



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN CLAVO INTRAMEDULAR PARA HUESO LARGO

ADRIÁN OJEDA.
DANIEL COA.

Naguanagua, 10 de noviembre de 2009



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA DE LA UC



DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN CLAVO INTRAMEDULAR PARA HUESO LARGO

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

Tutor académico:

DAVID OJEDA. *Ing. MSc. PhD.*

Autores:

ADRIÁN OJEDA.

DANIEL COA.

Naguanagua, 10 de noviembre 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 un clavo intramedular para hueso largo”**, presentada por los bachilleres: **Adrián Ojeda y Daniel Coa**, portadores de la Cédula de Identidad N°: **16.551.864** y **16.205.947**, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. David Ojeda, *Dr.Ing.*
Presidente del jurado

Prof. Brizeida Gamez, *Dra.Ing.*
Miembro del jurado

Prof. Sandra Cabello, *Dra.Ing.*
Miembro del jurado

En Naguanagua a los 10 días del mes de noviembre de 2009

Agradecimientos

Queremos dejar plasmados en estas cortas palabras pero muy sinceras, gracias a Dios y a la Virgen la Milagrosa por darnos la oportunidad de lograr una meta más en nuestras vidas y de muchas que vamos alcanzar. Gracias a nuestras madres y padres (Agueda Marcano, Leyda de Coa, Narciso Ojeda, Sixto Coa) por traernos al mundo, a nuestros abuelos, hermanos, tíos, primos, Mailex Melo y Liliette León por ese apoyo en toda nuestra carrera y siempre estar ahí cuando necesitamos de ellos. Gracias a nuestro tutor, el Profesor David Ojeda, por sus consejos, guiatura y sugerencias oportunas durante el desarrollo de este trabajo de investigación. De igual manera agradecemos a la Profesora Brizeida Gámez quien en todo momento, durante el desarrollo de la investigación, estuvo atenta y prestó toda colaboración, orientación, guiatura.

Resumen

En este trabajo se presenta una solución eficiente para corregir una fractura de la región proximal del húmero. Se diseña y construye un clavo intramedular empleando el método de los elementos finitos. La simulación del conjunto de huesos, clavo y tornillos se realiza al colocarle distintas cargas puntuales para simular la presencia de ciertas condiciones que pudieran presentarse en un paciente. El uso de este programa ofrece una ventaja en la reducción del tiempo de ingeniería para conseguir resultados eficientes. Se observa que el diseño propuesto cumple con todas funciones que tienen que presentar un dispositivo de osteosíntesis. De esta manera; con la implementación y construcción de este prototipo, se presenta una solución que beneficiaría a toda la comunidad de la región central del país, especialmente al Hospital Universitario "Doctor Ángel Larralde" generando así una nueva alternativa a los galenos y pacientes que lo requieran, dotado por el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo.

Introducción

En este trabajo se presenta una solución eficiente para corregir una fractura de la región proximal del húmero. Se diseña y construye un clavo intramedular empleando el método de los elementos finitos. La simulación del conjunto de huesos, clavo y tornillos se realiza al colocarle distintas cargas puntuales para simular la presencia de ciertas condiciones que pudieran presentarse en un paciente. El uso de este programa ofrece una ventaja en la reducción del tiempo de ingeniería para conseguir resultados eficientes. Se observa que el diseño propuesto cumple con todas funciones que tienen que presentar un dispositivo de osteosíntesis. De esta manera; con la implementación y construcción de este prototipo, se presenta una solución que beneficiaría a toda la comunidad de la región central del país, especialmente al Hospital Universitario “Doctor Ángel Larralde” generando así una nueva alternativa a los galenos y pacientes que lo requieran, dotado por el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo.

Índice general

Índice general	i	
Índice de figuras	v	
Índice de tablas	ix	
CAPÍTULO 1	El Problema	1
1.1 Planteamiento del Problema.....		2
1.2 Objetivos,.....		3
1.2.1 <i>Objetivo General</i> ,.....		3
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i> ,.....		3
1.4 Alcances,.....		3
1.5 Limitaciones,.....		4
1.6 Justificación,.....		4
1.7 Antecedentes,.....		11
CAPÍTULO 2	Marco teórico	13
2.1 Anatomía funcional,.....		19
2.2 Biología Ósea,.....		20
2.2.1 Estructura Del Extremo Proximal Del Humero,.....		19
2.2.2 Composición Química De Los Huesos,.....		20
2.3 Biomecánica Ósea,.....		22
2.4 Fracturas,.....		28
2.4.1 Mecanismos De Fractura,.....		23
2.4.2 Dinámica Del Hueso,.....		25
2.4.3 Clasificación De Las Fracturas De Huesos Largos,.....		28

2.5	Métodos de Fijación,.....	28
2.6	Generalidades De Los Clavos Intramedulares,.....	33
2.6.1	Clavos Intramedulares Rígidos,.....	29
2.6.2	Clavos Intramedulares Flexibles,.....	30
2.6.3	Clavos Intramedulares Ensanchadores O No Ensanchadores,.....	31
2.6.4	Clavos Intramedulares Trabados,	32
2.6.4.1	Clavos Intramedulares Estáticos,.....	32
2.6.4.2	Clavos Intramedulares Dinámicos,.....	32 33
2.6.5	Clavos Intramedulares De Reconstrucción,	
CAPÍTULO 3	El Método de los Elementos Finitos	35
3.1	El método general,.....	52
3.1.1	Aplicación del método,.....	40
3.1.2	Funciones de forma,.....	41
3.1.2.1	Propiedades de las funciones de forma,.....	41
3.1.2.2	Criterio de la parcela,.....	41
3.1.2.3	Tipos de funciones de forma,.....	44
3.1.3	Integración numérica,	49
3.1.4	Estimación del error y mallado adaptativo,.....	52
3.1.4.1	Estimación del error,.....	52
3.1.4.2	Mallado adaptativo,.....	52
3.1.5	Diseño y análisis mediante programas de MEF,.....	52
CAPÍTULO 4	Marco Metodológico	54
4.1	Metodología propuesta,.....	56
4.1.1	Revisar bibliografía,.....	54
4.1.2	Proponer un modelo basado en un clavo intramedular existente,.....	54
4.1.3	Elegir el material,.....	54
4.1.4	Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos (MEF),.....	56
4.1.5	Fabricar el modelo propuesto,.....	56
4.1.6	Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado,.....	56
4.1.7	Evaluar el diseño propuesto,.....	56

CAPÍTULO 5	Resultados Numéricos	57
5.1 Validación Del Programa De Elementos Finitos.....		64
5.1.1 Solución Analítica,		60
5.1.2 Solución Numérica,.....		60
5.1.3 Análisis De Sensibilidad,.....		64
5.2 Diseño Del Clavo Intramedular Y Análisis,.....		72
5.2.1 Sistema Analizado,.....		68
5.2.2 Materiales,.....		69
...		72
5.2.3 Condiciones De Carga Y Restricciones,.....		75
		80
5.3 Discretización Del Sistema Por Elementos Finitos,.....		
5.4 Análisis De Resultados,.....		
CAPÍTULO 6	Análisis Experimentales	81
6.1 Objetivo,.....		81
6.2 Materiales y Métodos,.....		82
6.2.1 Materiales Utilizados.....		83
6.2.2 Método Empleado.....		85
6.3 Resultados Experimentales.....		86
6.4 Análisis y Costos,.....		88
CAPÍTULO 7	Conclusiones y recomendaciones	89
7.1 Conclusiones,.....		90
7.2 Recomendaciones,.....		92
Referencias bibliográficas		96

Índice de figuras

2.1 Partes del hueso.....	14
2.2 Características del humero.....	14
2.3 Estructura ósea.....	16
2.4 Preosteoblastos fusiformes adyacentes a osteoblastos cúbicos que revisten un ribete de osteoide.....	17
2.5 Osteoblastos sobre un ribete de osteoide.....	18
2.6 Osteocitos en los que se observan las finas prolongaciones del cuerpo celular (Giemsa x 1000).....	19
2.7 Osteocito en el interior de una laguna. La matriz ósea mineralizada es de color negro y en el margen superior izquierdo de la imagen.....	19
2.8 Ribete de osteoide (color rojo) sobre hueso mineralizado (color negro).....	20
2.9 Respuesta ósea ante los modos de carga básicos.....	22
2.10 Definición de los segmentos en los huesos largo.....	26
2.11 Clasificación AO.....	27
2.12 a-c Clavos intramedulares flexibles: a) Clavo Rush. Esqueleto inmaduro. Fractura del tercio distal del fémur fijada con 2 clavos Rush introducidos en forma anterógrada. b,c) Tibia AP y L. Fractura diafisaria fijada con 2 clavos Rush introducidos en forma retrógrada.....	30
2.13 a-c. Clavos intramedulares rígidos: a) Fémur AP. Fractura diafisaria del tercio medio con bloqueo estático. b) Pierna AP. Fractura de tibia distal con bloqueo dinámico. Además fractura de peroné. c) Húmero AP. Fractura del tercio proximal, con fragmento en mariposa, fijada con clavo intramedular bloqueado proximal y distal.....	32

2.14 a-b. Clavo de reconstrucción. Fractura subtrocantérea.....	33
3.1 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamientos de los nodos.....	37
3.2 Tipos de nodos de un elemento.....	42
3.3 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación.....	42
3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado.....	43
3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ, η, ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (x, y, z).....	45
3.6 Límites de integración de la función f,.....	47
3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función f.....	48
5.1 Viga en voladizo.....	58
5.2 a-b. Análisis de la viga en voladizo con un mallado de 125000 elementos utilizando ABAQUS 6.8. (a) Esfuerzos de Von Mises, σ (MPa), (b) Deformaciones, U (mm).....	61
5.3 a-b Análisis de sensibilidad del mallado utilizando ABAQUS 6.8 para la viga en voladizo, (a). Esfuerzos de Von Mises (MPa), (b). Deformaciones (mm).....	63
5.4 Vistas isométricas del Clavo intramedular de 7mm de diámetro....	65
5.5 tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3,5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso.....	66
5.6 Sistema analizado clavo-hueso-tornillos de fijación.....	66
5.7 Esfuerzo de compresión generado en la sección transversal del hueso cortical con empotramiento en el extremo opuesto del hueso.....	71
5.8 Momento flector (respecto al eje X) aplicado en el hueso del sistema clavo-hueso-tornillos de fijación.....	72
5.9 Momento torsor (respecto al plano XZ aplicado en el hueso) del sistema clavo-hueso-tornillos de fijación.....	72
5.10 Geometría del elemento C3D10M (ABAQUS 6.8).....	73
5.11 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el sistema clavo intramedular-hueso-tornillos de fijación.....	74
5.12 Vista isométrica Mallado del sistema modelado.....	75
5.13 Esfuerzos de Von Mises (σ_{VM} : MPa) para el sistema del clavo intramedular-hueso-tornillos sometido a tracción.....	77
5.14 Detalles de la ranura del sistema clavo-hueso tornillos bajo carga de tracción, esfuerzos máximos de Von Mises (σ_{VM} : MPa).	77
5.15 Esfuerzos equivalentes de Von Mises (σ_{VM} : MPa) para el sistema de la clavo intramedular-hueso-tornillo sometido a momento flector.....	78

5.16. Esfuerzos equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la clavo intramedular-hueso-tornillo sometida a torsión.....	78
6.1 Modelo construido del clavo intramedular para fijación de fractura de húmero.....	82
6.2 Despiece de materiales utilizado en la colocación del clavo....	83
6.3 Fractura de hueso utilizado para la prueba.....	83
6.4 Ensamble de clavo intramedular guía.....	84
6.5 Colocación completa en el clavo en el hueso.....	84
6.6 Colocación del tornillo en la zona distal del clavo intramedular.....	85
6.7 Aproximación y alineación de la fractura.....	85

Índice de tablas

5.1. Resultados numéricos para viga en voladizo.....	62
5.2. Comparación de resultados obtenidos para esfuerzos y desplazamientos, analíticos y numéricos, en la viga en voladizo.....	64
5.3 Carga consideradas para el sistema analizado clavo-hueso-tornillos de fijación.....	68
5.4 Propiedades mecánicas del material acero 304 (recocido), empleado en los implantes (American Society for Testing and Materiales 1978; Comín et al, 1999).....	69
5.5 Constantes elásticas para hueso cortical humano (Cowin, 1989).....	69
5.6 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual para el sistema clavo intramedular-hueso-tornillos de fijación.....	74
5.7 Esfuerzos máximos de Von Mises resultantes en el clavo intramedular para los estados de cargas.....	79
6.1. Costo del conjunto clavo intramedular-tornillos.....	87

CAPÍTULO 1

El problema

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

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

Una fractura es una discontinuidad parcial y/o total del hueso producto de ejercer una fuerza mayor de la que éste pueda absorber. Las rupturas de los huesos pueden deberse a caídas, traumatismos, golpes o fuerzas repetitivas, como las que se presentan cuando una persona corre. (McRae *et al* 2003).

La fracturas se puede clasificar atendiendo los siguientes factores: estado de la piel (abierta y cerrada), localización de la fracturas en el propio hueso (epifisarias, diafisarias y metafisarias), trazo de la fracturas (transversal, oblicuas, longitudinales), tipos de desviación de los fragmentos (anguladas, con desplazamientos lateral, acabalgadas y engranadas), mecanismo de acción del agente traumático (traumático directo, traumático indirecto y contracción muscular brusca) (McRae *et al* 2003).

El tratamiento de las fracturas pueden ser: a) Métodos cerrados, estabilidad e inmovilidad con yeso y menos comúnmente con aparatos de tracción, b) Métodos externos de reducción, estabilidad y uso de fijadores externos, c) Métodos abiertos, en los que la reducción es quirúrgica o

percutánea, y se efectúa la estabilidad y fijación internas con aparatos de osteosíntesis (OTS) como: placas, tornillos y clavos intramedulares, hecho de materiales biocompatibles, principalmente de acero inoxidable y titanio (Perry y Elstrom, 2001).

Una de las formas de restituir la estabilidad de los huesos largos fracturados hasta que se regenere el tejido óseo consiste en introducir un elemento rígido en el canal medular y asegurar sus extremos a cada una de las partes fracturadas, lo que se conoce como bloqueo. El clavo intramedular cumple perfectamente las dos misiones asignadas a la fijación interna: alineamientos de los fragmentos y transmisión de cargas. (Perry y Elstrom, 2001).

En Venezuela, los clavos intramedulares son ampliamente requeridos debido al alto índice de pacientes que ingresan a los centros hospitalarios presentando impactos con alta energía por accidentes de automóviles, disparos de bala, caídas fuertes entre otras (Torrano 1998).

En la actualidad, la gran mayoría de los clavos intramedulares usados en Venezuela, son diseñados y fabricados en otros países, por lo que es de vital importancia esta investigación para que en un futuro próximo el diseño, fabricación y comercialización del clavo Intramedular sea con materiales, mano de obra y tecnología venezolana, lo cual abarataría los costos y así poder proporcionar una alternativa al sector de salud pública venezolana. (Hasbun y López 2000).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo General:

Diseñar y construir un clavo Intramedular para huesos largos.

1.2.2 Objetivos Específicos:

1. Definir el tipo de clavo a diseñar según utilidad en el hospital.
2. Seleccionar el material adecuado para su construcción, de acuerdo al mercado nacional.
3. Proponer un modelo idóneo, para el estudio.
4. Analizar el comportamiento del clavo Intramedular mediante el método de los elementos finitos (MEF).
5. Probar experimentalmente el comportamiento mecánico del modelo construido en un animal.
6. Evaluar el diseño propuesto.

1.3 ALCANCES

La investigación está limitada al diseño de un clavo intramedular para la región del humero proximal de una persona adulta.

Para garantizar la resistencia del dispositivo, el análisis mecánico se determinará a través de un programa basado en el MEF.

La construcción del modelo será realizada en un centro de mecanizado y con materiales biocompatibles de comercialización nacional.

1.4 LIMITACIONES:

- Acceso a la información existente, a través de buscadores de Internet, de los diferentes trabajos de investigación referidos a los clavos intramedulares.

4 ***Diseño y construcción de un Clavo Intramedular para hueso largo***

- Acceso y manejo de los diferentes programas de computación necesarios para el estudio y evaluación del clavo intramedular.
- La disposición de un centro de mecanizado calibrado y del personal calificado para la fabricación del dispositivo.

1.5 JUSTIFICACIÓN:

Con el desarrollo de la presente investigación, la Universidad de Carabobo podría generar una alternativa en el suministro de clavos intramedulares en el sistema de salud pública nacional, específicamente en la región centro norte del país. De esta manera, los galenos pudieran tener a su disposición la alternativa de clavos intramedulares para cuando ésta sea la solución más adecuada. A la vez que sentaría las bases para el desarrollo de nuevos modelos en la Línea de Investigación de Bioingeniería.

1.6 ANTECEDENTES

El tratamiento de las fracturas diafisarias de los huesos largos fue hasta hace unas décadas un grave problema. Los tratamientos conservadores defendidos hasta la década de 1950 originaban numerosas secuelas con un alto porcentaje de consolidaciones viciosas, con acortamiento y rotación de los fragmentos y angulaciones más o menos marcadas (Cortez, 2002).

La primera referencia que se tiene en relación con la colocación de un implante en el interior de la diáfisis para el tratamiento de una fracturas fue ofrecida por los conquistadores españoles en el siglo XVI. Ellos observaron que los incas y aztecas usaban astillas de maderas resinosas para introducirlas en el interior de la diáfisis para el tratamiento de las pseudoartrosis de los huesos largos (Farill 1952).

