueden ser sumadas para obtener la solución total del problema.

Computacionalmente, el análisis lineal no requiere tanto espacio de memoria como podría necesitarse en un análisis no lineal. Es dificultoso predecir la precisión de este tipo de análisis pero se emplean técnicas de estimación de error especiales. Una solución no precisa, se manifiesta por uno o más de los siguientes fenómenos:

- Fuerte discontinuidad en tensiones entre elementos.
- Variación elevada de tensiones dentro de un elemento.
- Tensiones que oscilan de un elemento a otro.

La estimación del error se usa para obtener una indicación de la calidad de los resultados [Beltrán, 1999].

3.4 MECÁNICA DE SÓLIDOS

Si se selecciona un punto del material y alrededor de él se construye un elemento de volumen en forma de paralelepípedo con las caras normales al triedro de referencia, se tiene, en el centro de las caras, unas tracciones $t(i)$. Cada uno de estos vectores tensión sobre las tres caras ortogonales se puede descomponer en sus tres proyecciones sobre los ejes de referencia con lo que se obtienen las 9 magnitudes σ_{ij} ($i, j = 1, 2, 3$). (Ver Figura 3.2)

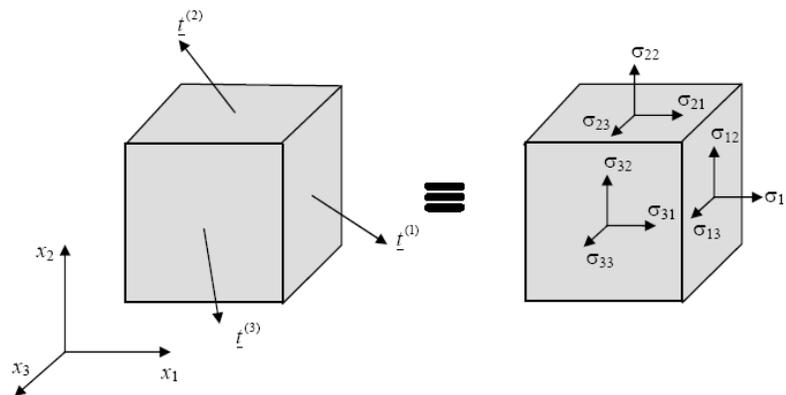


Figura 3.2 Tensor de tensiones en un punto

Las 9 magnitudes σ_{ij} son las componentes del denominado tensor de tensiones en el punto considerado. Las componentes σ_{11} , σ_{22} y σ_{33} se denominan tensiones normales y

representan las componentes del vector tensión (en cada plano coordenado) normales a dicho plano. Las restantes componentes σ_{ij} ($i \neq j$) se denominan tensiones cortantes y representan, por tanto, las componentes contenidas en las caras del paralelepípedo.

$$\underline{t} = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix} = \underline{\underline{\sigma}} \underline{n} \quad (3.1)$$

Por tanto, conociendo las componentes del tensor de tensiones σ_{ij} en un punto (o lo que es lo mismo, la matriz s) se puede determinar el vector tensión sobre un plano arbitrario con normal exterior n que contenga a dicho punto. En otras palabras, el tensor de tensiones σ_{ij} define el estado de tensión en un punto. Finalmente, la relación (2.9) permite asegurar que σ_{ij} es un tensor (de orden 2). Esta propiedad es muy importante, puesto que al realizar un cambio del sistema de referencia sus componentes se transformarán siguiendo las leyes conocidas del cálculo tensorial.

3.4.1 Tensor de deformaciones

Bajo la acción de las cargas aplicadas, todo cuerpo experimenta una deformación, es decir, un cambio de las posiciones relativas entre sus partículas. Consideremos dos puntos próximos de un medio continuo, que en la configuración inicial (sin deformar) ocupan las posiciones P y Q , dadas por las coordenadas x y $(x + dx)$, respectivamente. Cuando se aplican las cargas, los puntos P y Q se desplazan a las posiciones p y q , definidas por las coordenadas z y $(z + dz)$, respectivamente. Denominaremos u al vector desplazamiento del punto P , es decir, $u = u(x)$. El análisis de deformaciones consiste básicamente en estudiar las relaciones entre un elemento de línea en la configuración inicial, dx , y el elemento de línea en el que se transforma después de la deformación, dz . (Ver Figura 3.3)

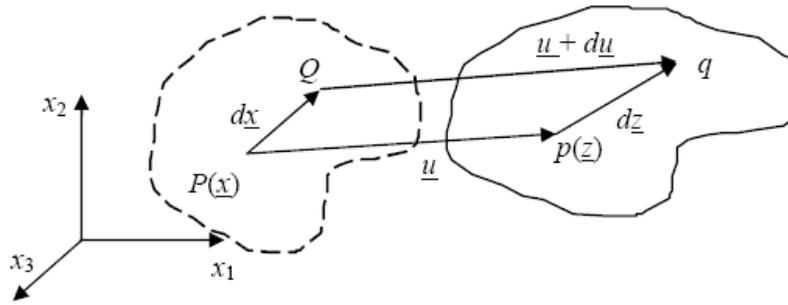


Figura 3.3 Deformación de un sólido

En el caso de deformaciones infinitesimales, este tensor representa un conjunto de seis ecuaciones independientes que relacionan seis componentes de deformación con sólo tres componentes de desplazamiento. Esto significa que las seis componentes de deformación no pueden elegirse arbitrariamente, sino que necesariamente deberán satisfacer ciertas restricciones de integrabilidad. Estas restricciones se denominan *ecuaciones de compatibilidad*, y son las que garantizan que las seis (06) deformaciones proceden de un campo de tres (03) desplazamientos. En el caso de pequeñas deformaciones, se puede demostrar que las ecuaciones de compatibilidad se reducen a seis:

$$\begin{aligned}
 \epsilon_{11,22} + \epsilon_{22,11} - 2\epsilon_{12,12} &= 0 \\
 \epsilon_{11,33} + \epsilon_{33,11} - 2\epsilon_{13,13} &= 0 \\
 \epsilon_{22,33} + \epsilon_{33,22} - 2\epsilon_{23,23} &= 0 \\
 \epsilon_{23,13} + \epsilon_{31,23} - \epsilon_{21,33} - \epsilon_{33,12} &= 0 \\
 \epsilon_{21,32} + \epsilon_{32,12} - \epsilon_{22,13} - \epsilon_{13,22} &= 0 \\
 \epsilon_{31,12} + \epsilon_{12,13} - \epsilon_{23,11} - \epsilon_{11,23} &= 0
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

3.4.2 Elasticidad

Se define un medio elástico como aquél en el que los procesos de deformación son reversibles. Si consideramos un ensayo uniaxial, esto significa que la tensión es función exclusivamente de la deformación, $\sigma = \sigma(\epsilon)$, ya que las curvas de carga y descarga coinciden (Ver figura 3.4)

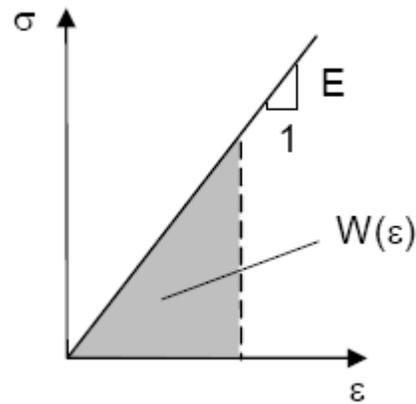


Figura 3.4. Material elástico lineal

En la situación general, la hipótesis de comportamiento elástico significa que el tensor de tensiones es función sólo del tensor de deformaciones, es decir, si se restringe al caso de deformaciones infinitesimales y se prescinde de efectos térmicos, la ecuación constitutiva de un medio elástico es de la forma:

$$\sigma_{ij} = \sigma_{ij}(\varepsilon_{rs}) \quad (3.3)$$

Un medio elástico lineal es aquél en el cual las relaciones tensión-deformación son lineales. En el caso uniaxial se tiene, por tanto:

$$\sigma = E\varepsilon$$

donde el coeficiente de proporcionalidad E se denomina módulo de Young. En este caso, la densidad de energía de deformación se puede expresar de la forma siguiente: [Meizoso y Martínez, 2005]

$$W = \int_0^\varepsilon \sigma d\varepsilon = \int_0^\varepsilon E\varepsilon d\varepsilon = \frac{1}{2}E\varepsilon^2 = \frac{1}{2}\frac{\sigma^2}{E} = \frac{1}{2}\sigma\varepsilon \quad (3.4)$$

Las aplicaciones prácticas de la mecánica del sólido deformante pueden agruparse en dos grandes familias: La de los problemas asociados con sistemas discretos y la de los problemas asociados a sistemas continuos: En los primeros sistemas se analizar esta dividido de forma natural, en elementos claramente definidos. En el caso, por

ejemplo, el análisis de estructura de un edificio en la que cada viga constituye una entidad aislada bien definida. En los segundos el sistema no puede ser dividido en forma natural en unidades simples, por lo que su análisis resulta mucho más complejo.

3.6 HERRAMIENTAS COMPUTACIONALES BASADAS EN EL MEF

Las herramientas computacionales basadas en las ecuaciones del MEF que permiten realizar el proceso de cálculo de manera eficiente y cómoda se denominan herramientas de elementos finitos (HEF).

Existen HEF de propósito general o multidisciplinar que permiten resolver varios problemas físicos como son: mecánica de fluidos, transmisión del calor, electromagnetismo, mecánica estructural. Hay herramientas que permiten incluso acoplar dos problemas como es el caso del problema térmico y del problema electromagnético. [Escribano, 2006].

Definición de la geometría objeto de estudio: Consiste en la obtención de un dibujo en 2D o 3D, en malla de alambre, de las formas de los diferentes objetos en los que se pretenden resolver las ecuaciones de campo. Para efectuar este cometido las HEF suelen tener una herramienta CAD (Ver figura 3.5).

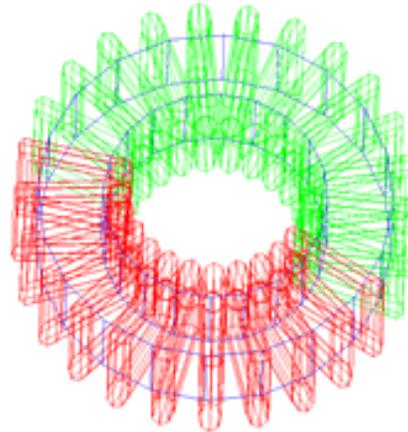


Figura 3.5 Definición de la geometría

Especificación del régimen a estudiar: Para el caso del modelado térmico, las HEF permiten realizar un análisis en régimen permanente o en régimen transitorio, de manera que en esta fase especifica el tipo de régimen a estudiar.

Asignación de las propiedades físicas de los materiales: En esta etapa se asignan a cada uno de los objetos que se han generado en la fase de definición de la geometría las propiedades físicas tales como la conductividad térmica, la densidad y el calor específico, esfuerzos de fluencia, último, módulo de Poisson, módulo de Young, etc.

Las HEF suelen tener una base de datos de propiedades de materiales, de forma que la asignación de propiedades se realice de forma más cómoda.

Asignación de las condiciones de contorno: Las condiciones de contorno típicas que se aplican en la frontera del problema suelen ser de temperatura constante (isoterma), superficies adiabáticas (flujo de calor nulo), condiciones de simetría, etc.

Aplicación de las cargas: Se entiende por cargas, las fuentes activas de campo.

Mallado de la geometría: La geometría objeto de estudio se divide en diferentes elementos en los que resuelven las ecuaciones de campo. Las HEF suelen tener herramientas por debajo que mallan de forma automática y permiten que el usuario malle de forma más fina las zonas que más le convenga. Es por ello que el mallado de la geometría es una tarea clave en el proceso de AEF. (Ver figura 3.6) [Escribano, 2006].

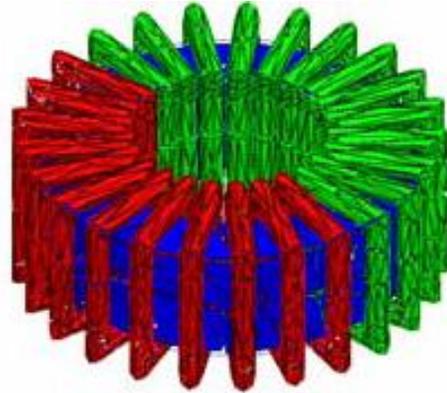


Figura 3.6 Mallado de la geometría

Resolución del problema: En esta etapa del proceso, se aplica el método de análisis por elementos finitos para obtener la solución del problema físico de forma iterativa. La solución se obtiene en cada uno de los elementos en que se descompone la geometría. Aunque siempre es posible sumar o integrar estos pequeños elementos en una región determinada, ya sea área o volumen.

Análisis de la solución: Una vez obtenida la solución, es posible representar gráficamente la distribución, en el caso de mecánica de sólidos se representan los esfuerzos y deformaciones (Ver figura 3.7).

Los métodos numéricos y su aplicación computacional, permite resolver diversos problemas físicos en forma eficiente. La cantidad de problemas que se abordan aumenta día a día y la calidad de los resultados se ajusta más a la realidad. La conjunción de las matemáticas y los métodos numéricos ha permitido emprender la resolución de problemas de mucho interés tanto para la comunidad científica, como

para que la sociedad se vea beneficiada de la aplicación de simulaciones numéricas [Botello, 2007].

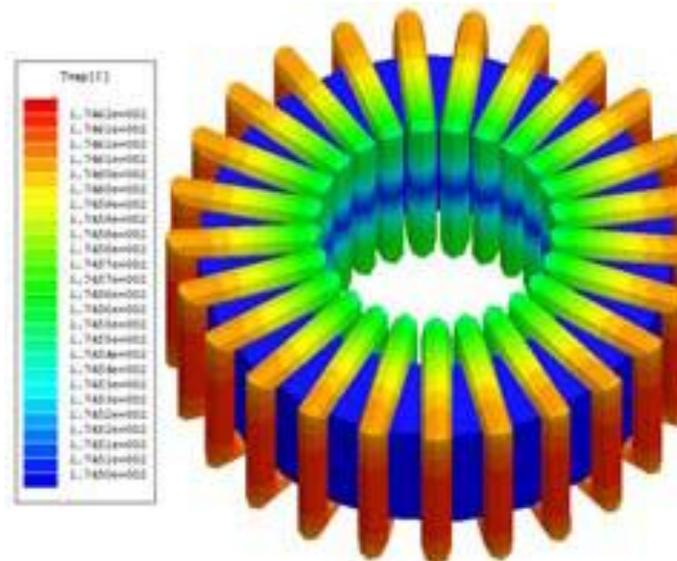


Figura 3.7 Análisis de la solución

CAPÍTULO 4

Marco Metodológico

En este capítulo se presenta, de manera detallada, el procedimiento que debe seguirse para el desarrollo de la investigación, con el fin de ilustrar de forma clara y precisa la secuencia de pasos que se llevan a cabo en el diseño y construcción de una placa interna para la fijación de fracturas de tibia.

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

El desarrollo de la presente investigación se inicia con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones recientes relacionadas con el diseño, optimización, construcción y resultados en el uso y colocación de placas internas para la reducción de fracturas de tibia; a manera de comprender los principios empleados para el diseño y construcción de los dispositivos de osteosíntesis, así como también determinar los tipos de biomateriales más usados en la construcción de nuevos modelos de placa y su utilización de acuerdo al tipo de fractura.

Por otra parte, se presenta información detallada acerca de la anatomía del hueso, para conocer las características más relevantes del tipo de hueso en estudio, como por ejemplo 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 estudia la respuesta del hueso a la aplicación de las cargas a las que pudiera estar sometido y originarían en él, algún tipo de fractura.

También se realiza una revisión sobre los tipos de fracturas más frecuentes, para conocer el tipo de aplicación de las placas 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. Una vez se haya concluido la fase de revisión teórica se emplea el procedimiento descrito a continuación.

4.1.1 Proponer un modelo basado en una placa existente

Se plantean los modelos fundamentados en los resultados como consecuencia de la investigación. Para ello se determina la solución más idónea basada en las características esperadas de las soluciones propuestas a través de los criterios y las limitaciones del diseño previamente establecidas.

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

Con la solución propuesta se genera un modelo, el cual posteriormente se analiza a través de un programa comercial basado en el MEF, a manera de determinar las tensiones y deformaciones a las cuales se somete la placa en condiciones de trabajo.

4.1.3 Fabricar el modelo propuesto

Una vez verificados los cálculos esperados con el programa, se procede a indicar las especificaciones de la placa e iniciar el proceso de fabricación del prototipo.

4.1.4 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado

Construido el prototipo se procede a efectuar pruebas, las cuales se realizan en un hueso de cadáver, para verificar que el diseño cumple con las especificaciones de funcionamiento, es decir la neutralización y compresión de la fractura. Estas pruebas proporcionan los resultados que son reflejados como conclusiones de este trabajo para su posterior presentación.

CAPÍTULO 5

Resultados Numéricos

En este capítulo se muestra el diseño de la placa para la reducción de fracturas aplicando el MEF simulado a través del programa ANSYS versión 11. Inicialmente, se realiza la validación del programa, resolviendo analíticamente un modelo clásico de mecánica de sólidos y comparando los resultados alcanzados con los que se obtienen, para el mismo caso, con el modelo analizado empleando la herramienta computacional. Posteriormente se describe la geometría propuesta, así como su interacción con los tornillos y el hueso.

5.1 VALIDACIÓN NUMÉRICA

Para la validación del programa se realiza un estudio para una viga en voladizo, como se indica en la figura 5.1. La viga presenta las siguientes características:

- **Geometría:** Sección cuadrada con arista de 100 mm de espesor y una longitud $L = 500\text{mm}$.
- **Material:** Se considera el material predeterminado del ANSYS, acero estructural con las siguientes propiedades mecánicas: módulo de Young $E = 200\text{ GPa}$ y relación de Poisson $\nu = 0,3$.
- **Condiciones de contorno:** Se considera la viga empotrada en uno de sus extremos (A) y con una carga distribuida P de $0,3\text{ MPa}$ en su cara superior(B) como lo ilustra la figura 5.1

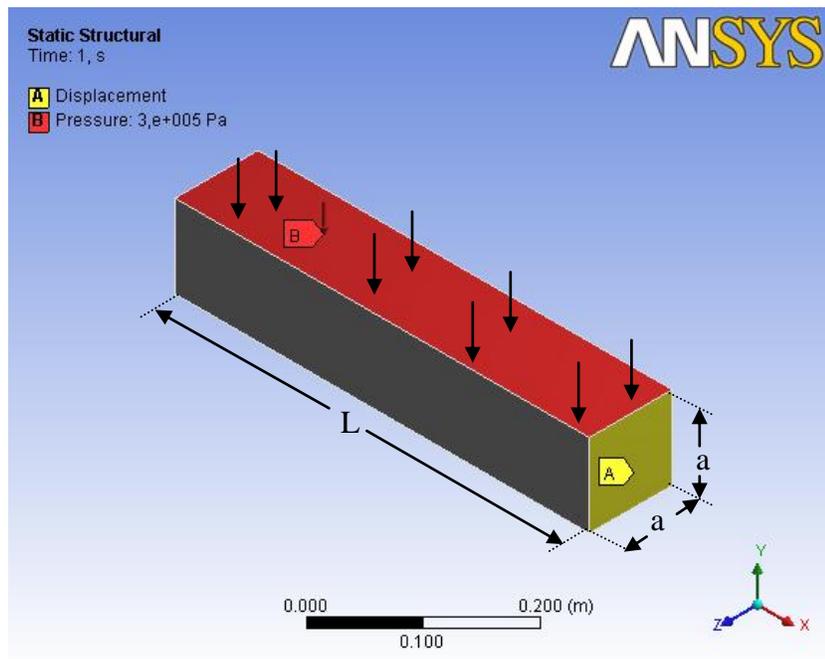


Figura 5.1 Viga en voladizo

5.1.1 Solución analítica

El esfuerzo máximo al cual se encuentra sometida la viga ocurre en la fibra exterior del empotramiento y puede ser calculado a través de la siguiente ecuación:

$$\sigma_{xx} = \frac{M_{\max} \times c}{I} \quad (5.1)$$

$$M_{\max} = \frac{FxL}{2} \quad (5.2)$$

Donde F representa la carga aplicada sobre la viga, M_{\max} el momento flector aplicado desde el extremo de la viga hasta el empotramiento, c la distancia medida desde el eje

neutro de la sección transversal hasta la fibra exterior e I la inercia de área de la sección.

Sustituyendo los valores de geometría de la viga y las condiciones de contorno aplicadas en la ecuación 5.1, se obtiene el valor del máximo esfuerzo presente en la viga como:

$$\sigma_{xx} = 2,25 \times 10^7 \text{ Pa}$$

5.1.2 Solución numérica

La figura 5.2 muestra los valores de tensiones obtenidos a través del ANSYS empleando un mallado de 1451 elementos para la viga en voladizo.