A finales del siglo XIX y principios del XX, los médicos Bircher Beener y König F. Ueber emplearon astillas de marfil, y Høglund, tejido óseo. Schöne G. Behandlung, terapeuta, utilizó varillas de plata con las que rellenaba la cavidad medular en toda su extensión, para el tratamiento de las fracturas de cúbito y radio, permitiendo un buen control de las rotaciones. Hey Groves, cirujano alemán, utilizó la fijación intramedular para el tratamiento de las fracturas femorales por arma de fuego durante la primera guerra mundial. (Schöne G, 1913).

En 1937, Rush realizó la primera descripción de una fijación intramedular en América; utilizó clavos de Steinmann para tratar una fractura de cúbito. (Street 1996)

En 1940, en el LXIV Congreso de la Sociedad Alemana de Cirugía en la Virchow-Haus, en Berlín, un joven cirujano de la Clínica Quirúrgica de Kiel presentó un trabajo, sobre el tratamiento de las fracturas diafisarias recientes por el enclavado intramedular, donde reflejó su experiencia en el tratamiento de 12 casos de fracturas diafisarias de fémur mediante un clavo introducido en el cavum medular. El sistema seguía los principios del clavo de carpintero, consiguiendo una osteosíntesis estable y la desaparición de la impotencia funcional. Las consecuencias de ellos eran:

- La recuperación inmediata de la movilidad.
- La recuperación inmediata de la estática (verticalidad), desapareciendo el encamamiento prolongado.

Este procedimiento fue duramente criticado por König y Nordman, que no admitían que fuese saludable la lesión de la medula ósea por el clavo. El congreso terminó con la reprobación del método por los santones de la época. (Küntschner 1962)

Durante la segunda guerra mundial, y debido a la ausencia de Lorenz Böhler (Médico Cirujano Austriaco, conocido como el padre de la

traumatología), por encontrarse en servicio, la escuela suiza de osteosíntesis AO (Asociación para la Osteosíntesis), con Muller, Allgower y Willenegger, cuando el tratamiento quirúrgico de las fracturas toma su verdadero auge, utilizaron el método de continuo con gran éxito. Cuando Böhler regreso del frente en 1942, al comprobar los magníficos resultados obtenidos con esa técnicas terminó con aceptándola. (De Lucas y Domínguez, 2002)

No obstante, en la Academia Francesa de Cirugía, en 1942, el Doctor Mondor MT, et al, discutieron el caso de un prisionero francés, repatriado, operado de una fractura de fémur con un clavo de Kúntscher G. en Alemania, y casi al mismo tiempo Rocher creó en Burdeos su clavo cilíndrico no fresado para tratar las fracturas de fémur y tibia. (De Lucas y Domínguez, 2002)

En Estrasburgo, W. Pfister realizó el primer enclavado en 1944, y en 1946 aparecieron en Francia los primeros trabajos de Leveuf y Laurence, Merle D'Aubigne y Lance y Debeyre. (Leveuf y Laurence, 1946)

En 1957, en el Congreso de la Asociación americana de Cirujanos ortopédicos (AAOS), Gerhard Kúntscher, cirujano alemán, presentó las fresas flexibles, y recomendó la realización del agrandamiento de la cavidad medular o fresado, que permitía el empleo de clavos más gruesos y aumentaba el área de contacto entre el implante y el hueso, proporcionando mayor estabilidad en la fijación de la fractura. (Street 1996).

En 1966, Kaessman HJ. Stabile, utilizó el primer clavo que puede considerarse a compresión, de una forma ingeniosa. Sobre una guía atornillada en su parte distal a través de un orificio utilizó un compresor que, una vez introducido el clavo sobre la guía, aproxima los segmentos óseos hasta ponerlos en contacto, fijando la parte proximal con un tornillo al igual que en la distal. (Kaessman 1976)

En 1967 se modificó el clavo de Hansen *et al*, que tiene forma de diamante, con un vástago en forma de tornillo en la parte proximal y dos

orificios transversales en la distal que permiten ser atravesados por dos elementos sobre los que actúa la presión que manda una pieza atornillada sobre su parte proximal. (Hansen *et al* 1947).

De la misma manera, Huckstep utilizó compresión para su clavo de sección cuadrada, estabilizando la fractura con tornillo a uno y otro lado de la misma, próximos al foco. (Huckstep 1972)

Küntschler, en 1968, presentó el clavo de detención que es un clavo de bloqueado con tornillos por encima y por debajo de la fractura. (Küntschler 1968)

Küntschler, en 1970, diseñó el clavo con condilocefálico, un clavo ligeramente curvado que penetra por el cóndilo medial del fémur y se dirige al cuello y cabeza femorales. Se estabiliza en la parte distal con una tachuela que evita el descenso. (De Lucas y Domínguez, 2002)

También en este tiempo, Klemm y Schellmann construyeron un clavo acerrojado con un tornillo proximal oblicuo de arriba abajo y de afuera adentro a 60° sobre el eje de la diáfisis y con tornillos distales de forma que impiden rotación y acortamiento en fracturas complejas e inestables. (Klemm y Schellmann, 1972)

En 1975, los Doctores Mijares Grau y Prat Dalfo comunicaron una modificación del clavo condilocefálico que da una mayor estabilidad frente a la rotación. Se introduce una varilla por el canal del clavo, que sale por la ventana proximal. (Mijares y Prat, 1975).

También en este tiempo, Klemm y Schellmann construyeron un clavo acerrojado con un tornillo proximal oblicuo de arriba abajo y de afuera adentro a 60° sobre el eje de la diáfisis y con tornillos distales de forma que impiden rotación y acortamiento en fracturas complejas e inestables. (Mijares y Prat, 1975).

Al mismo instante Grosse y otros, diseñaron un nuevo clavo acerrojado cuya diferencia con la anterior es que el tornillo proximal esta a 45°, los tornillos distales se insertan mas próximos al extremo, que es curvo y que termina en forma troncocónica para facilitar el desplazamiento (Grosse y Kempf, 1976).

En la necesidad de un mejor soporte de carga, Zickel, en 1977, diseñó un clavo para fracturas laterales de la cadera y subtrocantéreas que se basa en el principio del clavo diseñado por Küntscher. Ambos clavos, con diseño diferentes: en el de Zickel el componente cefálico atraviesa el clavo centromedular, mientras que el segundo el clavo centromedular atraviesa el componente cefálico. Ambos estabilizan las lesiones del tercio superior del fémur. (Zickel 1977).

En 1979, Derweduven diseñó un clavo de compresión que utilizó para fracturas y pseudoartrosis de los huesos largos. (Derweduven 1979).

En la década de 1980 apareció el clavo universal AO/ASSIF, con la diferencia respecto a otros implantes que los cerrojos, tanto superiores como inferiores, son perpendiculares al eje longitudinal del clavo. (De Lucas *et al* 2002)

En 1981, Geneste y Segurette realizaron enclavados en compresión, sin estabilidad distal, a los que añadieron una placa ergonómica en la parte proximal. (Geneste y Segurette, 1981).

En 1983, debido a la dificultad existente para la inserción de los tornillos distales, apareció el clavo de Brooker-Wills, con un orificio proximal para un tornillo y un sistema interno que despliega dos aletas a través de unas ranuras, posibilitando la estabilidad distal. (Brookes 1965).

En 1988, Grosse *et al* desarrollaron el clavo gamma. El vástago diafisario recuerda un clavo de Maatz al que se ha efectuado una

deformación en su tercio superior para introducir un tornillo cefálico de gran calibre. (Grosse y Kempf, 1994).

A finales de la década de los 1980 apareció el sistema de clavos inflexionado (Uniflex Nailing System), diseñado por la Universidad del Sur de California y construido por Biomet. Presenta como novedad la posibilidad de que los dos tornillos proximales puedan hacerse ascendentes (cabeza femoral) o descendentes (trocánter menor) y está hecho de titanio. (Biomet 1992).

En 1989, Seidel H. presentó un clavo tubular acanalado para el humero, con pestañas dístales que pueden ser expandidas por un mecanismo interno, consiguiendo el bloqueo distal. Y en la parte proximal existe un orificio para un tornillo transversal (Seidel 1989)

En 1994 aparecen clavos supracondilares como el Green, Seligson y Henry (GHS) para estabilizar las fracturas supracondíleas con un clavo corto centromedular y con tornillos transfixiantes perpendiculares al clavo. (De Lucas *et al* 2002)

Como innovación para estabilizar el trazo intercondileo de las fracturas supraintercondileas apareció en 1997 unos tornillos en forma de bulones cónicos, que sustituyen a los tornillos convencionales de este sistema de osteosíntesis. (De Lucas *et al* 2002)

En Venezuela, Contreras *et al* 2000, presentan los primeros diseños de un dispositivo intramedular bloqueado para el tratamiento de fracturas de los huesos metacarpianos, con el fin de dar movilidad temprana a la mano una vez realizada la operación de los pacientes. Inicialmente se realizó la reconstrucción 3D de los huesos metacarpianos utilizando programas especializados como “*Pro-Engineer*” y “*Mechanical Desktop*”, en función de la data de tomografías axiales digitalizadas. Se modelaron geoméricamente los primeros prototipos del dispositivo intramedular. Luego se realizó un modelado

experimental de uno de los huesos. Se generaron las mallas por el método de los elementos finitos del primer y quinto metacarpiano por separado y del acople dispositivo-hueso. Posteriormente se hizo el análisis numérico del hueso fracturado, tomando en cuenta condiciones de contorno reales capaces de simular el movimiento de apriete, en base a estudios biomecánicos existentes en la literatura. (Contreras *et al* 2000).

Contreras *et al* 2001, presentaron el diseño y análisis por el método de los elementos finitos de un implante intramedular bloqueado para huesos metacarpianos, específicamente para el tratamiento de fracturas diafisarias en el primer metacarpiano. La compleja geometría de los huesos metacarpianos conectado al sistema de fijación se obtuvo de la reconstrucción tridimensional digitalizada tomadas de la data de tomografías axiales computarizadas y del dispositivos similar al hueso humano respectivamente. Se generaron las mallas de la estructuras osteoarticular del pulgar y del acoplamiento con el dispositivo, y se analizaron los modelos ensamblados por el método de los elementos finitos tomando en cuenta cargas referidas a las inserciones musculares. Donde se encontraron la mayor concentración de esfuerzos a lo largo del dispositivo y el hueso (Contreras *et al* 2001).

En el 2002, se diseñó un sistema intramedular bloqueado para curación de fracturas diafisarias en los huesos metacarpianos se está desarrollando como otra alternativa para este tipo de patología. El dispositivo es poco invasivo y permite movilidad temprana de la mano al paciente post-operado. El objetivo principal fue el estudio numérico del comportamiento mecánico del clavo bajo cargas reales. Para esto, fueron generados dos diferentes modelos (Contreras *et al* 2002).

Recientemente, analizaron y diseñaron por elementos finitos un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantéricas del fémur. Se analizó mediante elementos finitos un modelo tridimensional, que consiste en un fémur humano fracturado con un dispositivo intramedular

bloqueo de acero quirúrgico. La geometría y componentes del sistema intramedular propuesto se adaptan convenientemente al canal medular; además de ser curvo el clavo, es decir anatómico a la curvatura del fémur, posee dos componentes que permiten que este dispositivo pueda utilizarse para reducir muchos tipos de fracturas y prevea la dinamización del foco fracturario. Asimismo, un solo dispositivo puede ser colocado en cualquiera de las dos piernas. Las cargas consideradas en el análisis, corresponden a los casos más críticos o desfavorables que se presentan en un avance de marcha monopodal. (Velásquez *et al* 2002),

Por otro lado, evaluaron con distintos materiales de clavos endomedulares para fémur y tibia por elementos finitos. El estudio de los campos tensionales estáticos y dinámicos en clavos endomedulares para el tratamiento en fracturas de fémur y tibia, mediante el uso del programa de elementos finitos “Ansys Workbench”. (Isamar *et al* 2007)

CAPÍTULO 2

Marco teórico

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

2.1 ANATOMÍA FUNCIONAL

Los huesos largos constituyen unos elementos fundamentales duros y densos que brindan resistencia, estructura y movilidad. Un hueso largo tiene una diáfisis y dos extremos, es mas largo que ancho. Los huesos largos tienen una capa exterior gruesa de hueso compacto y una cavidad medular interior que contiene la medula ósea, (los huesos largos contienen médulas ósea amarilla y medula ósea roja, que produce las células sanguíneas).

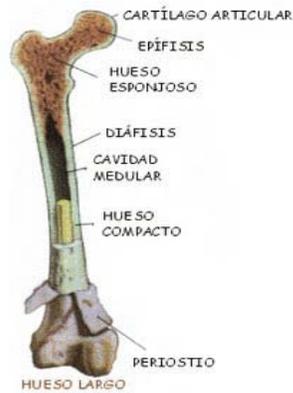


Fig. 2.1 Partes del hueso (Perry C.R. y Elstrom J.A. (2001).)

El húmero constituye el esqueleto del brazo. Es un hueso largo, articulado con la escápula superior, y con el cúbito y el radio inferiormente. Presenta, como todos los huesos largos, un cuerpo y dos extremos.

El cuerpo o diáfisis del húmero es más o menos rectilíneo. Sin embargo, parece hallarse ligeramente torcido sobre su eje hacia la parte media. Es irregularmente cilíndrico superiormente y prismático triangular en su parte inferior, por lo cual se describen en las tres caras y tres bordes.

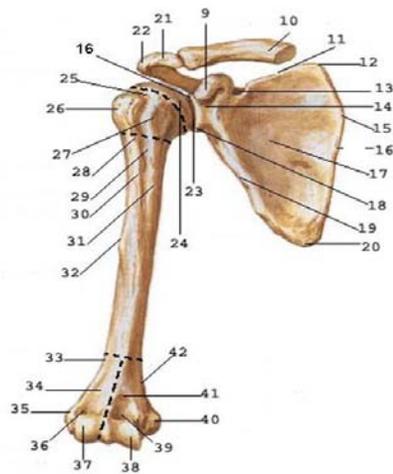


Fig. 2.2 Características del húmero. (Schneck y Bronzino 2003).

2.2 BIOLOGÍA ÓSEA

2.2.1 Estructura del extremo proximal del húmero

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

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

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

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

En la figura 2.3, se muestra la estructura típica de un hueso largo.

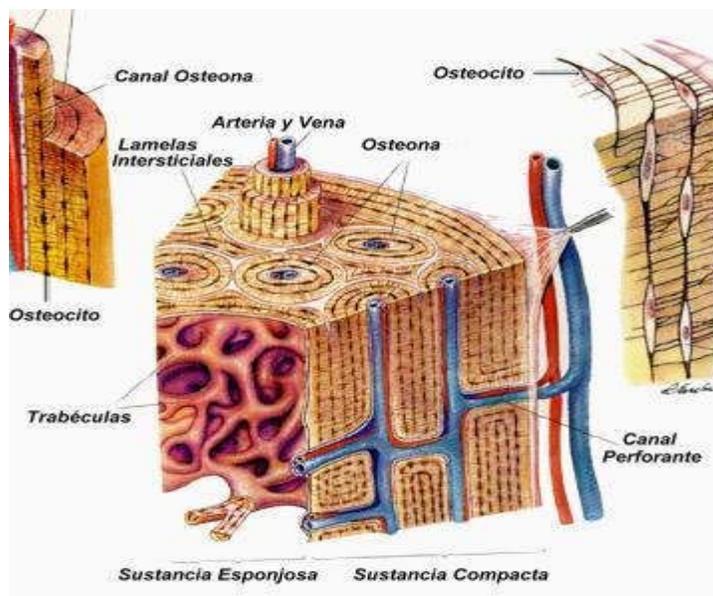


Fig. 2.3 Estructura ósea (Merriam y Webster 2006)

A nivel celular, el tejido óseo está formado tres células: preosteoblastos, los osteoblastos y los osteocitos.

Los **preosteoblastos** son células de aspecto fibroblástico cercanas a las superficies óseas pero separadas de éstas por otros tipos celulares (células del endostico, osteoblastos). Los preosteoblastos son difíciles de identificar en condiciones normales, pero pueden observarse con facilidad si sufren una hiperplasia, como por ejemplo en el hiperparatiroidismo (Fig.2.4).

Los preosteoblastos derivan de una célula madre del estroma medular (**CFU-F**: Unidad Formadora de Colonias de Fibroblastos) y en condiciones normales constituyen el compartimiento proliferativo del linaje osteoblástico.

Los **osteoblastos** son células de forma cúbica (Fig.2.4), citoplasma basófilo y ricas en una isoenzima específica de la fosfatasa alcalina. Derivan de los preosteoblastos y suelen considerarse células con diferenciación terminal y por tanto incapaz de dividirse, no obstante existen datos que sugieren que, al menos en parte, conservan la capacidad de proliferar. Los osteoblastos se hallan en contacto directo con las superficies óseas formando grupos compactos de una sola capa de espesor. De manera característica, el núcleo de estas células se sitúa en el extremo que se halla más alejado de la superficie ósea sobre la que asientan. El estudio ultraestructural (Fig. 2.5) permite comprobar que entre el núcleo y la superficie de contacto con el hueso se sitúan de manera sucesiva el aparato de Golgi y abundantes cisternas de retículo endoplásmico rugoso. (Puzas 1993).

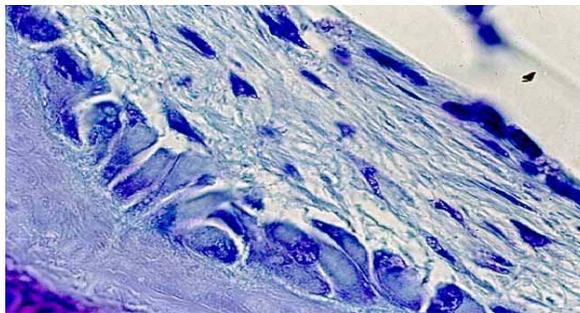


Fig. 2.4: Preosteoblastos fusiformes adyacentes a osteoblastos cúbicos que revisten un ribete de osteoide (banda azul claro) en un caso de hiperparatiroidismo (azul de Toluidina x 1000). (Puzas1993).

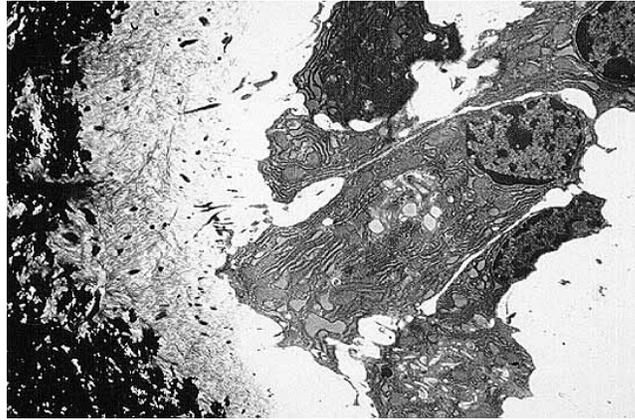


Fig. 2.5: Osteoblastos sobre un ribete de osteoide. (Puzas1993).

Los osteoblastos pueden permanecer en las superficies óseas o quedar rodeados por la matriz que sintetizan. Cuando los osteoblastos que han permanecido en la superficie finalizan la síntesis de matriz, se aplanan y se convierten en células de revestimiento (células del endostico o "lining cells"). Estas células a través de la producción de factores locales (Interleucina-6, Interleucina-11) parecen desarrollar un importante papel en el control del remodelado óseo. (Manolagas et al 1995)

Los osteoblastos que quedan en el espesor de la matriz adquieren aspecto estrellado y pasan a denominarse **osteocitos** (Fig. 2.6) (Puzas1993). Estas células se hallan en contacto entre sí y con las de la células de la superficie (células de revestimiento, osteoblastos) mediante finas prolongaciones tubulares de su citoplasma que recorren la matriz ósea en diversas direcciones. La cavidad de la matriz ósea que contiene el cuerpo celular del osteocito se denomina laguna osteocitaria y los diminutos canalículos que albergan sus prolongaciones citoplásmicas reciben el nombre de conductos calcóforos. El estudio ultraestructural de los osteocitos (Fig. 2.7) revela que presentan un aparato de Golgi y un retículo endoplásmico rugoso menos desarrollado que los osteoblastos. Estas organelas se concentran en el cuerpo celular donde se disponen alrededor del núcleo.

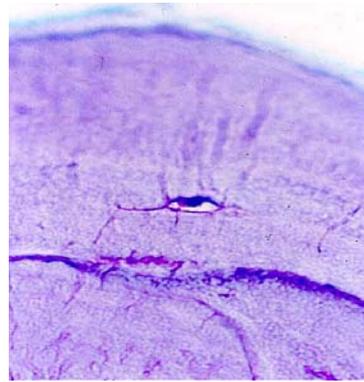


Fig. 2.6: Osteocitos en los que se observan las finas prolongaciones del cuerpo celular (Giemsa x 1000). (Puzas1993).

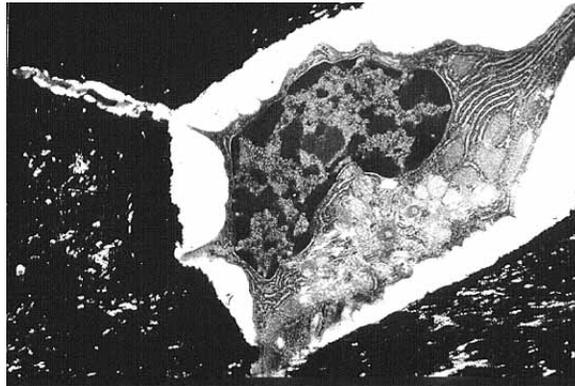


Fig. 2.7: Osteocito en el interior de una laguna. La matriz ósea mineralizada es de color negro y en el margen superior izquierdo de la imagen. (Puzas1993).

2.2.2 Composición química de los huesos

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

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

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

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

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

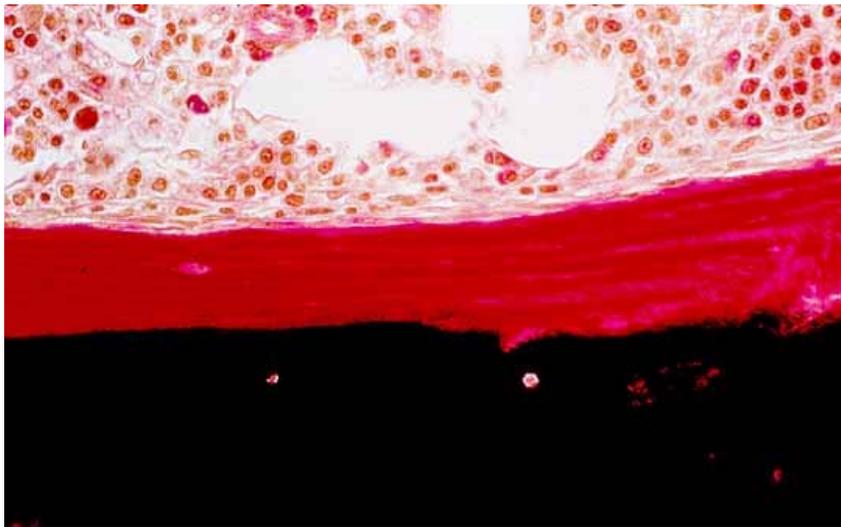


Fig. 2.8: Ribete de osteoide (color rojo) sobre hueso mineralizado (color negro), (von Kossa x 200) (Sciarini 2007).

2.3 BIOMECÁNICA ÓSEA

Los huesos responden a las fuerzas aplicadas sobre su superficie siguiendo un patrón característico. La primera fase es elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene sólo durante el tiempo de aplicación de la fuerza tras lo cual, el hueso recupera su forma original. Si la fuerza aumenta, se entra en una fase plástica y el hueso, aunque se recupera parcialmente, queda deformado. Por último cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura (DeCoster 1991; Byers y Woods 1994).

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

Las fuerzas que pueden actuar sobre el tejido óseo son de tres tipos: tracción, compresión y torsión. Además pueden ser aplicadas de forma perpendicular a la superficie ósea (fuerza normal) o de forma oblicua (fuerza de cizallamiento). En la figura 2.9 se muestra la respuesta del hueso frente a los modos de carga básicos.

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

cuando existen variaciones del 7% de su longitud, en los integrados por tejido compacto, las fracturas se producen con variaciones del 2% (DeCoster 1991; Byers y Woods 1994).

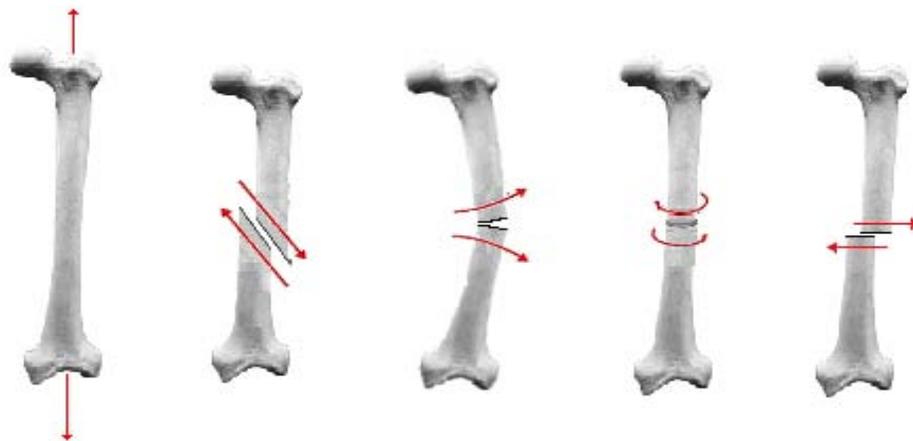


Fig. 2.9 Respuesta ósea ante los modos de carga básicos (Gámez *et al* 2008)

2.4 FRACTURAS

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

2.4.1 Mecanismos de fractura

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

- El primer mecanismo de la fractura ósea aparece cuando una carga accidental excede el intervalo fisiológico, induciendo esfuerzos que superan la resistencia del tejido óseo, lo que se conoce como fractura por traumatismos.

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

2.4.2 Dinámica del hueso

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

El hueso es un tejido conectivo altamente vascular, que está cambiando constantemente en respuesta a las señales hormonales y mecánicas. La estructura de ambos (cortical y trabecular) cambia en respuesta a las cargas aplicadas, ejercitación regular, inmovilización, influencias hormonales y otros factores (Doblaré y García 2002). Sin embargo el hueso trabecular usualmente tiene una variación más alta de actividad metabólica y parece responder más rápidamente a los cambios por cargas mecánicas que el hueso cortical. De hecho, el hueso bajo cambios morfológicos en respuesta a las cargas mecánicas modifica su geometría externa así como también su estructura interna: un decrecimiento en las

cargas mecánicas causa resorción del hueso, mientras que un incremento conducirá a la formación de hueso. Este proceso es conocido como remodelado óseo.

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

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

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

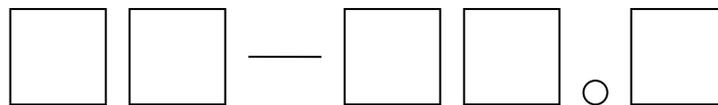
2.4.3 Clasificación de las fracturas de huesos largos

La clasificación más versátil y detallada es la clasificación comprensiva de Müller y el grupo AO/ASIF (Müller et al. 1990), La Clasificación AO adopta el sistema alfanumérico y permite identificar con precisión cualquiera fractura, y es comprendida en cualquier idioma. Es posible aún suponer la gravedad de la fractura, orientar el tratamiento, evaluar los resultados y permitir rescatar lo que se quiera en la computadora.

La clasificación AO se compone de dos números (**N1N2**) seguidos por una letra y un número (**LN3**), y complementada por una o dos letras (**N4** y **n5**).

Así, genéricamente podemos clasificar una Fractura "x" de la siguiente manera:

N1 N2 – LN3. N4 (n5)



Hueso Segmentado Tipo Grupo Subgrupo

Una fractura no articular según la Clasificación AO puede ser simple – **tipo A**, (trazo único) o multifragmentada (trazos múltiples). Las multifragmentadas pueden tener una cuña – **tipo B** (de torsión, de flexión o

fragmentada) o ser compleja – **tipo C** con múltiples fragmentos. Se evita utilizar el término conminución.

En la clasificación AO **N1** define el hueso, **N2** localiza el segmento del hueso, **L** clasifica el tipo de la fractura, **N3** brinda el grupo de la fractura, **N4** define el subgrupo y **n5** son adjuntos que especifican algo especial o diferente.

Para los huesos largos **-N1-** son fácilmente identificados: húmero **1**, antebrazo **2**, fémur **3**, tibia **4**. **N2** -localiza la lesión en los huesos: **1** es región proximal, **2** diafisis y **3** región distal. Los segmentos 1 y 3 son demarcados según el principio de los cuadrados. Se inserte la epifisis dentro de un cuadrado cuyo lado es el mayor diámetro de la metafisis, como se ve en la figura 2.10. La excepción es el fémur proximal (31). Se separa las Fxs maleolares (44) de las de pilón tibial (43)

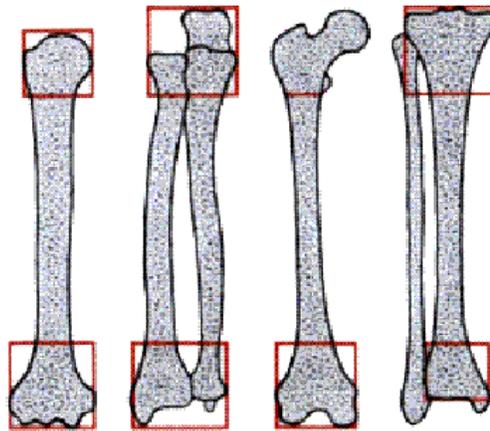


Fig. 2.10: Definición de los segmentos en los huesos largos. (Muller 1990)

Para ubicar la fractura en uno de los 3 segmentos es necesario identificar el centro de la fractura. Las fracturas diafisiarias con trazos simple, el centro es el punto central del trazo de fractura. En las fracturas complejas

con cuña, el centro está en la parte más ancha de la cuña. Para fracturas con múltiples fragmentos se define el centro de la fractura como la región de mayor inestabilidad luego de la reducción.

El conjunto **-LN3** - caracteriza el grupo de la fractura y el tipo. El grupo **L-** (A, B o C) nos muestra la severidad de la lesión. El tipo **-N3-** (1, 2 o 3) nos indica el mecanismo de la fractura. **N4-** y **-n5-** detallan las características de la lesión y la particularización, siendo especialmente útiles para rescatar vía computadora.

Las fracturas tipo A tienen trazo simple. **A1** son Fxs por torsión; **A2** oblicuas (ángulo mayor de 30 grados) y **A3** transversales (ángulo menor que 30 grados). Las fracturas multifragmentarias con cuña puede ser: **B1** –cuña de torsión, **B2**-cuña de flexión y **B3** cuña fragmentada. Las fracturas multifragmentarias complejas se caracterizan como: **C1** doble cuña, **C2** son las Fxs dobles o segmentarias, y **C3** las complejas.

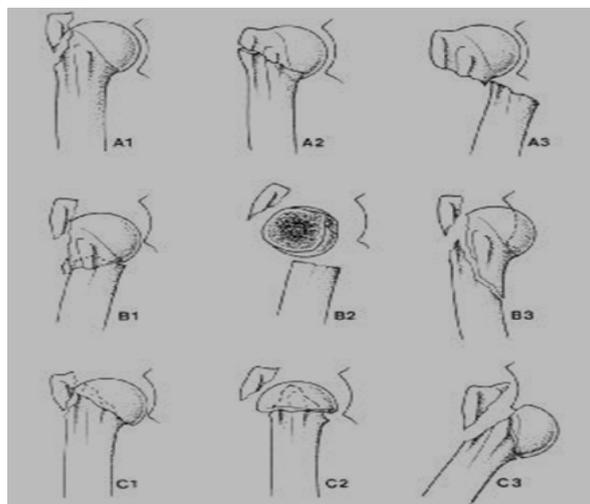


Fig. 2.11 Clasificaci6n AO (Müller et al. 1990),

Como ejemplo se puede traducir **32-B1.2** como una fractura del f6mur (3), en la

Diafisis (2), con cuña de torsión (B1) en el tercio medio (.2).

La clasificación sigue los mismos principios generales al considerar las fracturas metafisiarias y las articulares (en los segmentos 1y 3). Tenemos los tres grupos (A, B y C). Las fracturas **tipo A** son extraarticulares (metafisiarias puras); **A1** con trazo simple, **A2** cuña metafisiaria y **A3** metafisiaria compleja. Las fracturas **tipo B** son articulares parciales, o sea, por lo menos una parte de la cara articular presenta continuidad con la diafisis. **B1** Fx simple poco severa, **B2** Fx con hundimiento y **B3** son las Fxs en el plan frontal. Por último, las fracturas **tipo C** son articulares totales, lo que indica que no hay ningún fragmento articular unido a la diafisis. Las **C1** muestran trazo articular y metafisiario simple. Las **C2** – trazo articular simple y metafisiario complejo, y en las **C3** ambos los trazos son complejos. Como ejemplo **33-C2** es una fractura del fémur (3) distal (3) articular total (C) con trazo articular simple y metafisiario complejo.

Por lo expuesto verificamos que la Clasificación AO de las fracturas es práctica, extensible, localiza perfectamente la lesión, indica su severidad, permite presumir el mecanismo del trauma, orienta el tratamiento, presupone el pronóstico y puede ser comprendida en cualquier idioma por ser alfanumérica.

2.5 MÉTODOS DE FIJACIÓN

Hay cuatro métodos básicos usados durante la operación para estabilizar fracturas; rígidamente, con tornillos y placas; y dinámicamente con alambres y tira de fondos, con clavos intramedulares, y con fijadores externos. La distinción entre estos métodos no siempre es clara, los clavos intramedulares y los fijadores externos permiten movimientos controlados a través de la fractura y, por lo tanto, pueden considerarse un tipo de fijaciones dinámicas. (Perry et al 2001).

2.6 GENERALIDADES DE LOS CLAVOS INTRAMEDULARES

El advenimiento de los clavos intramedulares evolucionó el tratamiento de las fracturas diafisarias del fémur y de la tibia. En la actualidad hay clavos intramedulares diseñados para estabilizar fracturas de todos los huesos largos. Suelen insertarse de forma cerrada, es decir, sin abertura del sitio de la fractura y mediante el uso de guías fluoroscópica.