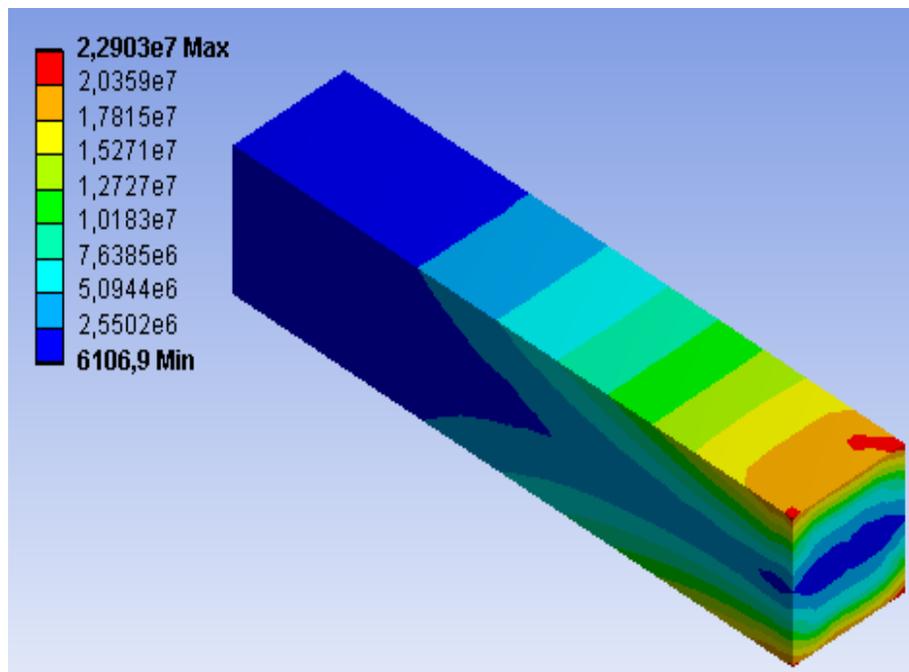


Figura 5.2 Tensiones de Von Mises a través del ANSYS con un mallado de 1451 elementos

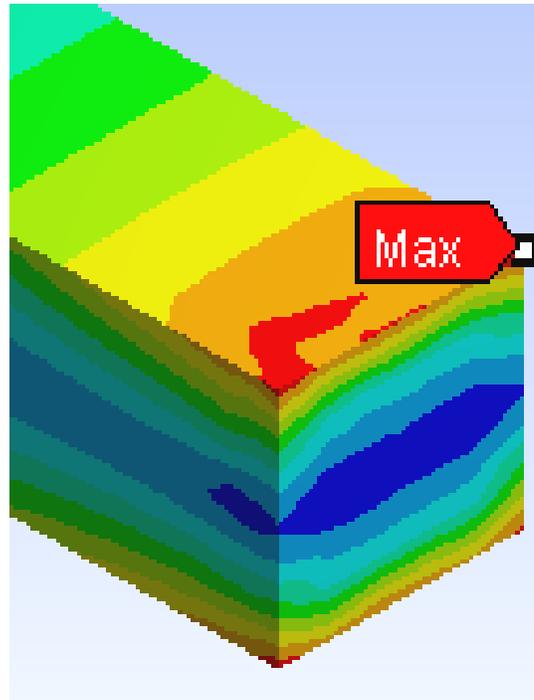


Figura 5.3 Detalle de la sección donde se obtiene la máxima tensión de Von Mises para un mallado de 1451 elementos

En la tabla 5.1 se muestran los valores de esfuerzos máximos obtenidos a través del ANSYS para cada uno de los mallados realizados.

Tabla 5.1 Tensiones máximos obtenidos para la viga

Mallado	Número de elementos	Esfuerzo máximo (MPa)
1	176	1,9442
2	364	2,0667
3	568	2,2137
4	970	2,2500
5	1451	2,2810
6	1554	2,2880
7	4133	2,2903

El error porcentual entre cada par de esfuerzos simultáneos obtenidos, se puede calcular a partir de la ecuación:

$$E(\%) = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} \quad (5.3)$$

Donde σ_n representa el valor del esfuerzo obtenido y σ_{n-1} el esfuerzo en el mallado anterior. Sustituyendo los valores de esfuerzos máximos determinados a través del ANSYS en la ecuación 5.3. En la tabla 5.2 se muestran los resultados del error porcentual.

Tabla 5.2 errores porcentuales

E1 (%)	E2 (%)	E3 (%)	E4 (%)	E5 (%)	E6 (%)
6,30	7,11	1,64	1,38	0,31	0,10

5.1.3 Análisis de sensibilidad

Para el estudio de la sensibilidad de los valores obtenidos, se selecciona como criterio un error porcentual entre discretizaciones menor al 1%. En la figura 5.4 se puede observar que a partir de 1451 elementos el resultado para el esfuerzo se estabiliza, lo cual significa que se ha alcanzado la convergencia del sistema para dicho parámetro.

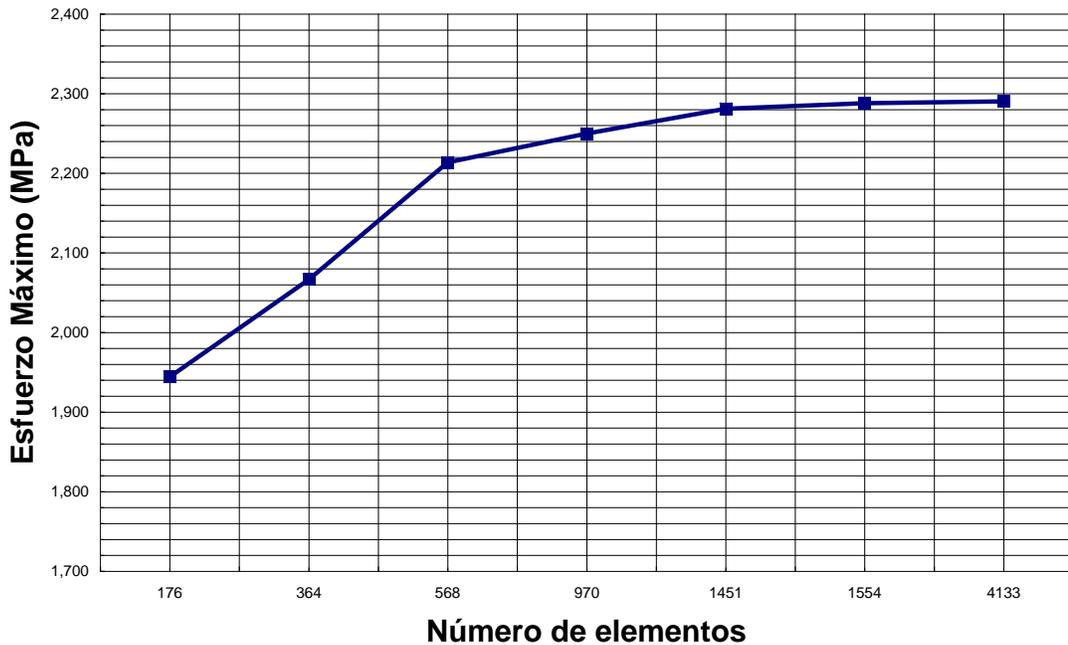


Figura 5.4. Análisis de sensibilidad para el esfuerzo de la viga en voladizo

5.2 DISEÑO DE LA PLACA Y ANÁLISIS

El modelo propuesto corresponde a una placa de compresión dinámica de seis (6) agujeros, como se ilustra en la figura 5.5, diseñada para la reducción de fracturas de la diáfisis tibial. Para la fijación se requieren tornillos corticales de 4,5 mm de acuerdo a recomendación de la AO, específicamente para la tibia.

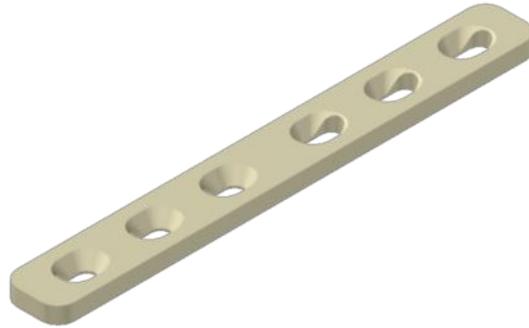


Figura 5.5. Placa de compresión dinámica

Los orificios se diseñaron de forma excéntrica con la finalidad de que la presión vertical producida por el atornillador sea transformada en un movimiento lateral tal como lo ilustra la figura 5.6 [Pera, 1996].

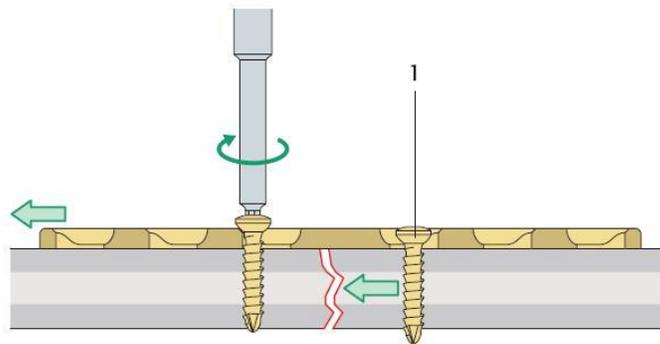


Figura 5.6. Efecto de compresión dinámico de la placa

5.2.1 Sistema analizado

Para el análisis del sistema se considera la interacción entre la placa, el hueso y tornillos mostrados en la figura 5.7. A continuación se describen cada uno de estos componentes.

- **El hueso cortical:** Está representado por dos cilindros de diámetro externo 30mm e interno 20mm que se aproxima a las dimensiones del hueso cortical en la diáfisis de la tibia.

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

- **La Placa:** La representación de la placa se hizo a través del modelo mostrado en la figura 5.4
- **Tornillos.** Los tornillos corticales de 4.5mm se modelaron mediante cilindros de diámetro 4.5mm con cabeza avellanada. El diámetro de la cabeza del tornillo es de 8mm.

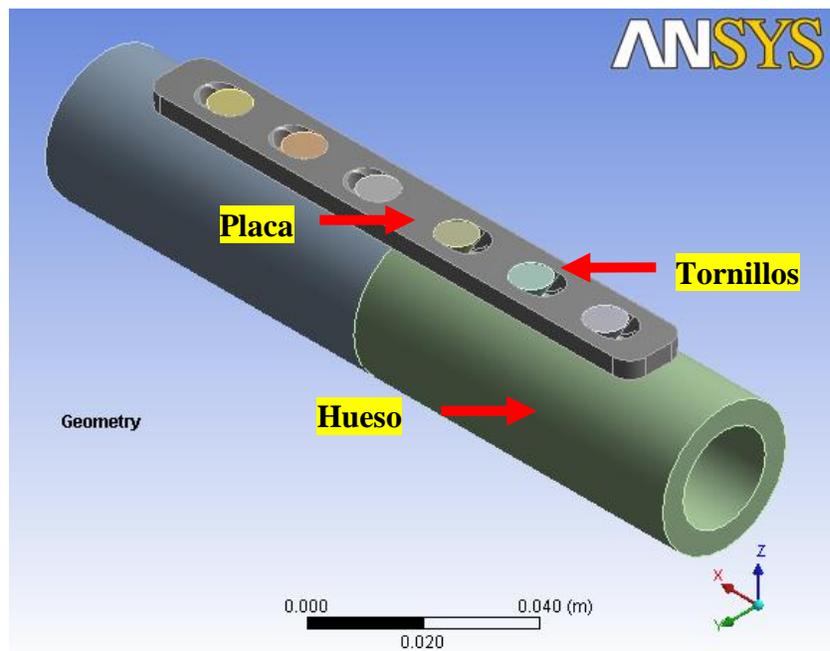


Figura 5.7. Sistema analizado

5.2.2 Materiales

El material empleado para la fabricación de la placa es el acero inoxidable 316L, el cual es ampliamente utilizado en procesos industriales que requieren un grado de resistencia a la corrosión superior al ofrecido por el acero inoxidable 304. La presencia de Mo en su composición, en el orden del 2-3%, aumenta su resistencia a la corrosión

producida por cloruros y por lo tanto, generalmente es especificado para resistir la acción corrosiva de diferentes sustancias químicas encontradas en un amplio espectro de aplicaciones que abarcan, entre otras, las industrias de textil, papel y plásticos, así como la fabricación de implantes quirúrgicos para el tratamiento de fracturas humanas [Stainless Steel, 1994].

En la tabla 5.3 se muestran las propiedades mecánicas del acero 316L empleado para la placa y los tornillos.

Tabla 5.3. Propiedades mecánicas del acero 316L [American Society for Testing and Materials 1978; Comin *et al*, 1999]

Aleación	L (MPa) Límite elástico	S (MPa) Resistencia a la rotura	A (%) Máximo alargamiento	E (GPa) Módulo de elasticidad	Sf (MPa) Resistencia a la fatiga
Acero 316L recocido	240-300	600-700	35-55	200	260-280

En el presente estudio, se considera el hueso se considera como un material ortótropo, con características elásticas distintas en tres direcciones perpendiculares. En la tabla 5.4 se muestran las propiedades elásticas del hueso.

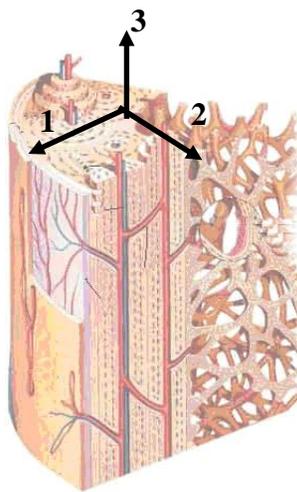


Figura 5.8. Direcciones radial, circunferencial y longitudinal del hueso cortical

Tabla 5.4 Propiedades elásticas del hueso cortical [Cowín ,1989]

E₁ (GPa)	E₂ (GPa)	E₃ (GPa)	G₁₂ (GPa)	G₁₃ (GPa)	G₂₃ (GPa)	v₁₂	v₁₃	v₂₃
12	13,40	20	4,53	5,61	6,23	0,376	0,222	0,235

Nota: La dirección (3) corresponde con la dirección longitudinal del hueso mientras que (1) y (2) corresponden a la radial y la circunferencial, respectivamente.

5.2.3 Condiciones de carga y restricciones

Las cargas transmitidas desde la rodilla hasta la tibia varían dependiendo de la actividad [Bresler, 1950]. Así, es posible encontrar valores de la carga sobre cada una de las tibias que van desde el peso propio del individuo, para una posición erguida de apoyo sobre ambas piernas y sin movimiento, hasta seis veces el peso propio del cuerpo, para las intensas contracciones musculares correspondientes a una carrera explosiva. Las cargas máximas se producen inmediatamente después del golpeo del talón y poco después del despegue del talón, a medida que se alcanza la posición de enderezamiento de la estancia. Cargas menores se aplican a media distancia cuando la rodilla está en flexión y desciende el centro de gravedad. [Morrison, 1970]

Para el presente estudio, se supone una persona con un peso aproximado de 75 kg y una condición de carga de tres veces el peso, correspondiente a la marcha normal del individuo. Por otra parte, se estima que el peroné soporta el 15% de la carga axial total transmitida por la rodilla en condiciones de sollicitación no extremas de la pierna [Bresler, *et al* 1950]. De acuerdo a las consideraciones anteriores, el valor de la carga aplicada al modelo es de 1876 N.

Estudios recientes mencionan la aparición de un momento torsor en la tibia, como consecuencia de una excesiva rotación interna al caminar [Cristofolini, 2000]. Aunque los valores pueden variar, es posible considerarse un máximo de 5 N.m.

El momento flector analizado tiene un valor de 30N.m correspondiente a la magnitud generada en los huesos largos y se considera en el plano más crítico, es decir aquel que tiende a abrir la fractura. En este caso el plano XZ, mostrado en la figura 5.8.

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

En el hueso se restringieron todos los desplazamientos en la zona distal y las cargas fueron aplicadas en la parte superior tal como se muestra en la figura 5.9

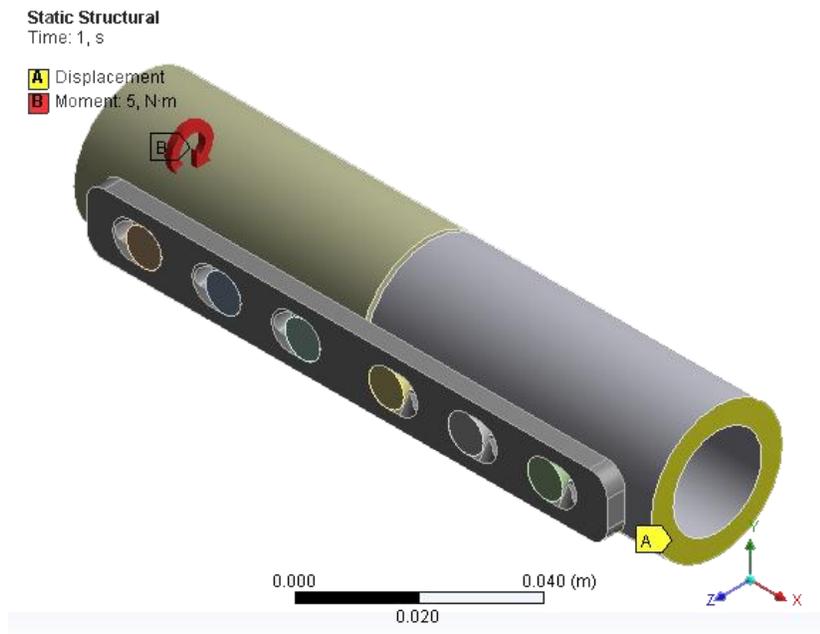


Figura 5.9. Condiciones de carga y restricciones aplicadas al modelo

En la tabla 5.5 se muestra los valores de los distintos estados de carga aplicados al modelo.

Tabla 5.5 Estado de cargas aplicados al modelo

Estado de Carga	Compresión	Momento Flector	Momento Torsor
Magnitud	1876N	30N.m	5N.m

La placas de compresión dinámica utilizan la geometría específica de los taladros distribuidos sobre la placa para conseguir aproximar los extremos de la fracturas hasta ponerlos en contacto e incluso aplicar una cierta compresión entre ellos [Müller, 1993]. En algunos casos no es posible lograr esta unión de los extremos quedando una separación entre ambos llamado gap, esta discontinuidad representa la condición mas desfavorable para la placa ya que es en una sección de esa zona donde se produce su fracaso [Mariano, 2002]. Para este estudio se considera ambas condiciones, es decir, la primera donde se produce la unión de los extremos fracturados y la segunda representada por una separación de 1mm entre las corticales.

5.3 DISCRETIZACIÓN POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Una vez procesada la información geométrica del modelo en el programa de Elementos Finitos ANSYS, se realiza un mallado libre del conjunto a través del elemento sólido estructural SOLID 187. Para representar la interacción entre el hueso, la placa y los tornillos se generaron elementos de contacto del tipo superficie – superficie, en los cuales se considera que en las regiones en contacto no ocurre separación durante la aplicación de los distintos estados de carga. Los contactos están compuestos por los elementos *TARGE170* y *CONTA174* de 8 nodos

El SOLID 187 es un elemento sólido 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 5.10) 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 5.10.

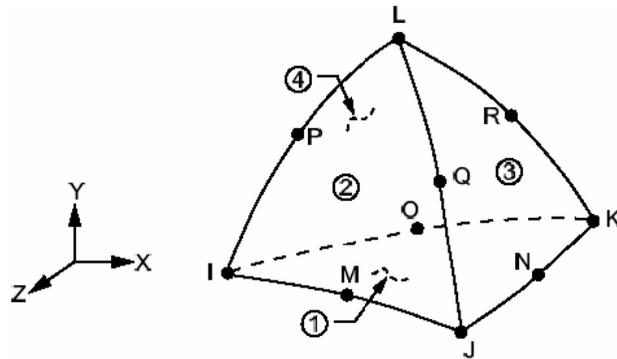


Figura 5.10 Geometría del elemento SOLID 187 (ANSYS 2006)

Una vez realizado el primer mallado, se refina la malla hasta obtener la convergencia del modelo, se selecciona una malla más refinada en las zonas cercanas a los orificios, ya que es en esas regiones donde se presentan los mayores esfuerzos.