Las ventajas de los clavos intramedulares comprenden las bajas incidencias de fracaso de implantes debido al hecho de que comparan cargas en lugar de soportar cargas, bajas incidencias de infecciones, ya que se insertan sin que las fracturas se abran, y reparación rápida por callos externos.

Hay tres elementos de referencias para describir los clavos intramedulares: rígidos o flexibles, ensanchadores o no ensanchadores y dinámicos o estáticos. (Perry et al 2001)

2.6.1 Clavos intramedulares rígidos

La mayoría de los clavos intramedulares son rígidos. Un clavo rígido se usa para estabilizar una fractura. Al corte transversal, la mayor parte de clavos intramedulares son huecos, algunos tienen ranuras a lo largo de su extensión mientras que otros son de "corte cerrado".

Los clavos rígidos están diseñados para aproximar el hueso, que se usan para estabilizar la fractura. Se insertan a través de una pieza de inserción única; para el fémur hay dos entradas usadas comúnmente. (Perry et al 2001)

2.6.2 Clavos intramedulares flexibles

Son diferentes de los clavos intramedulares rígidos por lo que se usa más de un clavo para estabilizar una fractura, de ordinario se utiliza más de una entrada de inserción. Son más pequeños en el corte transversal, y todos los clavos flexibles son sólidos. Estos clavos controlan la rotación a través de la fractura cuando se usa más de una entrada para inserción, y las puntas están ensanchadas en la metáfisis. La principal desventaja de los clavos intramedulares flexibles es que no pueden trabarse estáticamente, por lo tanto, se indica para fracturas axialmente estables. (Perry et al 2001)



Fig. 2.12 a-c. Clavos intramedulares flexibles: a) Clavo Rush. Esqueleto inmaduro. Fractura del tercio distal del fémur fijada con 2 clavos Rush introducidos en forma anterógrada. b,c) Tibia AP y L. Fractura diafisaria fijada con 2 clavos Rush introducidos en forma retrógrada. (García et al 2005)

2.6.3 Clavos intramedulares ensanchadores o no ensanchadores.

Ensanchamiento denota aumento secuencial del conducto medular con taladros flexibles. El aumento del tamaño del canal medular tiene algunas

ventajas, permitiendo colocar clavos intramedulares más grandes, lo cual es importante para minimizar el fracaso del implantes debido a que la fuerza del clavo aumenta en proporción con el cubo de su radio. En el tratamiento en la falta de unión el ensanchamiento lesiona nuevamente el hueso, estimulando teóricamente que comience nuevamente de nuevo el proceso de reparación.

Su desventaja es que es un proceso tedioso, el ensanchamiento destruye la circulación del endosito, y esto puede ser importante para fractura abiertas en la cuales ha habido una denudación del peristio, y en las fracturas que han sido tratadas previamente con placas y tornillos. La mayor parte de los clavos rígidos son ensanchados. (Perry et al 2001)

2.6.4 Clavos intramedulares trabados

Se encuentran trabados ya sea de manera estática o dinámica. El trabamiento estático evita el acortamiento y la rotación a través del sitio de la fractura. Sin embargo, también previene la movilidad en el sitio de fractura y convierte al clavo en un dispositivo para carga de pesos; por lo tanto, hay alta incidencia de fracaso de implante. El trabamiento estático extiende las indicaciones de los clavos intramedulares a fracturas que son inestables de forma rotatoria.

2.6.4.1 Clavos intramedulares estáticos

Los clavos estáticos se traban y rejusta al hueso proximal y distal de la fractura, normalmente con tornillos que perforan la corteza y pasan a través del clavo. La colocación de los tornillos para trabamiento puede ser difícil, y se realiza ya sea manualmente mediante guías fluorcopicas o con la ayuda de guías que se ajustan a los extremos delantero del clavo.



Fig. 2.13 a-c. Clavos intramedulares rígidos: a) Fémur AP. Fractura diafisaria del tercio medio con bloqueo estático. b) Pierna AP. Fractura de tibia distal con bloqueo dinámico. Además fractura de peroné. c) Húmero AP. Fractura del tercio proximal, con fragmento en mariposa, fijada con clavo intramedular bloqueado proximal y distal. (García et al 2005)

2.6.4.2 Clavos intramedulares dinámicos

Estos clavos no se ajustan al hueso, sin embargo, se ajustan ya sea a los fragmentos proximal o distal de la fractura.

Los clavos trabados dinámicamente se fijan al hueso en un solo lado de la fractura. Este método aumenta la estabilidad de la fijación del fragmento trabado. Además, se evitan las desventajas de prevenir movilidad y de convertir al clavo en un dispositivo de carga de pesos. (Perry et al 2001)

2.6.5 Clavos intramedulares de reconstrucción

Es un tipo específico del clavo trabado usado en fracturas proximales del fémur. Se caracteriza porque el tornillo o tornillos de trabamiento proximal se encuentran insertados hacia el cuello femoral, al interior de la cabeza del

fémur. Los clavos de reconstrucción pueden trabarse distalmente, haciéndolos trabados de manera estática. (Perry et al 2001)

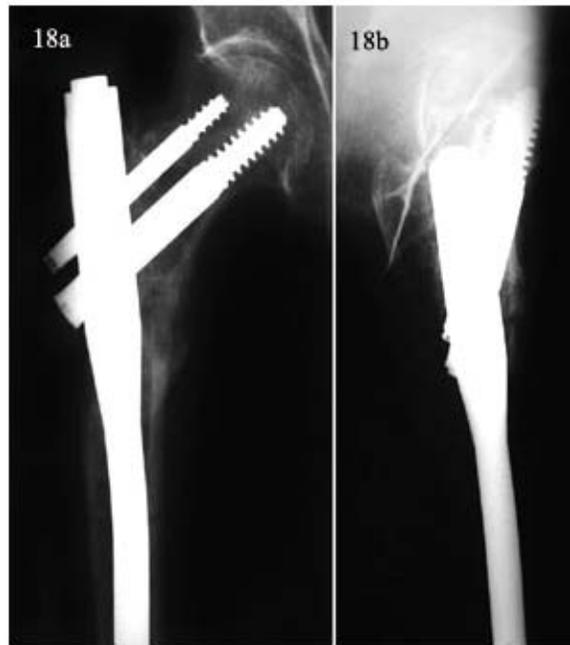


Fig. 2.14 a-b. Clavo de reconstrucción. Fractura subtrocantérea. (García 2005)

CAPÍTULO 3

El Método de los Elementos Finitos

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

3.1 EL MÉTODO GENERAL

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

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

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

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

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

3.1.1 Aplicación del método

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

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

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

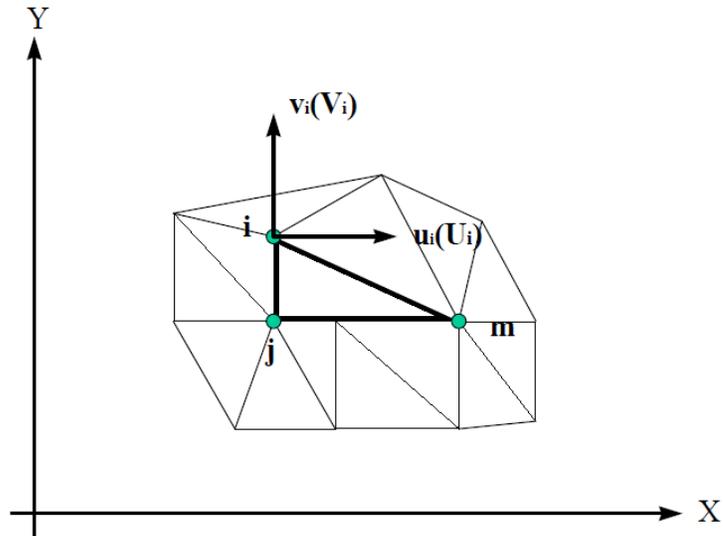


Fig. 3.1 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamientos de los nodos

N son funciones de posición dadas (funciones de forma) y a^e es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de esfuerzos plano

$$u = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix}, \quad a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix} \quad (3.2)$$

- u : son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento.
- a_i : Son los desplazamientos del nodo i .

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

Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las deformaciones (ε) en cualquier punto. Que vendrán dadas por una relación del tipo de la ecuación 3.3. Siendo \mathbf{S} un operador lineal adecuado.

$$\varepsilon = Su \quad (3.3)$$

Sustituyendo, la expresión (3.1) en (3.3) se obtiene las expresiones siguientes,

$$\varepsilon = Ba \quad (3.4)$$

$$B = SN \quad (3.5)$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales ε_o debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, etc. y que tiene tensiones internas residuales σ_o la relación entre tensiones y deformaciones en el cuerpo viene dada por la expresión 3.6.

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_o) + \sigma_o \quad (3.6)$$

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

$$q^e = \left\{ \begin{array}{c} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{array} \right\} \quad (3.7)$$

como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a las esfuerzos en el contorno y a las fuerzas distribuidas que

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

$$q_i^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix} \quad (3.8)$$

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

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \quad (3.9)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre esfuerzos y deformaciones. Si las esfuerzos siguen una ley lineal como (3.6), se puede reescribir la ecuación en la forma siguiente,

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (3.10)$$

$$K^e = \int_{V^e} B^T D B \cdot dV \quad (3.11)$$

$$f^e = - \int_{V^e} N^T b \cdot dV - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_o \cdot dv + \int_{V^e} B^T \sigma_o \cdot dV \quad (3.12)$$

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

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

$$-\int_{A^e} N^T t \cdot dA \quad (3.13)$$

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

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

$$\sigma = DBa^e - D\varepsilon_o + \sigma_o \quad (3.14)$$

3.1.2 Funciones de forma

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

3.1.2.1 Propiedades de las funciones de forma

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

- Derivabilidad: Si el operador \mathbf{S} es de orden m , la función de forma deberá soportar la m -ésima derivada.
- Integrabilidad: Por coherencia con la ecuación (3.6), una vez se realiza la m -ésima derivada, la función de forma debe ser integrable.
- Semejanza con las leyes de distribución de corrimientos: Las leyes de distribución de corrimientos son continuas, por lo que también lo deben ser las funciones una vez aplicado el operador \mathbf{S} .
- Condición de polinomio completo: Si la función de forma escogida es polinómica, lo que suele ser lo más habitual, para que la función se aproxime hasta el término m -ésimo a la solución real, el polinomio debe ser completo.

3.1.2.2 Criterio de la parcela

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

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

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

3.1.2.3 Tipos de funciones de forma

En cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos, primarios, secundarios e intermedios, como se muestran en la figura 3.3.

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

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

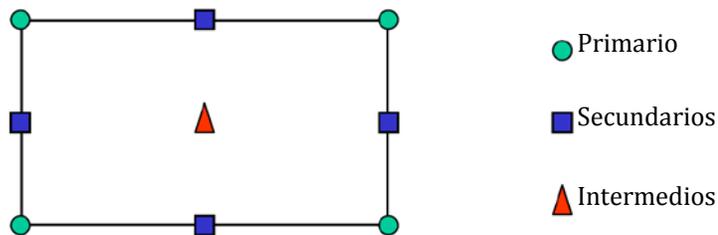


Fig. 3.2 Tipos de nodos de un elemento

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia.

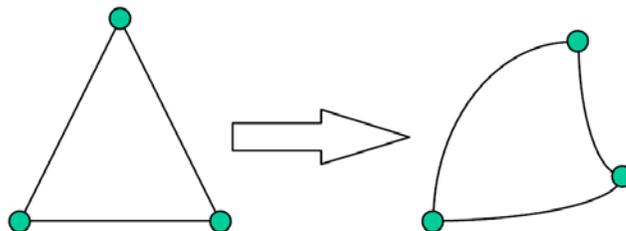


Fig. 3.3 Transformación de la geometría empleando de funciones de interpolación

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

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

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

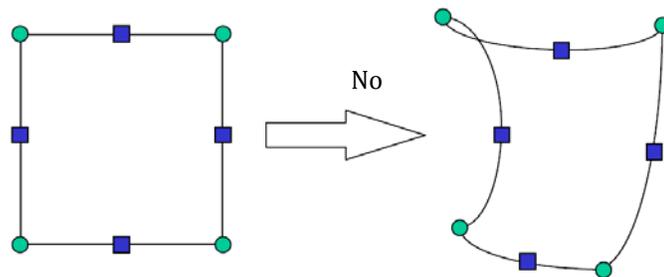


Fig. 3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado

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

Teorema 1:

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

Teorema 2:

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

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

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

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

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

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

3.1.3. Integración numérica.

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

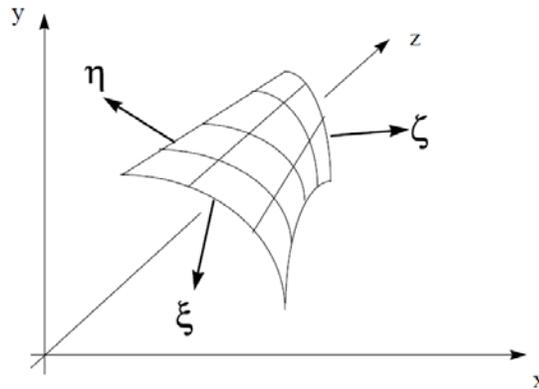


Fig. 3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ, η, ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (x, y, z)

Esto implica introducir un cambio de variable en las ecuaciones integrales que describen el comportamiento de los elementos. Las derivadas de las funciones de forma que intervienen en la expresión de \mathbf{B} son respecto a $\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$, que guardan la relación (3.14) respecto a las coordenadas locales.

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

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

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

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

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

$$\frac{\partial N_j}{\partial x_i} = [J]^{-1} \frac{\partial N_j}{\partial \zeta_i} \quad (3.14)$$

Donde J es la matriz Jacobina de la transformación.

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

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

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

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

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

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

La integración numérica consiste en sustituir la función que se pretende integrar por un polinomio de interpolación (otra función de forma) que pase por un determinado número de puntos llamados **puntos de Gauss**. La integración del polinomio se realiza posteriormente a través de una suma ponderada de los valores de la función en estos puntos de Gauss (3.16).

$$\int_a^b f(x) \cdot dx \approx \int_a^b P(x) \cdot dx \quad (3.16)$$

$$\int_a^b P(x) \cdot dx = \sum H_i \cdot f(x_i); H_i : \text{factor de peso} \quad (3.17)$$

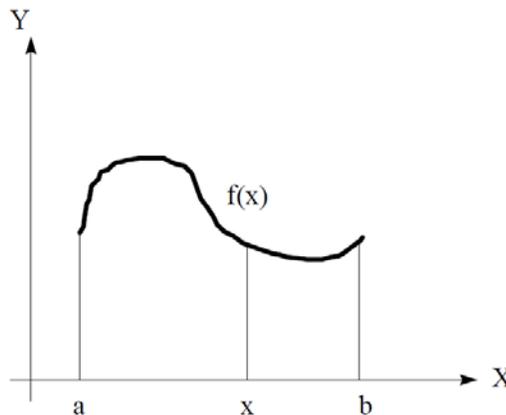


Fig. 3.6 Límites de integración de la función f

El método más empleado para sustituir la función por un polinomio es la *cuadratura de Gauss-Legendre*. El método permite integrar cualquier función entre **-1** y **+1**, sustituyendo la función a integrar ($f(x)$) por un polinomio

de Legendre de grado $2n-1$. Tomando como base los n puntos de Gauss se puede obtener un valor tan aproximado a la integral como se desee.

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

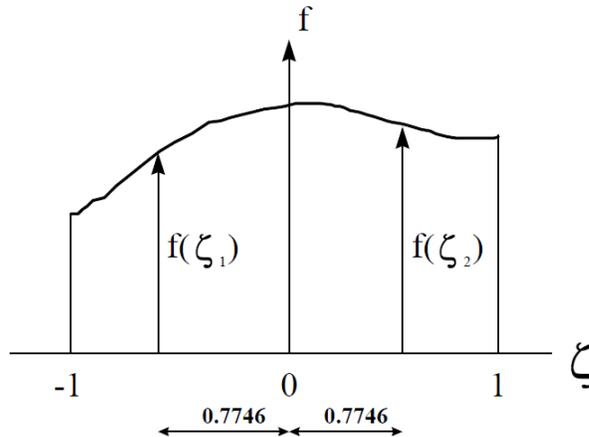


Fig. 3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función f

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

3.1.4 Estimación del error y mallado adaptativo

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

Errores de modelización:

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

Errores en la discretización:

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

Errores de computación:

- *Error en la integración sobre los elementos.* Dado que hay que tomar un grado de polinomio de Legendre, hay que aceptar un cierto grado de error (asociado al grado del polinomio).
- *Error en la resolución del sistema de ecuaciones.* Por errores de truncamiento en la representación interna del ordenador de los números reales, y por errores de redondeo.