Para determinar la sensibilidad del modelo se emplea la ecuación 5.3, de esta manera se obtienen los errores entre las distintas discretizaciones, estos errores corresponden al estado de carga a compresión con un gap de 1mm y se muestran en la tabla 5.6

Tabla 5.6 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual

Número de elementos	4.477	48.879	52.812	62.958	79.594	98.066	111.764	121.245
Esfuerzo Máximo (MPa)	348,79	356,28	379,43	388,11	428,59	461,20	475,32	476,90
Error (%)		2,15	6,50	2,29	10,43	7,61	3,06	0,33

De forma gráfica, la sensibilidad del modelo para distintos mallados se pueden observar en la figura 5.11.

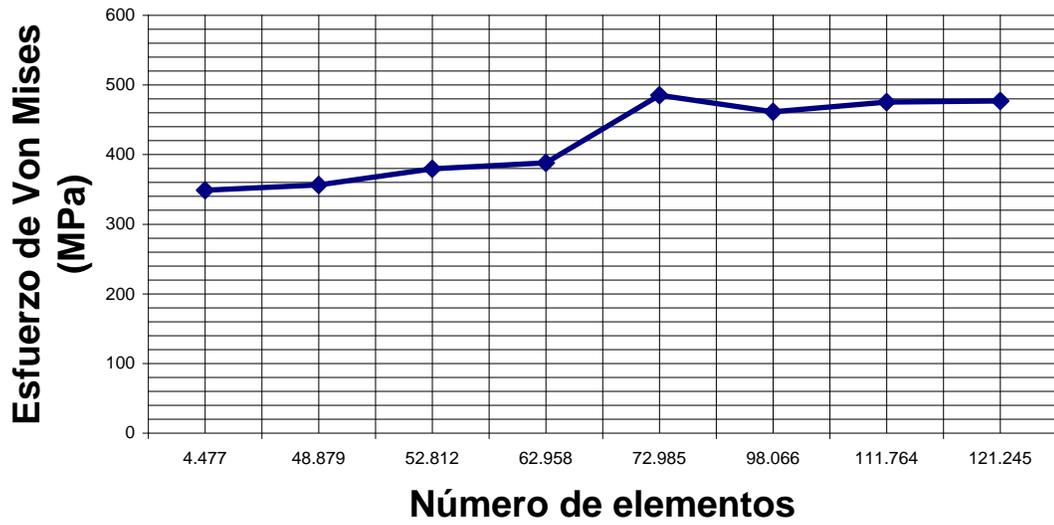


Figura 5.11. Análisis de sensibilidad del esfuerzo respecto al número de elementos

Finalmente se obtiene una discretización de 121.246 elementos como se muestra en la figura 5.12 distribuidos de la siguiente manera:

Placa: 63.548 elementos

Huesos: 38.256 elementos

Tornillos: 2.745 elementos cada tornillo.

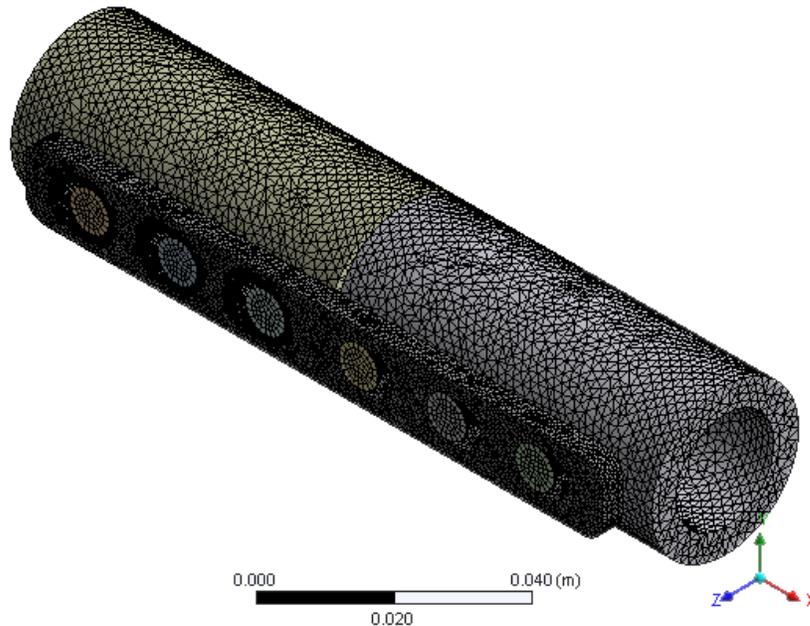


Figura 5.12. Discretización del modelo

5.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Una vez realizada la simulación del modelo bajo los diferentes estados de carga se determinan los esfuerzos de Von Mises, empleando la teoría de falla de Von Mises ya que es la más exacta para materiales dúctiles [Norton, 1999]. Para el estudio de la misma se considera que el mecanismo de fluencia se debe al deslizamiento relativo de los átomos del material dentro de su estructura de red. Este deslizamiento es causado por esfuerzos cortantes acompañados por la distorsión en la forma de la pieza. La energía almacenada en la pieza por causa de la distorsión es un indicador de la magnitud del esfuerzo cortante presente (Norton, 1999)

De acuerdo con este criterio, el modelo falla cuando en alguno de sus puntos la energía de distorsión por unidad de volumen supera el límite de fluencia del material usado [Norton, 1999].

El programa ANSYS puede presentar los resultados del análisis mediante una escala de colores, que van desde el azul hasta el rojo y representan los esfuerzos mínimos y máximos respectivamente en cada elemento.

El primer estudio corresponde a la situación en la cual se logra el contacto entre los dos extremos fracturados, en la figura 5.13 se muestra la distribución de Tensiones de Von Mises del modelo sometido a compresión, en el cual se obtuvo un esfuerzo máximo de 54,11 MPa ocurriendo este en la placa, puede apreciarse en la figura 5.13 la concentración de esfuerzos alrededor de los agujeros de la placa y en algunas zonas del hueso cercana a los tornillos extremos, cuatro de ellos fueron ocultados para una mejor apreciación de la región del orificio. En general, los esfuerzos en casi la totalidad del hueso están alrededor de los 0,11 MPa

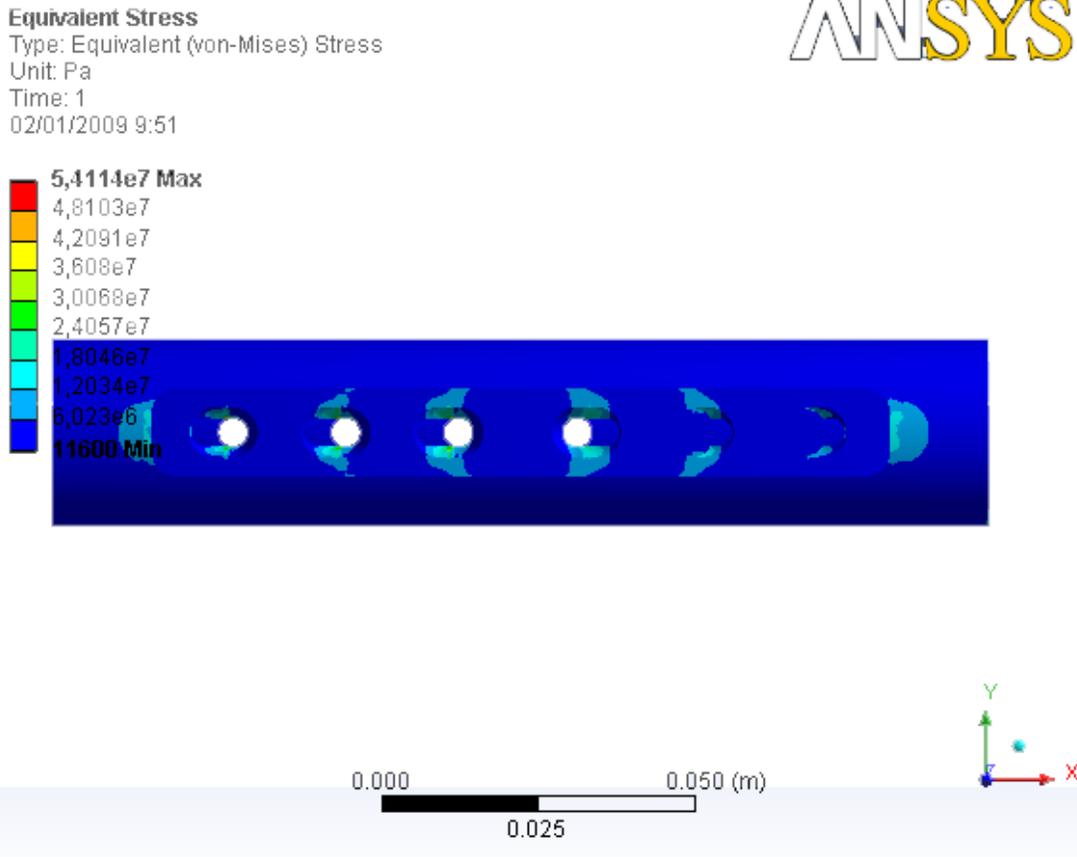


Figura 5.13. Distribución de esfuerzos de Von Mises del modelo sometido a compresión

La figura 5.14 muestra la distribución de tensiones de Von Mises cuando el modelo está sometido a un momento flector en el plano XZ, al igual que en el caso anterior se nota la concentración de esfuerzo alrededor los agujeros pero esta vez más pronunciados y con valores de tensiones mayores obteniéndose un máximo de 161,96 MPa

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: Pa
Time: 1
05/01/2009 14:16

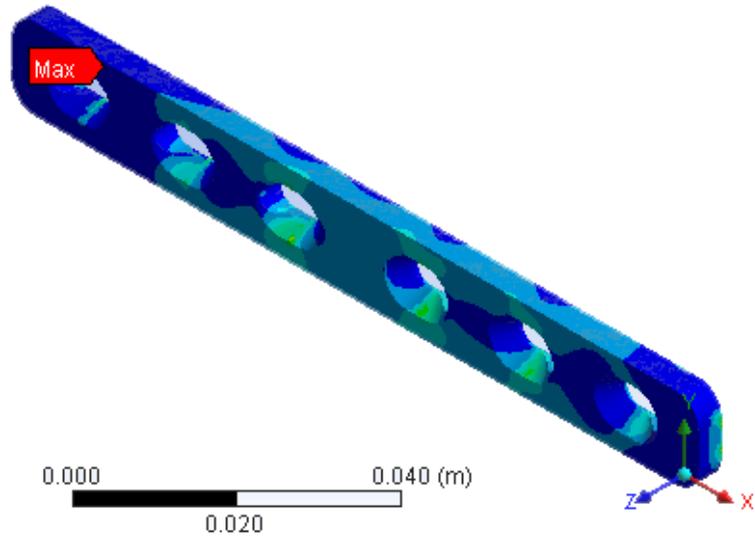
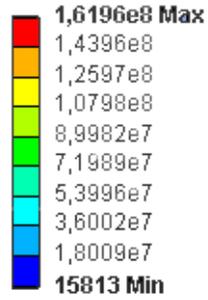


Figura 5.14. Distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a un momento flector de 30 N.m

En la figura 5.15 se muestra la concentración de esfuerzos alrededor del orificio mas esforzado

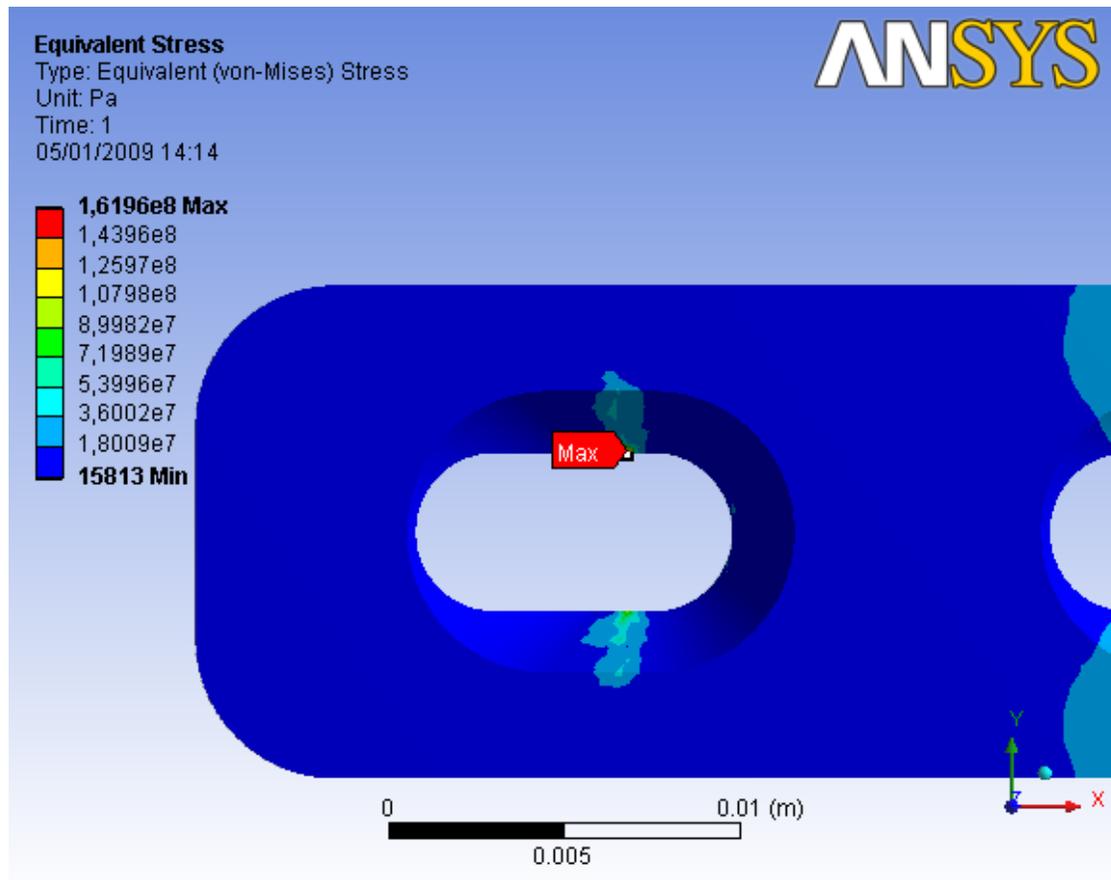


Figura 5.15. Detalle de la tensión de Von Mises máxima para la aplicación de un momento flector de 30 N.m

En la figura 5.16 se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises para un momento torsor de 5 N.m aplicado en el plano YZ, nuevamente se puede apreciar concentración de esfuerzos alrededor de los tornillos obteniéndose un máximo de 62,04 MPa ocurriendo en la zona cercana al orificio mas próximo a la zona de aplicación del momento pero muy cercana en magnitud a las obtenidas en el resto de los agujeros. Las tensiones en el hueso están alrededor de 0,10MPa.

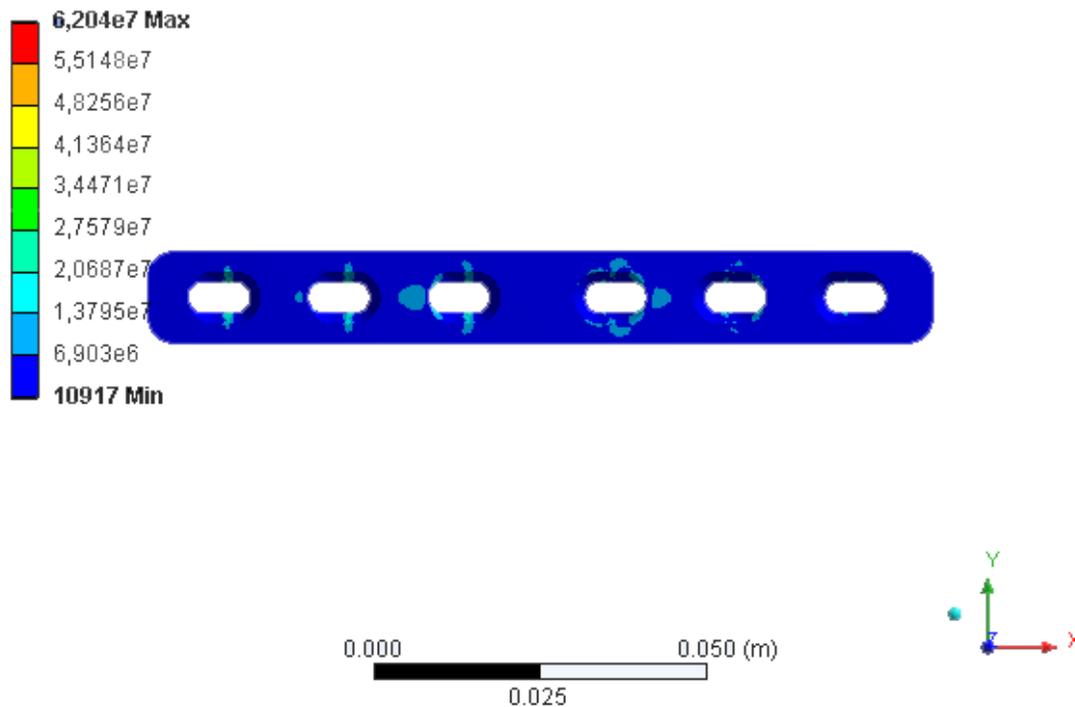


Figura 5.16. Distribución de tensiones de Von Mises para un momento Torsor de 5N.m

De los resultados obtenidos se puede observar que el esfuerzo máximo ocurre cuando el modelo está sometido a un momento flector, pero en ninguno de los estados de carga el esfuerzo máximo supera el límite elástico del Acero 316L, por lo que el diseño puede ser empleado normalmente bajo estas condiciones.

El factor de seguridad para materiales dúctiles bajo carga estática puede calcularse como:

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} \quad (5.4)$$

Donde S_y representa el límite elástico del material y σ_{VM} el esfuerzo máximo de Von Mises. Empleando esta ecuación se tiene un Factor de seguridad de 1,85

El siguiente análisis corresponde a la condición más crítica para el modelo, es simulada con una separación de 1 mm entre los extremos fracturados. En este caso la placa funciona como un puente entre dichos extremos.

La figura 5.17 muestra la distribución de tensiones de Von Mises para el estado de compresión. Existe concentración de esfuerzos alrededor de los orificios cercanos al extremo de aplicación de la carga y es en ellos donde existe el máximo, sin embargo, existe una gran zona alrededor de la discontinuidad donde se presentan esfuerzos de magnitud considerable, la máxima Tensión encontrada es de 1,42GPa y una tensión promedio en el hueso de 0,44 MPa.

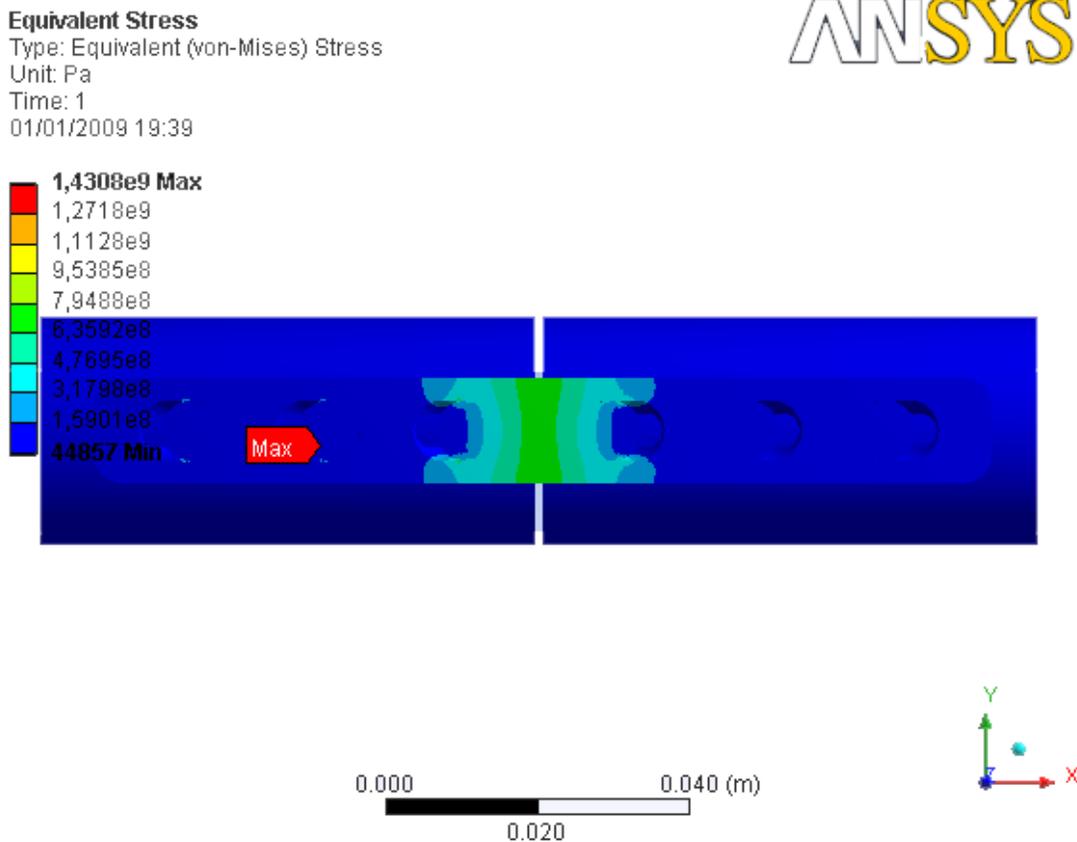


Figura 5.17. Distribución de tensiones de Von Mises del modelo sometido a compresión

De igual manera, se estudió el comportamiento del modelo para un estado de carga de compresión producida por el peso del individuo correspondiente al apoyo simple y no al incremento de este valor producido durante la marcha. En este caso la distribución de tensiones es idéntica a la compresión producida durante la marcha solo que las magnitudes de los esfuerzos son más pequeñas, se obtuvo una tensión máxima de 476,92 MPa y una tensión promedio de 0,14 MPa en el hueso.