3.1.4.1 Estimación del error

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

$$e_{\text{corrimientos}} = u_{\text{real}} - u_{\text{calculado}} \quad (3.18 \text{ a})$$

$$e_{\text{deformaciones}} = \varepsilon_{\text{real}} - \varepsilon_{\text{calculada}} \quad (3.18 \text{ b})$$

$$e_{\text{tensiones}} = \sigma_{\text{real}} - \sigma_{\text{calculada}} \quad (3.18 \text{ c})$$

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

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

$$\|e\| = \left[\int_{\Omega} (\varepsilon_{\text{real}} - \varepsilon_{\text{calculada}}) \cdot (\sigma_{\text{real}} - \sigma_{\text{calculada}}) \cdot d\Omega \right]^{1/2} \quad (3.19)$$

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

$$dU = \int_{\Omega} d\varepsilon^T \cdot \sigma \cdot d\Omega \quad (3.20)$$

La dificultad estriba en que nunca se conocen los valores reales. Por ello la única manera que se ha encontrado de evaluar la bondad de las

soluciones es mediante estimadores de error que comparan la solución $\sigma_{calculada}$ obtenida respecto a una solución obtenida interpolando con funciones \mathbf{N} del mismo tipo que las empleadas para representar el campo de corrimientos $\mathbf{u}_{calculada}$. El resultado obtenido es $\hat{\sigma}$, un campo de esfuerzos "aplanado". El error estimado es

$$e_{\sigma} = \hat{\sigma} - \sigma_{calculada} \quad (3.21)$$

Este valor e_{σ} se puede introducir en la norma (3.19) para calcular el error de esta norma o cualquier otra (corrimientos, deformaciones, etc.).

3.1.4.2 Mallado adaptativo

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

Existen tres formas de refinamiento de los problemas:

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

- Método HP: Consiste en el uso secuencial de ambas técnicas. En primer lugar se optimiza el mallado a la geometría, y posteriormente se modifica el grado del polinomio hasta alcanzar el error deseado.

3.1.5 Diseño y análisis mediante programas de AEF

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

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

CAPÍTULO 4

Marco Metodológico

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

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

4.1.1 Revisar bibliografía

El desarrollo de la presente investigación se inicia con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones pasadas y recientes relacionadas con resultados en el uso y colocación de dispositivos de osteosíntesis, específicamente del clavo intramedular, a manera de comprender los principios empleados para el diseño y construcción del mismo.

Específicamente, en esta fase se muestra información acerca de la anatomía ósea, para conocer las características más relevantes del hueso en estudio, se describe la biología ósea, es decir las células que intervienen en el proceso de formación ósea y en la reparación de la fractura. En cuanto a la biomecánica se estudiará la respuesta del hueso a la aplicación de las cargas a las que pudiera estar sometido y originarían en él algún tipo de fractura.

Adicionalmente, una investigación exhaustiva de las características que presentan los huesos largos del esqueleto humano, para saber con esto, la

zona en la cual se diseñara el clavo intramedular, tomando las distintas variables necesarias, ya sea anatómica o urgencia en el recinto hospitalario.

4.1.2 Proponer un modelo basado en un clavo intramedular existente

Una vez concluida la fase de revisión bibliográfica, se plantean los modelos fundamentados en los catálogos y libros actuales. Para ello se determinará la solución más idónea aplicando las técnicas de Diseño Creativo, establecido en Vílchez, 2001, basada en las características esperadas de las soluciones propuestas a través de los requerimientos de los médicos especialistas, las limitaciones propias del clavo intramedular.

La idea es obtener un diseño que sea práctico, funcional y económico, con la aceptación de los especialistas y a su vez anatómico al hueso y sin perjudicar al mismo.

Posteriormente, se determinó las condiciones de contorno del modelo estableciendo las condiciones críticas a las cuales puede verse sometida. Se desarrolla el modelo computacional usando el modulo de diseño asistido por computadora AutoCAD que servirá posteriormente para generar el mallado en elementos finitos usando el programa ABAQUS 6.8.

4.1.3 Elegir el material

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

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

A manera de determinar los esfuerzos y deformaciones a las cuales será sometido el clavo intramedular en condiciones de trabajo. Se procede a analizar el modelo propuesto a partir de la utilización del programa de análisis de elementos finitos (MEF), empleando los siguientes pasos:

- Realizar el modelo en un sistema CAD e importar al programa a utilizar (MEF).
- Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función de tipo de cálculos a realizar el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación. Por ejemplo, elementos especiales para cálculos de esfuerzos planas, esfuerzos 3D, entre otras.
- Se define y asigna el material correspondiente a cada uno de las partes que compone el modelo, colocando las características necesarias para realizar el estudio.
- Aplicarle las condiciones de contorno del modelo, definiendo las interacciones existentes entre cada una de sus partes.
- Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales) dependiendo del estudio.
- Se realiza el mallado de los componentes del modelo que definan su forma correctamente.
- Selección del tipo de cálculo a realizar, por ejemplo si es un cálculo dinámico, sólido, estático entre otros.

- Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, norma del error, número de iteraciones, etc.
- Se inicia la simulación del modelo, para luego esperar y observar los resultados y compararlo con lo obtenido analíticamente.

4.1.5 Fabricar el modelo propuesto

A partir de las especificaciones del diseño a construir, se deben seleccionar los procesos de fabricación adecuados y necesarios de acuerdo a la disponibilidad y accesibilidad de los equipos y herramientas. Los cuales se realiza en un centro de mecanizado especializado. Además se construyó un pantógrafo, ajustado al clavo diseñado, para realizar las pruebas experimentales.

4.1.6 Realizar pruebas experimentales al modelo fabricado

El modelo construido se va a implantar en el hueso de un animal, que presenta una fractura en la región proximal, para así evaluar experimentalmente el diseño anatómico del clavo intramedular y la colocación del este en el canal medular.

4.1.7 Evaluar el diseño propuesto

Se verifica si existe correspondencia entre los resultados teóricos (obtenidos a través del método de elementos finitos y el cálculo analítico) y los resultados experimentales (obtenido a través del modelo construido e implantado en un animal).

CAPÍTULO 5

Resultados numéricos

En este capítulo se presentan los aspectos generales del diseño para un clavo intramedular, basados en un procedimiento de análisis por el método de elementos finitos. En primer lugar, se realiza la validación del programa usado para el análisis numérico, luego se describe la geometría del clavo intramedular para zona proximal del humero. Posteriormente se genera un modelo del sistema clavo intramedular-hueso-tornillos de fijación definiendo el material y las condiciones de contorno empleadas para evaluar numéricamente el comportamiento de esfuerzos que se producen para diferentes modos de carga en dos situaciones distintas del sistema, usando el programa de análisis de elementos finitos ABAQUS versión 6.8. Finalmente, se muestran los resultados, destacando la distribución de los esfuerzos equivalentes de Von Mises y deformaciones obtenidos, definiendo el factor de seguridad para las condiciones dadas.

5.1 VALIDACIÓN DEL PROGRAMA DE ELEMENTOS FINITOS

Con el objeto de validar el programa de análisis de elementos finitos utilizado en la investigación, se realiza un estudio para una viga en voladizo en el cual se compara la solución analítica con la solución numérica correspondiente.

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

- Geometría: longitud $L = 200\text{mm}$, altura $h = 25\text{mm}$, espesor $b = 25\text{mm}$.

- Material: Las propiedades mecánicas del modelo tratado corresponden a un acero inoxidable 316L con un modulo de Young $E = 207 \text{ GPa}$ y relación de Poisson $\nu = 0,3$ (American Society for Testing and Materials, 1978).
- Condiciones de contorno: La viga se encuentra fija en uno de sus extremos y libre en el otro y está sometida a una carga distribuida $P = 1 \text{ MPa}$, a lo largo de toda la longitud.

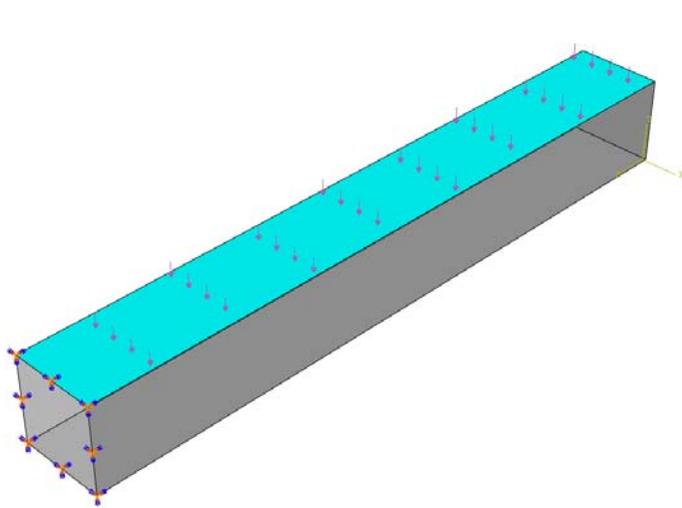


Fig. 5.1 Viga en voladizo

5.1.1 Solución analítica

Según las ecuaciones de la mecánica de sólidos, el esfuerzo generado sometido a flexión (σ) en la viga viene dado por:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (5.1)$$

Donde M es el momento flector y para una carga uniformemente distribuida se define como:

$$M = \left(\frac{L}{2}\right)F \quad (5.2)$$

F es la fuerza resultante aplicada a la viga ubicada a $(L/2)$, c es la distancia desde el eje neutro de la sección transversal a la fibra exterior de la pieza, dada por:

$$c = \frac{h}{2} \quad (5.3)$$

I es el momento de inercia del área con respecto al eje z de la viga y corresponde a:

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (5.4)$$

Sustituyendo las ecuaciones (5.2), (5.3) y (5.4) en la ecuación (5.1) y reordenando, la expresión para el cálculo de esfuerzo (σ) queda:

$$\sigma = \frac{3FL}{bh^2} \quad (5.5)$$

Para las condiciones de la viga considerada, el esfuerzo máximo generado en el empotramiento de la viga, es:

$$\sigma_{\text{numérico}} = 213 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{\text{analítico}} = 208 \text{ MPa}$$

Por otra parte, el desplazamiento máximo ($\delta_{\text{máx}}$) en el extremo libre de la viga viene dada por:

$$\delta_{\text{máx}} = \frac{WL^4}{8EI} \quad (5.6)$$

Donde W es la fuerza por unidad de longitud, definida por:

$$W = \frac{F}{L} \quad (5.7)$$

Sustituyendo las ecuaciones (5.4) y (5.7) en la ecuación (5.6) y reordenando, resulta la siguiente expresión:

$$\delta_{\text{máx}} = \frac{3PL^4}{2Eh^3} \quad (5.8)$$

Para las condiciones de la viga considerada, se obtiene de la ecuación (5.8), que el desplazamiento máximo en el sentido negativo del eje Y es:

$$\begin{aligned}\delta_{max} &= 0,7192\text{mm} \\ \delta_{analítico} &= 0,74202\text{mm}\end{aligned}$$

5.1.2 Solución numérica

La figura 5.2 (a y b) muestra los esfuerzos y las deformaciones en la viga de la figura 5.1, determinadas usando el programa de análisis de elementos finitos ABAQUS 6.8.

En la tabla 5.1 se indican los esfuerzos de Von Mises y las deformaciones máximas en el extremo libre de la viga según el número de elementos de la malla con la cual fue analizada, adicionalmente, se indica el error de los resultados numéricos. El error porcentual entre cada par de esfuerzos simultáneos obtenidos, se puede calcular a partir de la ecuación:

$$E(\%) = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} \quad (5.9)$$

Donde σ_n representa el valor del esfuerzo obtenido y σ_{n-1} el esfuerzo en el mallado anterior. Y sustituyendo los valores de esfuerzos máximos determinados a través de ABAQUS en la ecuación 5.9, se obtiene el siguiente resultado que se muestra en la tabla 5.1. Para el error porcentual por desplazamiento se sigue el procedimiento similar.

5.1.3 Análisis de sensibilidad

A continuación, se realiza el análisis de sensibilidad para diferentes variables con el propósito de estudiar los resultados dependiendo de las dimensiones del mallado (ver figura 5.3-a y 5.3-b).

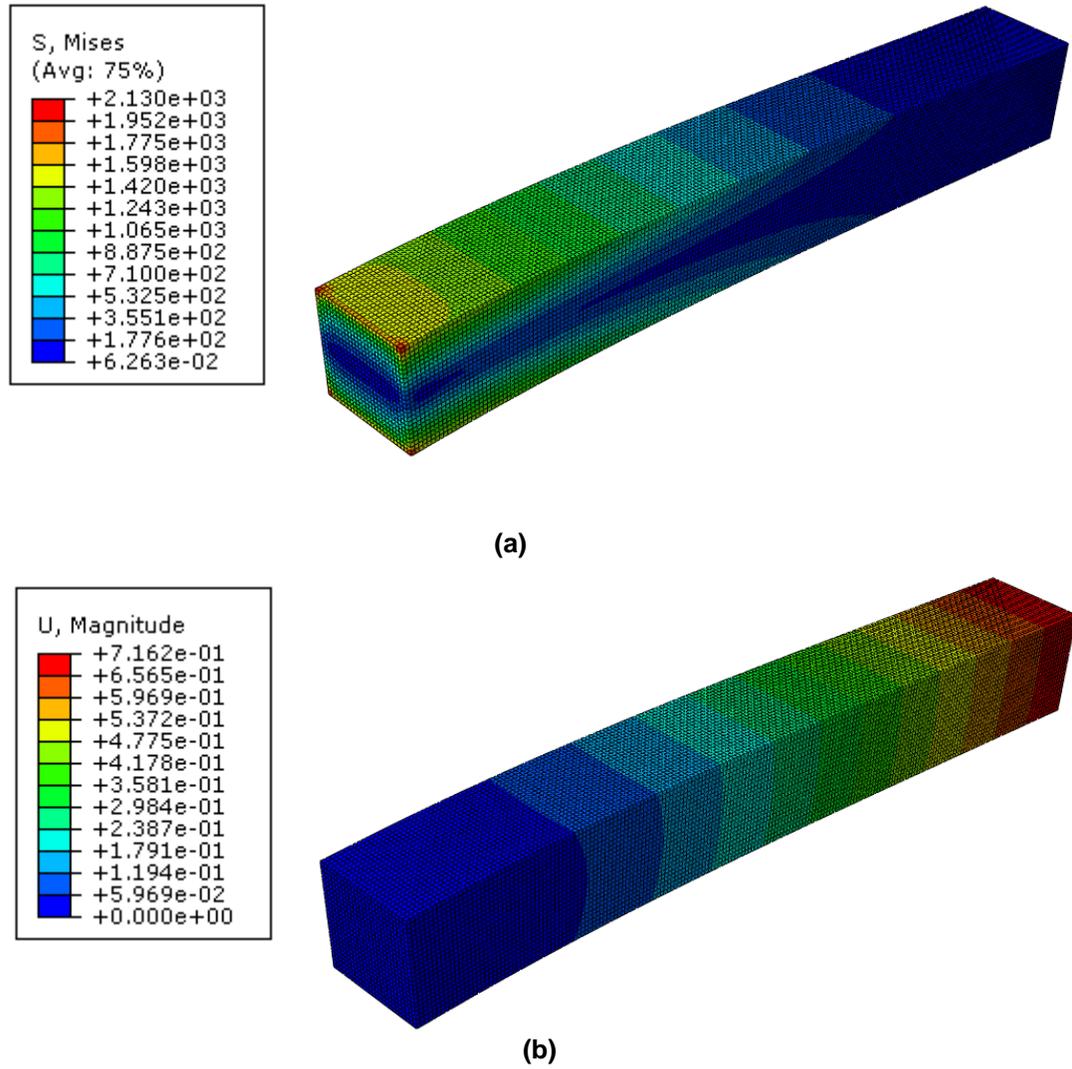
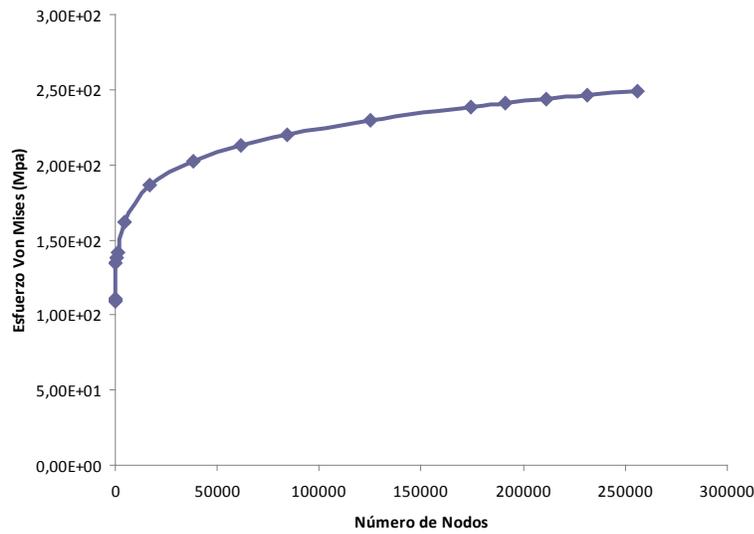


Fig. 5.2 Análisis de la viga en voladizo con un mallado de 125000 elementos utilizando ABAQUS 6.8. (a) Esfuerzos de Von Mises, σ (MPa), (b) Deformaciones, U (mm)

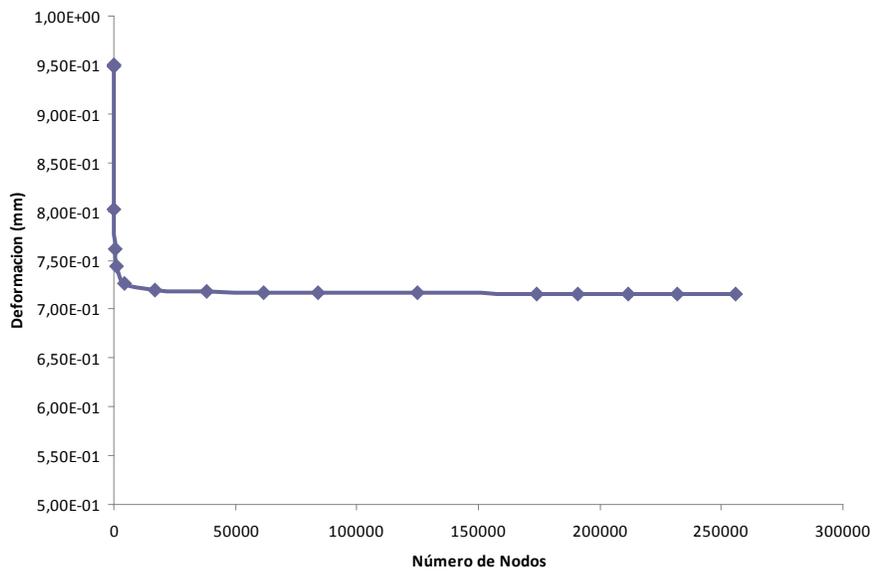
Tabla 5.1. Resultados numéricos para viga en voladizo

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo $\sigma_{\text{numérico}}$ Von Mises (MPa)	% Error	Desplazamiento U (mm)	%Error
1	52	109,4		0,9495	
2	72	111	1,44	0,9496	0,01
3	464	138	19,56	0,7615	19,80
4	4288	162	14,81	0,7261	4,64
5	16900	186	12,90	0,7192	0,95
6	38437	203	8,37	0,7175	0,23
7	61600	213	4,69	0,7168	0,09
8	84216	220	3,18	0,7165	0,04
9	125000	230	4,34	0,7162	0,04
10	174048	239	3,76	0,7162	0
11	190907	241	0,82	0,7162	0

En la figura 5.3, se observa que los resultados del análisis por elementos finitos, para esfuerzos y desplazamientos, se aproximan a la solución analítica en la medida que se incrementa el número de elementos de la malla hasta alcanzar la estabilización de la curva, comprobando lo que indica la norma, que por lo general cuanto más fina es la malla, es decir mientras mayor es el número de los elementos, más cercana será la solución del análisis al resultado real del modelo subyacente (Del Coz Díaz *et al*, 2002).