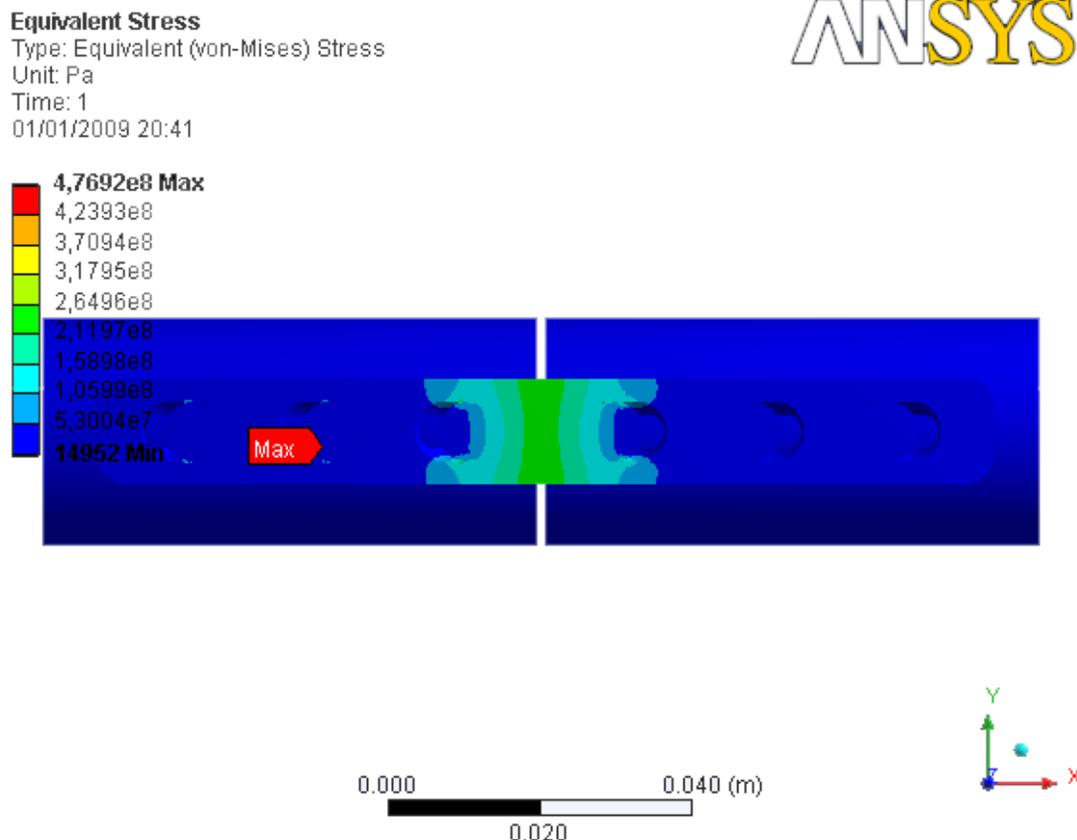


Figura 5.18. Distribución de tensiones de Von Mises para un estado de compresión producido por el apoyo simple de la persona.

Las tensiones resultantes de la aplicación del momento torsor se muestran en la figura 5.19, al igual que en la compresión hay una gran concentración de esfuerzos cercanos al foco de fractura y en los orificios cercanos a la aplicación de la carga

obteniéndose un esfuerzo máximo de 406,46 MPa y una tensión promedio en el hueso de 0,28 MPa.

Es importante destacar que las máximas tensiones se producen en los agujeros, debido a la concentración de esfuerzos en los orificios generada por la variación de las tensiones en dicha zona y la condición de contacto impuesta con el hueso. Por lo tanto, aunque en el resto de la placa los esfuerzos se mantienen muy por debajo del límite elástico del material es necesario diseñar bajo las condiciones críticas de trabajo, empleando, para la ecuación 5.4, los máximos esfuerzos.

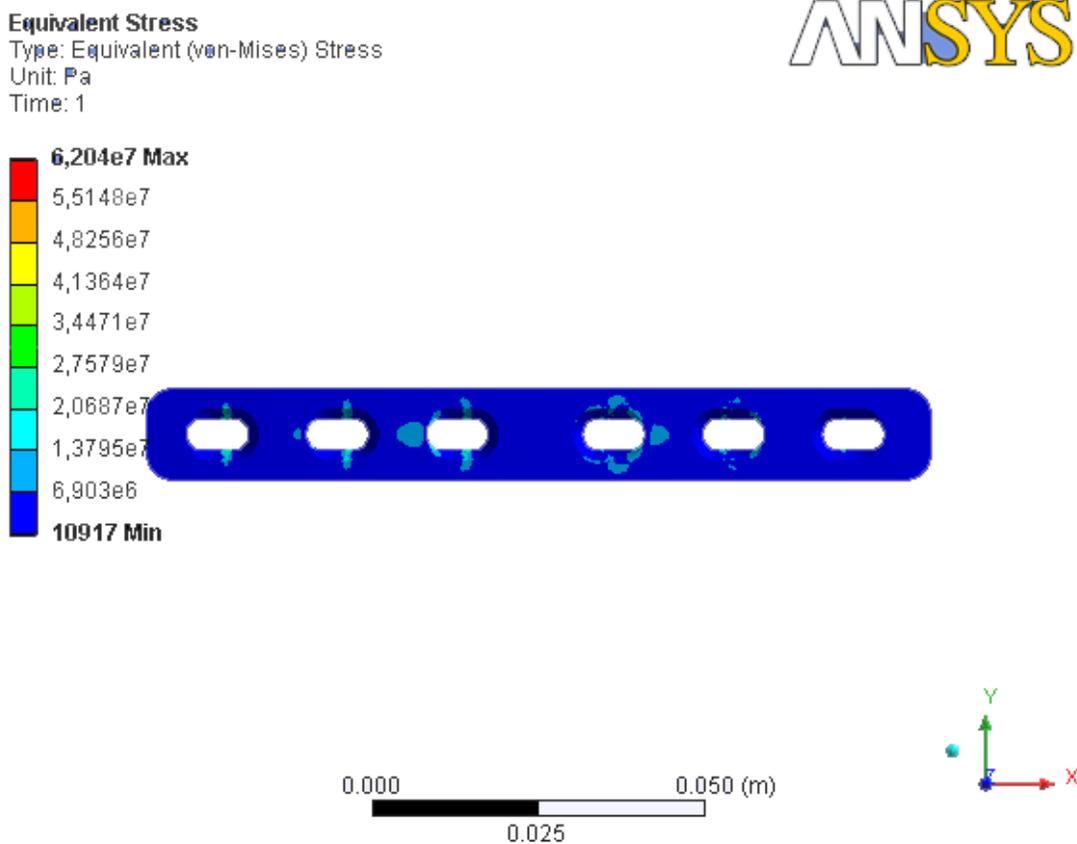


Figura 5.19 . Distribución de tensiones de Von Mises para la aplicación de un momento torsor en el modelo.

En la aplicación del momento flector se obtiene una distribución de tensiones similar al estudio de compresión, los valores de los esfuerzos se muestran en la figura 5.20, bajo esta condición se obtuvo una tensión máxima de 1,45 GPa y un esfuerzo

promedio en el hueso de 0,78 MPa, se presenta una gran concentración de esfuerzos en las zonas cercanas a la fractura con valores comprendidos entre los 486 MPa y 648 MPa.

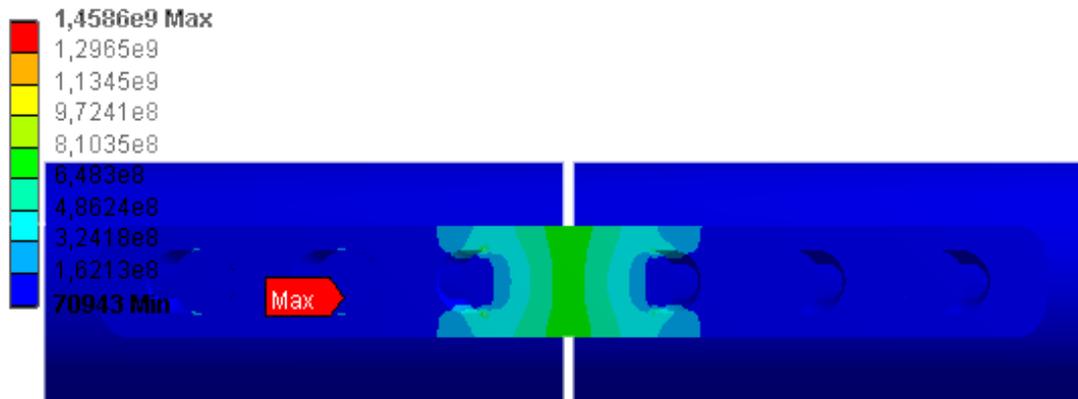


Figura 5.20 Distribución de tensiones de Von Mises para la aplicación del momento flector.

En los estados de compresión para el apoyo simple y el momento torsor las tensiones máximas están por encima del límite de fluencia del material, pero sin llegar al esfuerzo de rotura por lo que la placa podría sufrir deformaciones plásticas sin llegar a la fractura del material. Por otra parte para el momento flector y la compresión originada durante la marcha los esfuerzos máximos en la placa superan la resistencia máxima a la tensión por lo que el modelo no resistiría estas condiciones.