(a)



(b)

Fig. 5.3 Análisis de sensibilidad del mallado utilizando ABAQUS 6.8 para la viga en voladizo, (a). Esfuerzos de Von Mises (MPa), (b). Deformaciones (mm)

Para este caso particular, el resultado numérico para esfuerzos de Von Mises converge para 61600 elementos correspondiente al $\sigma_{\text{numérico}} = 213\text{MPa}$,

con un error porcentual de 4.69%, dicha diferencia se considera una muy buena aproximación en el análisis de MEF (Zienkiewicz y Taylor, 1994); mientras que para el desplazamiento, el resultado converge con una malla de 16900 elementos, obteniendo un desplazamiento $\bar{\delta}_{numérico} = 0,07192\text{mm}$ y un error de 0.95%.

En la tabla 5.2 se muestra la comparación de los resultados obtenidos para esfuerzos y desplazamientos utilizando las ecuaciones analíticas y la simulación numérica.

Tabla 5.2. Comparación de resultados obtenidos para esfuerzos y desplazamientos, analíticos y numéricos, en la viga en voladizo

$\sigma_{analítico}$ (MPa)	$\sigma_{numérico}$ (MPa)	% Error σ	$\bar{\delta}_{analítico}$ (mm)	$\bar{\delta}_{numérico}$ (mm)	% Error $\bar{\delta}$
208	213	2.34	0,74202	0,7192	3,07

Es de hacer notar que la convergencia para resultados acertados debe llevarse a cabo por esfuerzos, ya que por desplazamiento converge para mallas con menos cantidad de elementos, obteniendo valores incorrectos en los esfuerzos si se analizara la convergencia por este método. Es por ello que se determinan los resultados del análisis clavo intramedular-hueso-tornillos usando la convergencia por esfuerzos de Von Mises.

5.2 DISEÑO DEL CLAVO INTRAMEDULAR Y ANÁLISIS

El clavo propuesto a continuación es el resultado del rediseño de modelos previamente existentes. Este proceso se llevó a cabo considerando implantes comerciales los cuales se adaptaron a los requerimientos del traumatólogo. En la figura se muestra el modelo de la clavo de intramedular para humero.

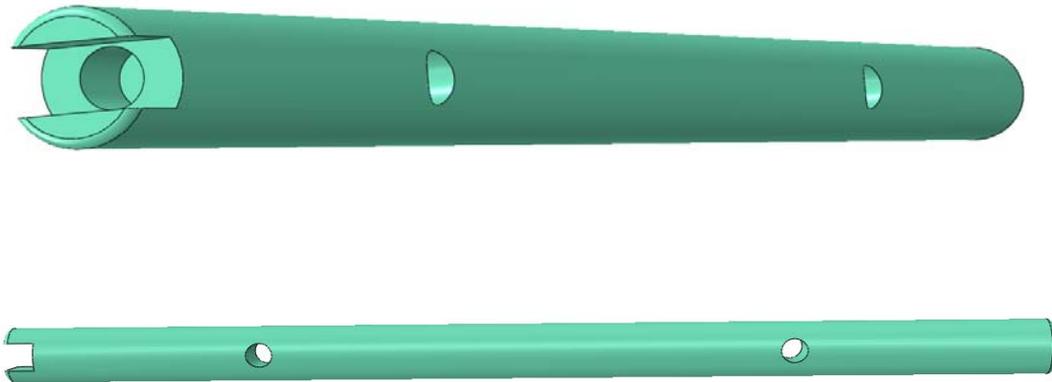


Figura 5.4 Vistas isométricas del clavo intramedular de 7mm de diámetro,

El clavo intramedular consta de dos (2) agujeros, (ver figura 5.4), los cuales sirven para fijar el clavo al hueso mediante el uso de tornillos de 3.5mm de diámetro con cabeza cónica (Müller *et al*, 1990). Como se muestra en la figura 5.4, adicionalmente el clavo incluye bordes redondeados, para evitar la ruptura de tejidos blandos y/o asegurar una mejor irrigación sanguínea del periostio.

Otra de las particularidades geométricas del clavo es una ranura en una de sus puntas, de un ancho y profundidad de 3.5mm, que tiene una de las finalidades es ser un empalme y fijación entre el clavo y una guía o pantógrafo, a la hora de su introducción y extracción del clavo y tornillo bloqueadores en el hueso.

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

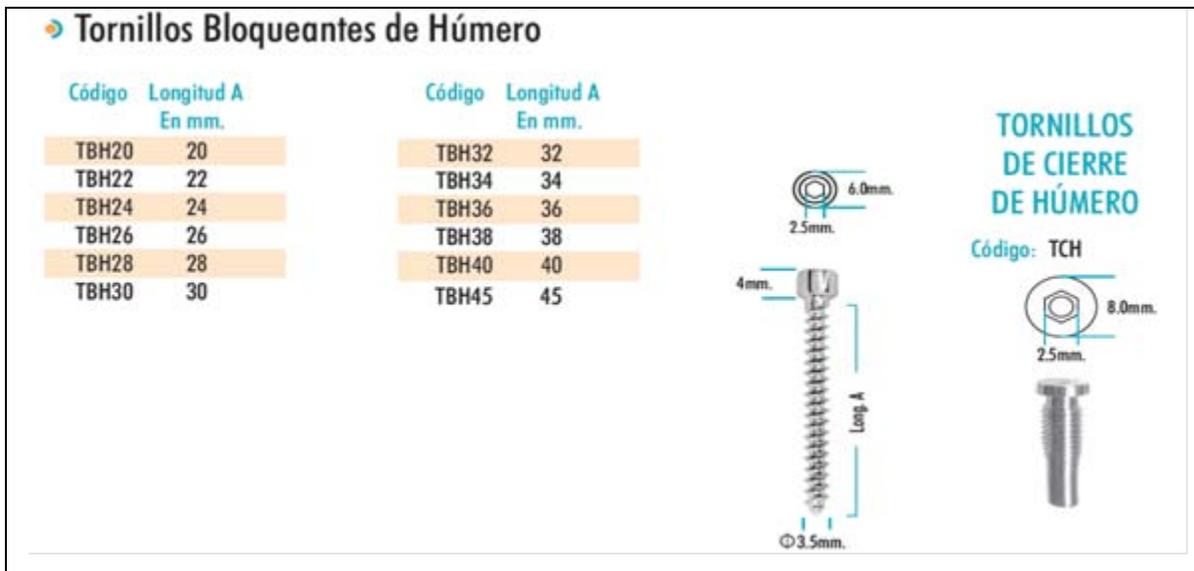


Figura 5.5. Tornillos de cortical con cabeza redondeada de 3,5 mm de diámetro usados para fijar la placa al hueso (Müller *et al*, 1990)

5.2.1 Sistema analizado

Para el clavo sólido se genera un modelo en el cual se aprecia la interacción entre la clavo, el hueso y los tornillos de fijación (ver figura 5.6), simulando el sistema global abajo descrito.

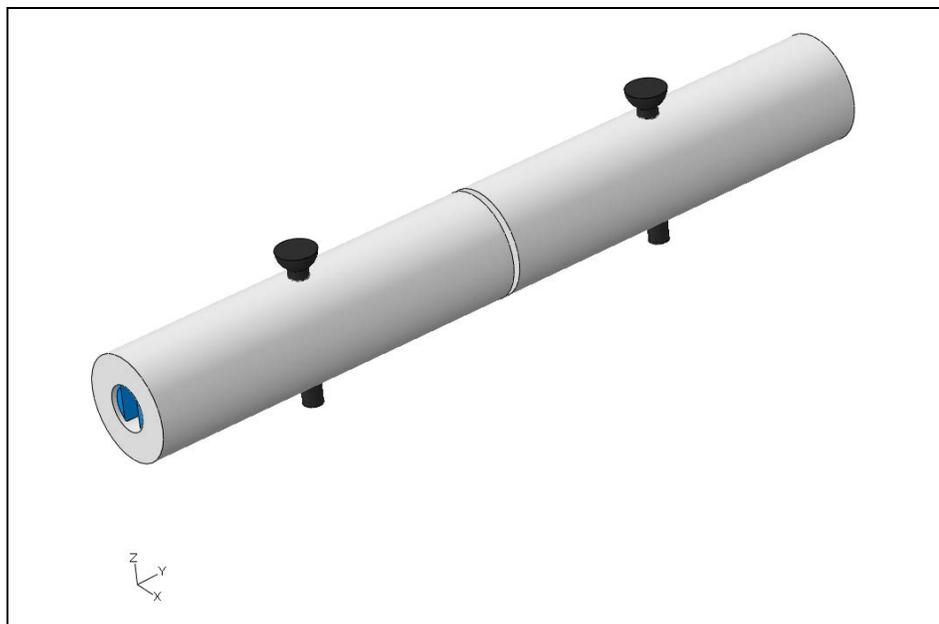


Figura 5.6 Sistema analizado clavo-hueso-tornillos de fijación

Clavo: El modelo corresponde a la geometría del clavo sólido para tornillos AO/ASIF de 3,5 mm de diámetro descrita anteriormente, con diámetro de 7 mm, y una longitud de 120 mm.

Hueso: Se representan como dos cilindros huecos con un diámetro externo de 19 mm e interno de 7 mm, con longitud de 130 mm cada cilindro, en contacto en el extremo medio con el fin de representar una fractura transversal.

Tornillos de fijación: Dos cilindros con cabeza cónica, simulan los tornillos de fijación atravesando ambas corticales, los cuales se colocan para fijar el clavo al hueso dando estabilidad al conjunto.

La geometría del sistema se obtiene a partir del modulo de diseño asistido por computadora Auto CAD, el cual proporciona una interfaz que permite la transferencia directa de la geometría del sistema al programa de análisis de elementos finitos, exportando el modelo clavo-hueso-tornillos a través del formato normalizado de intercambio de datos SAT.

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

La flexión y la torsión, reproducen el efecto que se ejerce tras la colocación de el clavo (Woo *et al*, 1983) debido a la conexión e inmovilización de los fragmentos de la fractura, Por ejemplo, una flexión es generada cuando se entra en contacto con algún cuerpo, un estado de torsión cuando se gira la manilla de una puerta, este tipo de condición tiende a abrir la fractura, simulándose las condiciones generadas al mantener la alineación del eje

neutro del hueso. Finalmente, la tracción representa el proceso que ocurre luego del remodelado óseo, donde el hueso empieza a absorber cargas por sí mismo y el clavo sólo resiste carga axial, esto se presenta durante el proceso de consolidación de la fractura.

Los valores de carga considerados para esta investigación son estimados para condiciones críticas, aunque estas puedan variar mediante la remodelación ósea, por lo que la placa es diseñada para un grado limitado de exigencias. (Ver tabla 5.3).

Tabla 5.3 Carga consideradas para el sistema analizado clavo-hueso-tornillos de fijación

Carga Axial	Momento Flector	Momento Torsor
122N	4235 N.mm	122.5 N.mm

5.2.2 Materiales

El material seleccionado para el diseño y fabricación de la placa es acero AISI 316L de calidad para implantes. Se trata de un acero inoxidable austenítico al molibdeno y de bajo carbono, llamado acero quirúrgico por sus múltiples aplicaciones. (Murty, 2003).

El acero 316L y el titanio son los materiales más adecuados para la fabricación de implantes de osteosíntesis por sus propiedades de biocompatibilidad, resistencia mecánica y fácil esterilización. La sensibilidad de este material a la corrosión intragranular es menor, gracias a su reducido contenido en carbono, además, la adición de molibdeno mejora su resistencia a la corrosión frente a ciertos medios muy activos, como los fluidos orgánicos (Murty, 2003).

Por otra parte, la elección de este material 316L contempla la necesidad de reducir los costos en los servicios de salud pública en nuestro

país, siendo el acero inoxidable la opción más económica dentro de las aleaciones metálicas usadas en traumatología y cirugía ortopédica.

Para la simulación de los tornillos de fijación se utiliza el mismo material que en la clavo (acero 316L), ya que se recomienda evitar la combinación de materiales en el sistema clavo-tornillos por los efectos corrosivos.

La tabla 5.4 muestra las propiedades del acero inoxidable 316L (se considera un comportamiento elástico lineal), donde: (L) límite elástico, (S) resistencia a la rotura, (A) máximo alargamiento, (E) módulo elástico, (Sf) resistencia a la fatiga y (ν) relación de Poisson.

Tabla 5.4 Propiedades mecánicas del material acero 304 (recocido), empleado en los implantes (American Society for Testing and Materials 1978; Comín et al, 1999)

Acero	L (MPa)	S (MPa)	A (%)	E (GPa)	Sf (MPa)	ν
316L	220-260	600-700	35-55	200	260-280	0.3

En general, el comportamiento del hueso es anisótropo; sin embargo, se puede modelar como un material lineal elástico ortotrópico cuyas constantes elásticas incluyen tres módulos de elasticidad, tres coeficientes de Poisson y tres módulos de rigidez (Rapoff *et al*, 2000).

La tabla 5.5 muestra las propiedades usadas en la simulación del hueso, considerado ortotrópico por sencillez, donde: (E) módulo elástico en GPa, (G) módulo de rigidez en GPa y (ν) relación de Poisson adimensional.

Tabla 5.5 Constantes elásticas para hueso cortical humano (Cowin, 1989)

E ₁	E ₂	E ₃	G ₁₂	G ₁₃	G ₂₃	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
12,00	13,40	20,00	4,53	5,61	6,23	0,376	0,222	0,235

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

5.2.3 Condiciones de carga y restricciones

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

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

En el modelo se simulan las interacciones entre el clavo, el hueso y los tornillos de fijación mediante los pares de contacto del tipo *superficie-superficie atados*; se encuentra entre ellos el contacto por: las dos porciones de hueso, el del hueso y los tornillos, los tornillos y el clavo, y finalmente clavo y el hueso. De lo anterior, se originan ocho (8) pares de contacto, garantizando un buen ensamblaje del sistema y la correcta transmisión de cargas.

En el hueso se restringieron todos los desplazamientos considerándose como empotrado la zona proximal, para simular la sujeción al hombro, restringiendo así los seis grados de libertad de movimiento, por otra parte las cargas fueron aplicadas del lado opuesto al empotramiento en el hueso, tal como se muestra en las figuras 5.7, 5.8 y 5.9.

Las cargas a las cuales se somete el sistema global no se aplican directamente sobre la placa sino sobre el hueso cortical. De esa manera, los esfuerzos se transmiten del hueso a los tornillos y de los tornillos al clavo. Por otra parte, la flexión se simula con respecto al eje X, dicho efecto tiende a abrir la fractura, y la torsión con respecto al plano XZ, de manera que todos los esfuerzos sean absorbidos por el clavo.

La carga axial seleccionada $F = 122 \text{ N}$, genera un esfuerzo de compresión en la sección transversal del hueso cortical, (ver figura 5.7). El valor de dicho esfuerzo viene dado por:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (5.10)$$

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

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{\text{externo}}^2 - D_{\text{interno}}^2) \quad (5.11)$$

sustituyendo en la ecuación (5.10) se obtiene que $\sigma = 0,14 \text{ MPa}$.

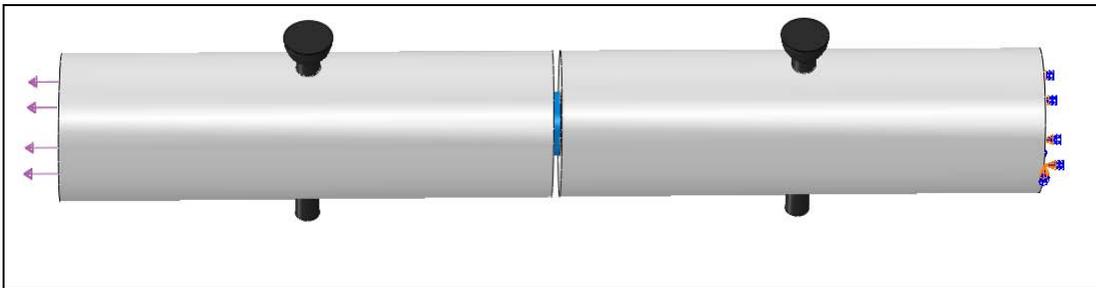


Figura 5.7 Esfuerzo de compresión generado en la sección transversal del hueso cortical con empotramiento en el extremo opuesto del hueso.

El momento flector, $M = 4.235 \text{ N.mm}$, se modela como una fuerza puntual (F) que actúan en la parte lateral del extremo libre del hueso cortical (ver figura 5.8). El valor de la fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F.L \quad (5.12)$$

Donde L es la longitud total de la suma de los cilindros que simulan las porciones del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión (5.12) que $F_f = 35\text{N}$.

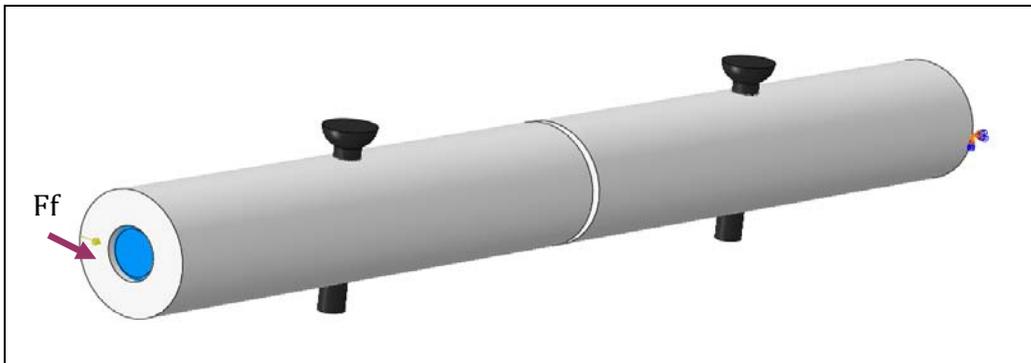


Figura 5.8 Momento flector (respecto al eje X) aplicado en el hueso del sistema clavo-hueso-tornillos de fijación.

Posteriormente para generar un estado de torsión pura $T = 122,5$ N.mm, se aplicaron pares de fuerzas (F) puntuales en la sección transversal de los extremos libres del hueso tal como se muestra en la figura 5.9. El valor de (F) se obtiene a través de la siguiente expresión:

$$T = F.r \quad (5.13)$$

Donde r es el radio externo del hueso cortical. A partir de la ecuación (5.13) se tiene que $F = 35$ N

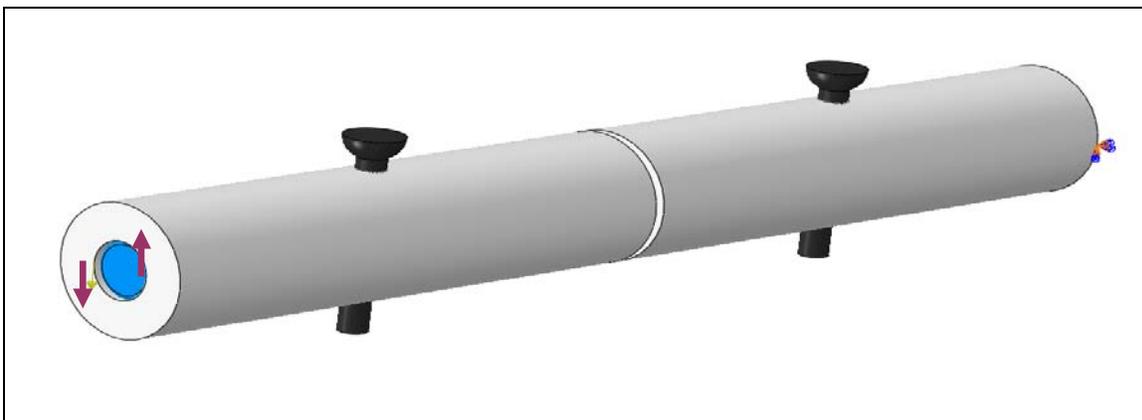


Figura 5.9 Momento torsor (respecto al plano XZ aplicado en el hueso) del sistema clavo-hueso-tornillos de fijación.

5.3 DISCRETIZACIÓN DEL SISTEMA POR ELEMENTOS FINITOS

Por las características geométricas del sistema clavo intramedular-hueso-tornillos y dada las particularidades en la ranura del clavo, se crea un

mallado libre para todo el conjunto empleando elementos tetraédricos. Todos los cuerpos del sistema fueron mallados con C3D10M, este es un elemento sólido 3-D continuo para esfuerzos y desplazamientos 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, como se indica en la figura 5.11) modificado para formulaciones de orden cuadrático 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 (ABAQUS versión 6.8). La geometría, la localización de los nodos y el sistema de coordenadas para este elemento se muestra en la figura 5.11.

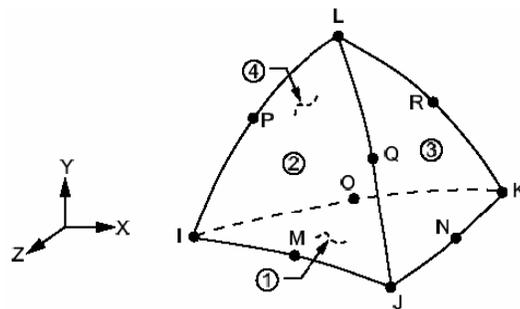


Figura 5.10 Geometría del elemento C3D10M (ABAQUS 6.8)

Una vez creados los elementos mediante el mallado libre, se realiza el primer mallado y se refina la malla hasta obtener la convergencia del modelo, se discretiza con una malla más refinada en las zonas cercanas a la ranura, ya que es en estas regiones donde se presentan los mayores esfuerzos, a su vez se refinan los contactos para garantizar que no haya superposición de elementos entre las superficies. Finalmente, se determina el análisis de sensibilidad del modelo, empleándose la ecuación 5.9, obteniendo los errores porcentuales entre las distintas discretizaciones; dichos errores corresponden al estado de carga a tracción con una magnitud de carga de 122 N como se muestran en la tabla 5.5.

Tabla 5.6 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual para el sistema clavo intramedular-hueso-tornillos de fijación

Mallado	Número de Elementos	Esfuerzo máximo de Von Mises (MPa)	Error Porcentual (%)
1.	104445	58,82	15,47
2.	111272	49,72	20,60
3.	126419	59,96	8,77
4.	134795	65,22	1,13
5.	141253	64,48	19,42
6.	154213	57,96	15,49
7.	167488	66,94	7,11
8.	195726	62,18	2,67
9.	210669	60,52	4,49
10.	219620	63,24	2,28
11.	227592	61,80	1,62
12.	231130	62,80	0,85

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

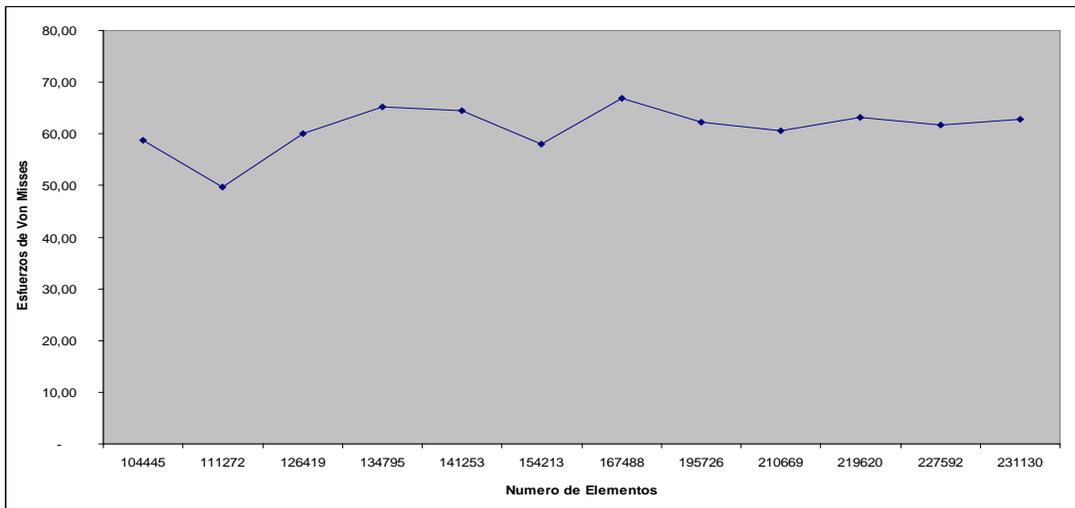


Figura 5.11. Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el sistema clavo intramedular-hueso-tornillos de fijación.

Finalmente se obtiene una discretización de 210.669 elementos, como se muestra en la figura 5.12, distribuidos de la siguiente manera:

Clavo intramedular: 159.324 elementos, 248.566 nodos.

Huesos: 27.434 elementos, 43.746 nodos.

Tornillos: 23.891 elementos, 34.241 nodos la suma de los dos tornillos.

La discretización del sistema (ver figura 5.12) muestra la concentración de elementos del clavo intramedular y en el área en contacto entre: clavo intramedular-hueso y placa-tornillos de fijación.

Cabe destacar que se realizan dos estudios para el sistema clavo intramedular-hueso-tornillos, el primero cuando las dos mitades de hueso están separadas entre ellos de 1mm. Esta situación se realiza el análisis de sensibilidad, ya que el comportamiento del sistema es particular.

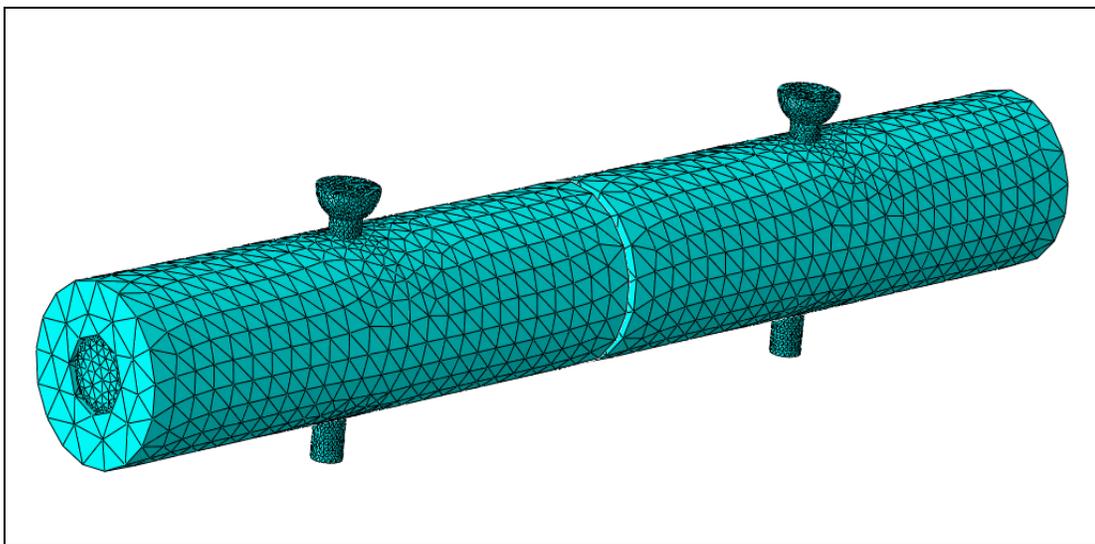


Figura 5.12 Vista isométrica Mallado del sistema modelado

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, ya que dicha teoría es la más exacta para materiales dúctiles. De acuerdo con este criterio, el modelo falla cuando en alguno de sus puntos, la energía de distorsión por unidad de volumen supera el límite de fluencia del material usado [Norton, 1999].

El programa ABAQUS versión 6.8 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 estudio corresponde a la situación en la cual se encuentra los dos extremos fracturados a una distancia de 1mm, en la figura 5.13 se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises del modelo sometido a tracción, en el cual se obtuvo un esfuerzo máximo de:

$$\sigma_{VM \text{ Tracción (máximo)}} = 62.18 \text{ MPa}$$

Ocurriendo este en el clavo intramedular, puede apreciarse en la figura 5.14 la concentración de esfuerzos máximo cerca de la ranura ubicada en la parte proximal del clavo.

Por otra parte, la figura 5.15 representa la distribución de esfuerzos de Von Mises generados en el modelo cuando se encuentra sometido a un momento flector alrededor del eje X, el cual tiende a abrir la fractura, igualmente que en el caso anterior se nota la concentración de esfuerzo alrededor de la ranura proximal, presente en el clavo intramedular, pero esta vez más pronunciados y con valores de esfuerzos mayores obteniéndose un máximo de:

$$\sigma_{VM \text{ flector (máximo)}} = 70,30 \text{ MPa}$$

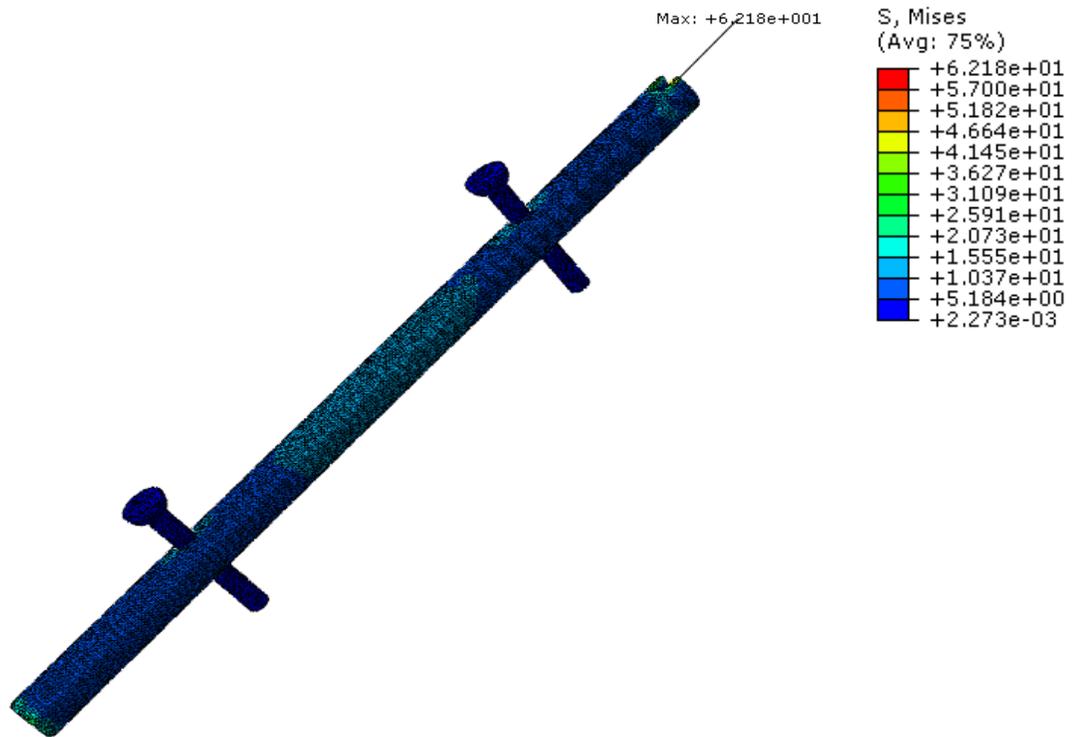


Fig. 5.13 Esfuerzos de Von Mises (σ_{VM} : MPa) para el sistema del clavo intramedular-hueso-tornillos sometido a tracción

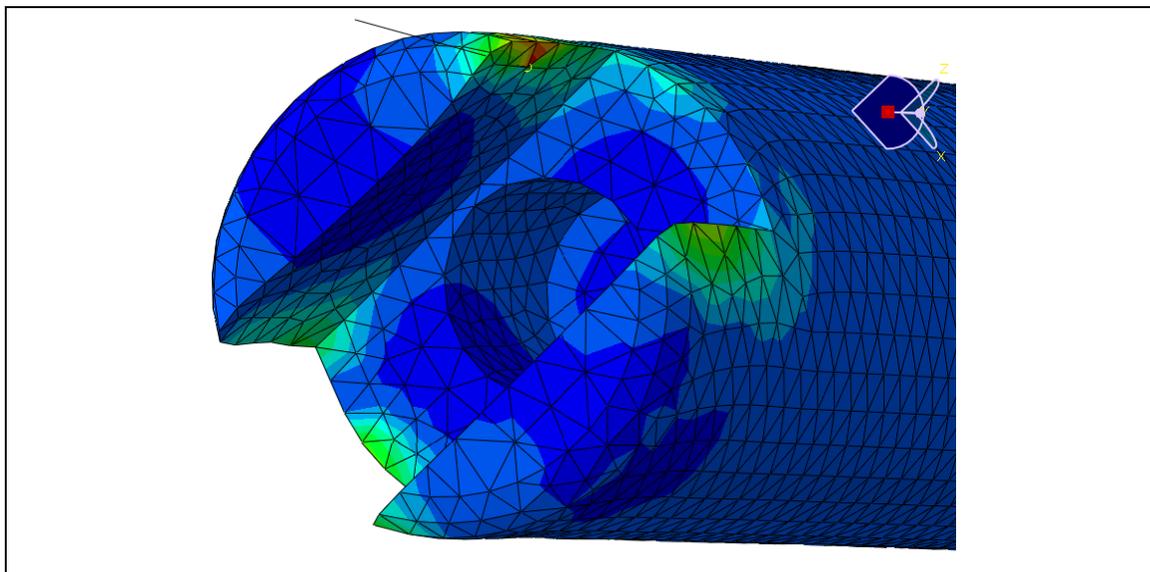


Figura 5.14 Detalles de la ranura del sistema clavo-hueso tornillos bajo carga de tracción, esfuerzos máximos de Von Mises (σ_{VM} : MPa)