CAPÍTULO 6

Resultados Experimentales

A continuación se muestran los resultados obtenidos una vez realizada la construcción de la placa de compresión dinámica, a partir del diseño elaborado y analizado previamente en el capítulo anterior, basados en la colocación de la placa en una fractura realizada en un hueso; esto con el fin de evaluar el funcionamiento del dispositivo de osteosíntesis en sus funciones principales de aproximar y comprimir la fractura.

6.1 OBJETIVO

El objetivo del ensayo experimental se basa en verificar las condiciones de diseño de los agujeros excéntricos y evaluar su capacidad de transformar la presión ejercida durante el atornillado en un desplazamiento horizontal, para realizar la compresión entre ambos extremos de las corticales.

6.2 MATERIALES Y MÉTODO

Para realizar esta prueba se empleó una placa de compresión dinámica, mostrada en la figura 6.1, construida en acero quirúrgico 316L. El proceso de fabricación se realizó en un centro de mecanizado a través del uso de máquinas de herramientas con la información suministrados en los planos adjuntos en el apéndice 1.



Figura 6.1. Modelo construido de la placa para fijación de fractura de tibia

6.2.1 Materiales utilizados

- Para estabilizar la fractura se utiliza una placa de compresión dinámica, compuesta por ocho agujeros y un espesor de 3mm.
- Dicha placa se fija al hueso con dos tornillos de cortical 3.5mm de de diámetro y 35 mm de longitud, los cuales fueron adquiridos en una casa medica comercial.
- Para realizar el montaje de la placa, se utiliza un taladro para perforar los agujeros en el hueso con broca de 7/64" y un destornillador manual.

6.2.2 Método empleado

- Se procede a cortar el hueso, en la zona diafisaria, para generar la fractura como se muestra en la figura 6.2.
- Luego, se coloca la placa con un tornillo en una de las partes del hueso fracturado para realizar la neutralización, como se observa en la figura 3.
- Posteriormente, se coloca un tornillo en un agujero en la parte opuesta a la fractura para efectuar la compresión de la misma., como se muestra en la figura 6.4.
- Se realiza la aproximación y compresión de ambas partes de la fractura mediante el proceso de atornillado (ver figura 6.5).



Figura 6.2. Corte de la tibia en la zona diafisiaria



Figura 6.3. Colocación de la placa en un extremo de la fractura



Figura 6.4. Colocación de un tornillo en el otro extremo de la placa



Figura 6.5. Aproximación y compresión de la fractura

6.3 RESULTADO

Al momento de la prueba se verificó una aproximación de unos 2 mm entre los extremos de las corticales y se produjo la compresión hacia el foco de la fractura con lo que se comprueba que el diseño propuesto para los agujeros cumple con la función de compresión.

La evaluación de la biocompatibilidad no fue objeto del presente estudio, debido a que fue realizado en un trabajo previo con una placa para fijación de fractura de radio distal [Osorio y Rodríguez, 2008][Gámez, 2008].

6.4 ANÁLISIS DE COSTOS

En la tabla 6.1 se indican los costos asociados a la producción en serie de la placa DCP para fijación de fractura de tibia.

Tabla 6.1. Costo del conjunto placa-tornillos

Descripción	Costo Unitario (Bs.F)	Costo al mayor (Bs.F)
Lámina de Acero 316L (100 mm x10 mm)	100,00	50,00
Mecanizado de placa	160,00	140,00
06 Tornillos de cortical de 4,5 mm	180,00	150,00

CAPÍTULO 7

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presentan las conclusiones mas resaltantes del estudio realizado así como las recomendaciones para futuras investigaciones que pretendan avanzar en el diseño de placas internas para la fijación de fracturas.

7.1 CONCLUSIONES

Se ha diseñado una placa de compresión dinámica para fijación de fracturas de diáfisis de tibia utilizando como material de fabricación Acero 316L el cual tiene amplia comercialización en el país. El costo de fabricación de la placa conjuntamente con los tornillos utilizados es de Bs.F 440; mientras que proyectando la producción en serie el sistema tendría un costo aproximado de Bs.F. 340,00.

Una vez realizado el análisis numérico del sistema a través del programa de elementos finitos ANSYS, se puede observar que para las situaciones en las que se logra una correcta reducción de la fractura, el modelo se comporta satisfactoriamente para las condiciones de sollicitación no extremas de la pierna. Los esfuerzos alcanzados no sobrepasan el límite elástico del material y el estado más crítico se logra mediante la aplicación del momento flector con el cual se obtiene un factor de seguridad de 1,85. estos valores se obtienen para un estado de caga a los que se ve sometido el hueso durante la marcha.

Las regiones más vulnerables de la placa son los orificios, alrededor de los cuales se obtienen los esfuerzos más altos y cuya distribución es mas o menos uniforme, incrementándose un poco en los agujeros mas cercanos a los extremos de la placa.

Cuando la fractura no puede ser reducida completamente y no se logra el contacto entre las dos porciones óseas, la placa absorbe toda carga aplicada, es decir que funciona en la condición más desfavorable. Los esfuerzos obtenidos para dicho estado sobrepasan la resistencia del material, siendo capaz de soportar solamente un apoyo simple en el cual se aplica solamente el peso propio del individuo.

En la prueba experimental se pudo comprobar el efecto de compresión que produce la geometría de los orificios, logrando poner en contacto los extremos de las corticales del hueso y ejercer una pequeña compresión entre ellas, para de esta forma ocurra la curación primaria del hueso.

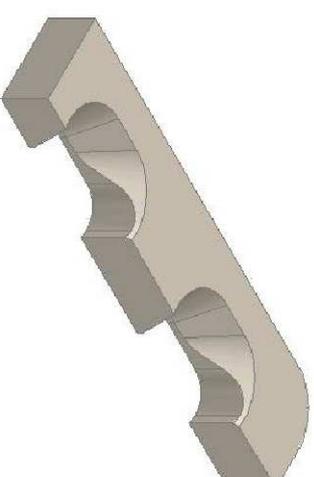
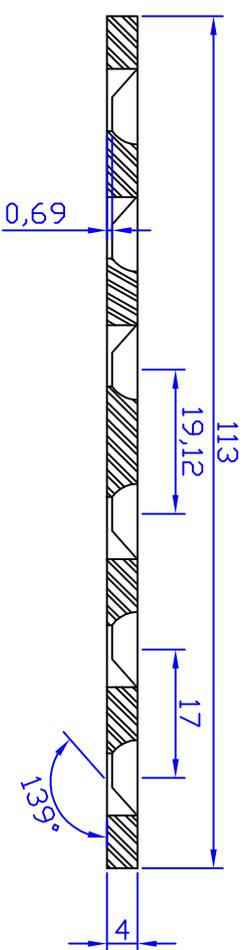
7.2 RECOMENDACIONES

En la presente investigación se realizó un estudio estático, considerando solamente las condiciones de cargas producidas por el peso propio del individuo, empleándose el criterio empleado de falla estática. Para estudios posteriores se recomienda comprobar el diseño por fatiga, así como considerar el efecto que producen los músculos sobre el hueso y la placa. De la igual manera, se sugiere realizar el análisis del sistema hueso-placa considerando la densidad de la médula ósea.

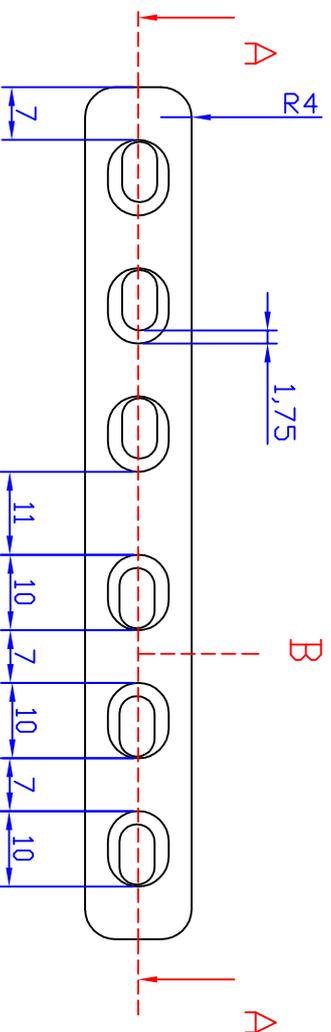
Se recomienda realizar un estudio dinámico del sistema que simule las condiciones de carga durante todas las etapas de la marcha, así como el uso de distintos materiales biocompatibles.

Para próximos estudios se sugiere generar modelos con espesores menores así como el diseño de los tornillos apropiados para las mismas.

Corte A-A



Detalle A-B



Ref.	Cantidad	Material	Acero inoxidable (AISI 316L)		Nº de articulo/preferencia
Diseñado por: Ducroc, Lopez	Revisado por:	Aprobado por:	Nombre de archivo	Fecha	ESCALA: 1/1
UC			PLACA DCP 4.5mm		
Unidades: milímetros			Edición	Lámina 1/1	

REFERENCIAS

- 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.
- Baldo, J., (1999). Causas de falla prematura de una placa de un implante quirúrgico, CEMCOR – CIMM – del sistema INTI, Centro Regional Córdoba
- Cardona (1997). Influencia de la marcha en la biomecánica del clavo de Grosse – Kempf
- 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.

- 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.
- Gámez, B., (2008). Crecimiento de grietas por fatiga en hueso cortical utilizando el método de elementos de contorno, Universidad Central de Venezuela, Instituto nacional de Bioingeniería
- González, Y., (2005). Diseño de una placa angulada para osteotomía, Universidad Central de Venezuela, Centro de Bioingeniería.
- Industrias Medicas Sampedro S.A. (2002) [On-line]. Disponible en: <http://www.imsampedro.com>
- Jacob, (2004). Evaluación a la Microestructura y a las Propiedades Mecánicas del Acero Inoxidable 316LS y del Titanio Ti-6Al-4V como Biomateriales.
- 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.
- 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
- 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
- Norton, R., (1999). *Diseño de Máquinas*. Mexico: Prentice Hall.
- Radius. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13: 159-171
- Rodriguez, D; Osorio, A., (2008). Diseño y construcción de una placa de fijación para radio distal, Universidad de Carabobo, Centro de Biomecánica.
- Rodríguez, R(2002). Análisis por elementos finitos de la tibia sometida a reemplazo articular, Universidad Central de Venezuela, Centro de Bioingeniería.
- Sánchez, M; Valverde, A (2002). Influencia de las variables del peso, gap y material en el comportamiento de la placa de compresión dinámica (DCP) en fracturas de fémur. Universidad Politécnica de Cartagena.
- Tovar, C; (2002). Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas. Universidad Central de Venezuela, Centro de Bioingeniería.