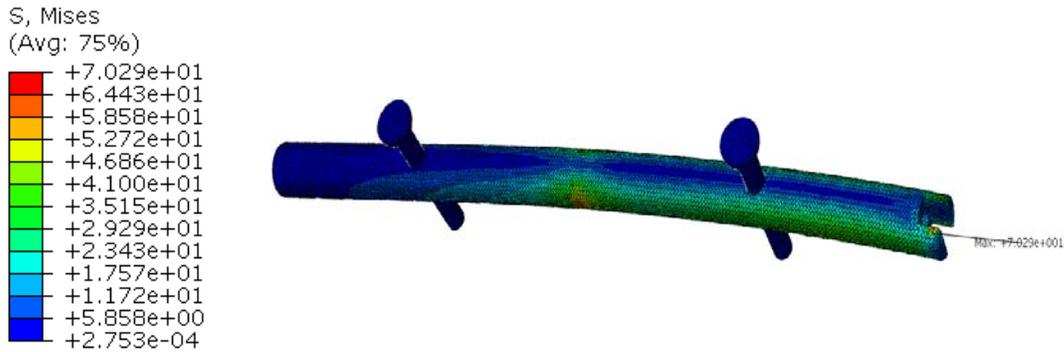


Figura 5.15 Esfuerzos equivalentes de Von Mises (σ_{VM} : MPa) para el sistema de la clavo intramedular-hueso-tornillo sometido a momento flector de 4235 N.mm

Finalmente, se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises para un momento torsor de 122,5 N.mm aplicado en el plano XZ, usando un factor de escala de desplazamiento automático de 100,4 para poder apreciar el efecto del esfuerzo en el modelo. Nuevamente se puede apreciar concentración de esfuerzos en la placa alrededor de la ranura como se muestra en la figura 5.17. Obteniéndose un máximo de:

$$\sigma_{VM} \text{ torsión (máximo)} = 64,00 \text{ MPa.}$$

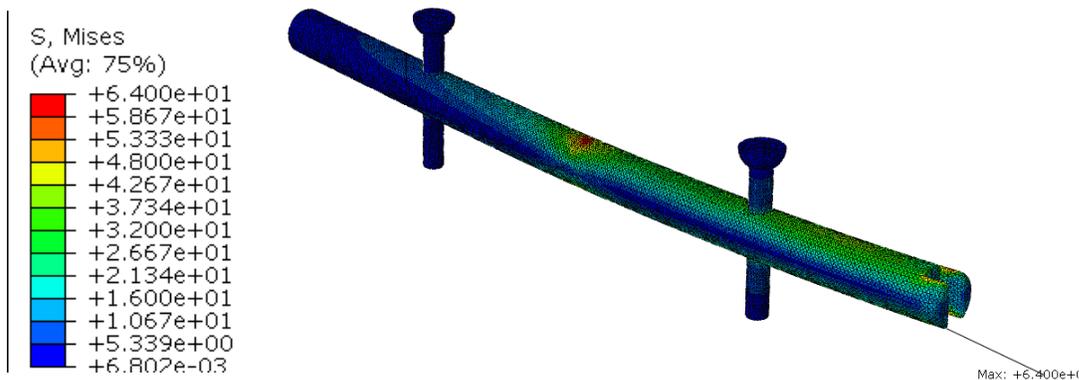


Figura 5.16. Esfuerzos equivalentes de Von Mises (MPa) para el sistema de la clavo intramedular-hueso-tornillo sometida a torsión

En la tabla 5.6 se puede observar los esfuerzos máximos resultantes en el clavo intramedular para cada estado de carga:

Tabla 5.7 Esfuerzos máximos de Von Mises resultante en el clavo intramedular para los estados de cargas .

Estado de Carga	Con hueso separado 1mm (MPa)
Compresión	62.18
Flexión	70.30
Torsión	64

De los resultados obtenidos se puede observar que el clavo intramedular en conjunto con el hueso y los tornillos bajo condiciones normales, estando el hueso separados entre sí, el clavo intramedular resiste los esfuerzos a los cuales fue sometida. 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 304 (240MPa a compresión y 300MPa a tracción), por lo que el diseño puede ser empleado normalmente bajo estas condiciones seguras.

El factor de seguridad para materiales dúctiles bajo carga estática puede calcularse como la ecuación (5.14):

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} \tag{5.14}$$

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 3,41

Los resultados del factor de seguridad de N, se justifican si se considera la existencia de situaciones donde el usuario puede someter el

diseño a condiciones de sobrecarga. Por ejemplo, no hay forma de evitar que alguien intente levantar un peso o que sufra una caída.

Por otro parte, está claro que donde quiera que intervenga la salud de las personas se justifican valores altos de N , para que los pacientes que utilicen estos aparatos de osteosíntesis estén seguros y su recuperación sea idónea.

CAPÍTULO 6

Resultados experimentales

A continuación se muestran los resultados obtenidos una vez realizada la construcción del clavo intramedular, a partir del diseño elaborado y analizado previamente en el capítulo anterior, basados en la colocación del clavo en una fractura realizada en un hueso, con la ayuda de una guía o pantógrafo; esto con el fin de evaluar el funcionamiento del dispositivo de osteosíntesis en sus funciones principales, que es alinear y aproximar ambas partes de la fractura.

6.1 OBJETIVO

El objetivo del ensayo experimental se basa en verificar la alineación de los agujeros entre el clavo diseño y el pantógrafo, evaluando la exactitud y patrón, que tiene este último, en perforar y acoplar los tornillos corticales y el clavo dentro del canal medular. Así como también demostrar funcionalidad que presenta el diseño.

6.2 MATERIALES Y MÉTODO

Para realizar esta prueba se empleó un clavo intramedular, mostrado en la figura 6.1, construido 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.



Fig. 6.1. Modelo construido del clavo intramedular para fijación de fractura de húmero.

6.2.1 *Materiales utilizados*

- Para estabilizar la fractura se utiliza un clavo intramedular, compuesta por dos agujeros y un diámetro de 7mm.
- Dicho clavo se fija al hueso con dos tornillos cortical 4mm de diámetro y 35mm de longitud, los cuales fueron adquiridos en una casa medica comercial.
- Para la colocación del clavo se utilizó una guía o pantógrafo, hecho para este diseño, con agujeros que coinciden con los del clavo intramedular. Además esta guía tiene un tornillo de 1/8" que acopla el clavo intramedular y el pantógrafo al momento de la colocación y extracción.
- Para realizar el montaje de la placa, se utiliza un taladro para perforar los agujeros en el hueso con broca de 4mm y un destornillador Allen.



Fig. 6.2 Despiece de materiales utilizados en la colocación del clavo.

6.2.2 Método empleado

Se procede a cortar el hueso, en la zona proximal, para generar la fractura como se muestra en la figura 6.3.



Fig. 6.3: Fractura del hueso utilizado para la prueba.

Luego, se ensambla el clavo intramedular con el pantógrafo, y la ayuda del tornillo que lo sujeta como se muestra en la figura 6.4 y después coloca el clavo intramedular en la zona medular del hueso Figura 6.5



Fig. 6.4 Ensamble clavo intramedular-guía.



Fig. 6.5 Colocación completa del clavo en el hueso.

Posteriormente, se perfora los agujeros con un taladro y se coloca en la el tornillos de la parte distal del clavo intramedular, como se muestra en la figura 6.6.



Fig. 6.6 Colocación del tornillo en la zona distal del clavo intramedular

Finalmente se coloca un tornillo en un agujero en la parte opuesta a la fractura para realizar la aproximación y alineación de ambas partes de la fractura mediante el proceso de atornillado (como se muestra en la figura 6.7).



Fig. 6.7. Aproximación y alineación de la fractura

6.3 RESULTADO EXPERIEMNTALES

Al momento de la prueba se verificó una aproximación de unos 2mm entre los extremos de las corticales y se produjo la compresión hacia el foco de la fractura con lo que se comprueba la funcionalidad del clavo, ya sea que el hueso no gira sobre su propio eje y no se desplaza longitudinalmente.

A la vez, se verificó que el pantógrafo o guía de colocación del clavo intramedular, en el hueso, esta correctamente alineada con respecto al clavo y a los agujeros de mismo.

6.4 ESTIMACIÓN DE COSTOS

Al realizar la construcción del clavo intramedular, se constato que el precio del producto en el mercado nacional es muy elevado en comparación con la producción unitaria a la cual fue construido nuestro diseño. A su vez se chequeo en los centro de mecanizado el consto del clavo intramedular en producción en masa.

En la tabla 6.1 se indican los costos asociados a la producción en serie del clavo intramedular para fijación de fractura de húmero.

Tabla 6.1. Costo del conjunto clavo intramedular - tornillos

Descripción	Costo Unitario (Bs.F)	Costo al mayor (Bs.F)
Barra de acero 316L (3/8" x 120mm)	100,00	50,00
Mecanizado del Clavo Intramedular	120,00	100,00
02 Tornillos corticales de 4mm	40,00	30,00
Costo Total	260,00	180,00

Se observa en la tabla 6.1, el precio unitario y al mayor, puede ser construido el modelo en estudio, y este precio es menor al que se puede adquirir un clavo intramedular para humero en el mercado nacional, el cual cuesta alrededor de diez mil bolívares fuertes (10.000 Bs.F). Al construir este clavo se beneficiaría a la comunidad que requieren de este producto en el hospital de carabobo, al tratar ciertas fracturas del húmero.

CAPÍTULO 7

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presentan las conclusiones más 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 un clavo intramedular 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 260; mientras que proyectando la producción en serie el sistema tendría un costo aproximado de Bs.F. 180,00.

Una vez realizado el análisis numérico del sistema a través del programa de elementos finitos ABAQUS 6.8, 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 del brazo. 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 3.41. Estos valores se

obtienen para un estado de carga a los que se ve sometido el hueso durante la aplicación de una fuerza de 10N.

Las regiones más vulnerables del clavo se encuentran en la región proximal de este, dentro de la canal, en las cuales se obtienen los esfuerzos más altos y cuya distribución es más o menos uniforme, incrementándose un poco en los agujeros más 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, el clavo intramedular absorbe toda carga aplicada, es decir que funciona en la condición más desfavorable. Los esfuerzos obtenidos para dicho estado no 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 la colocación del modelo en el hueso con la ayuda del pantógrafo, que presenta orificios paralelos al diseño, logrando poner en contacto los extremos de las corticales del hueso y ejercer una pequeña compresión entre ellas y alinearlas, para de esta forma ocurra la regeneración primaria del hueso.

7.2 RECOMENDACIONES

En la presente investigación se realizó un estudio estático, considerando solamente las condiciones de cargas producidas por la aplicación de ciertas cargas al 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 el clavo. Igual manera, se sugiere realizar el análisis del sistema hueso-Clavo considerando la densidad de la médula ósea.

Se recomienda realizar un estudio dinámico del sistema que simule las condiciones de carga, así como el uso de distintos materiales biocompatibles para ver sus diferencias con el mismo diseño.

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

Se recomienda realizar el pantógrafo del mismo material, para evitar cualquier accidente en la colocación del clavo intramedular y así alinear correctamente la fractura.

REFERENCIAS

- **Aguilar F. C. (1988).** Instrumentación del manejo de la guía para los agujeros distales del clavo de Grosse-Howmedica.
- **Biomet (1992).**The Kent Hip. The Adaptable Revision Hip.
- **Brookes A. (1965).** Management of difficult fractures problems.
- **Contreras G., González Y. y Bendayan J. (2000).** Diseños preliminares de un dispositivo de fijación interna bloqueado para tratamientos de fracturas en los huesos metacarpianos. Métodos Numéricos en Ingeniería V. Goicola, Mota, Pastor, Bugueda, (eds). SEMNI, España.
- **Contreras G., Falcón O., Martínez M. y Cerrolaza M. (2001).** Diseño y análisis por el método de elementos finitos de un implante intramedular bloqueado para hueso metacarpiano. Memorias II Congreso Latinoamericano de ingeniería biomédica, Habana. pp. 1-5.
- **Contreras Gabriela, Götzen Nils y Cerrolaza Miguel (2002).** Análisis numérico de un clavo Intramedular Bloqueado para tratamiento de fracturas en Metacarpianos. pp.1-4.
- **De Lucas C.P; Domínguez I. y Asociación Internacional de Osteosíntesis Dinámica (AIOD) (2002).** Manual de osteosíntesis. Publicado por Elsevier España. Pp. 4.
- **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.

- **Derweduven J. (1979).** A new intramedullary compression device for fractures and pseudarthroses of the long bones. pp. 659.
- **Eliás Ja, Tang W, Howitz MC.** Cytokine and Hormonal stimulation of human osteosarcoma cytokine-11 production. *Endocrinol* 1995; 136: 489-498.
- **Farill J. (1952).** Orthopedics in Mexico. *J.Bone Joint Surg (Am)*. pp.506.
- **Gámez, B. (2008).** Crecimiento de grietas por fatiga en hueso cortical humano utilizando el método de los elementos de contorno. Tesis Doctoral presentada en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Central de Venezuela.
- **García C. y Ortega D. (2005).** Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: evaluación radiológica.
- **Geneste R. y Seguet A. (1981).** Traitement des fractures comminutives graves de la diaphyse femorale par L'enclouage a foyer ferme avec plaque ergot. pp.311.
- **Grosse A. y Kempf L. (1976).** L'enclouae avec blocage de la rotarion on clou bloque .principles tehniqe, indications et premiers resultants.
- **Grosse A, Taglang G y Favreul Y. (1994).** The gamma locking nail in the treatment of pertrochanteric fractures. A 904 cases experience between 1987-1993.
- **Hansen HC; Street DM y Brewer BJ. (1947).** The medullary nails. Presentation of a new type and report of 4 cases. Pp.423.
- **Huckstep RL. (1972).** Rigid intramedullary fixation of femoral shaft fractures with compresión. pp.204.

- **Industrias Medicas Sampedro S.A. (2002).** [On-line]. Disponible en: <http://www.imsampedro.com>
- **Juan Hasbun y Alexis López (2000),** Fracturas diafisarias de humero manejadas con clavos Endomedulares de Ender. Vol.5; pp. 222-224.
- **Kaessman HJ (1976).** Stabile osteosyntese durde den kompressionsnagel. pp.272.
- **Klemm K y Schellmann WD. (1972).** Dynamische und statische verriegelung des marknagels. pp.578.
- **Küntscher G. (1962).** El Enclavado Intramedular. Stuttgart.
- **Küntscher G. (1968).** Die marlnagelung des trummerbruches langensbecks Arc Klin Chir. Pp.1023.
- **Leveuf y Laurence (1946).** Resultados del enclavamiento intramedular según el método de Küntscher en las fracturas de diáfisis femoral.
- **M.E.Müller, S.Nazarian, P.** Classificacion AO des Fractures. Les Os Longs. Koch.
- **Manolagas SC, Jilka BL. Bone Marrow.** Cytokines and bone remodeling. New Engl J Med 1995; 332: 305-311.
- **McRae R., Esser M. y McRae J. (2003).** Tratamiento práctico de fracturas. pp.3-69.
- **Mijares G. y Prat D. (1975).** Clavo cóndilocefálico modificado. Estudio biomecánico. Rev. Ortop Traumatol. pp. 649-655

- **Perry C.R. y Elstrom J.A. (2001).** Manual de Fracturas. McGraw -Hill Interamericana Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol. Vol. 66(2), pp. 106-111, 165-183, 184-201.
- **Puzas JE. The Osteoblast.** En: Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism, Second Edition. Favus MJ. ed. Nueva York: Raven Press, 1993: 15-20.
- **Schone G. (1913).** Behandlung fur Vorderarmfrakturen mit Bolzung, Munch pp.2327.
- **Seidel H. (1989).**Humeral interlocking nail: A preliminary report. pp: 219.
- **Street D.M. (1996).** The Evolution of Intramedullary Nailing. En Browner BD, editor. The Science and practice of intramedullary Nailing. 2da. Williams & Wilkins, 1996. pp. 1-26
- **Torrano J. (1998).** Enclavado endomedular para el tratamiento de fracturas diafisarias del antebrazo. Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol. Vol. 63, № 1, pp. 41-47
- **T.P.Rüedi, W.M.Murphy.** AO Principles os Fracture Management.
- **T.V. Isamar, V.P. Mary, F. Herman, P.R. Sebastian, B.I. Carlos (2007).** Evaluación con distintos Materiales de Clavos Endomedulares para Fémur y Tibia mediante Elementos Finitos. pp.801-805.
- **Velásquez M. Gerónimo A., González César y Cerrolaza Miguel (2002).** Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantéricas del fémur. pp. 1-10.
- **Zickel Re. (1977).** A new intramedullary device for subtrochanteric fractures of the femur pp. 122-165.