



**EDUCACIÓN**  
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO  
NACIONAL DE MÉXICO

# Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación  
y Desarrollo Tecnológico

## Tesis de Maestría

Desarrollo de un clavo intramedular de autobloqueo de esfuerzos  
mínimos superficiales y amortiguamiento dirigido para el  
tratamiento de fracturas de fémur

presentada por

**Ing. Christian Alberto Pérez Córdoba**

como requisito para la obtención del grado de  
**Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica**

Director de tesis

**Dr. José María Rodríguez Lelis**

Cuernavaca, Morelos, México. Noviembre de 2019.



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico  
Subdirección Académica

"2019, Año del Caudillo del Sur, Emiliano Zapata"

Cuernavaca, Mor.,  
No. de Oficio:  
Asunto:

17/septiembre/2019  
SAC/265/2019  
Autorización de  
impresión de tesis

**ING. CHRISTIAN ALBERTO PÉREZ CÓRDOBA**  
**CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS**  
**EN INGENIERÍA MECÁNICA**  
**P R E S E N T E**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado "Desarrollo de un clavo intramedular de autobloqueo de esfuerzos mínimos superficiales y amortiguamiento dirigido para el tratamiento de fracturas de fémur", ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo



**ATENTAMENTE**

*Excelencia en Educación Tecnológica.  
"Conocimiento y tecnología al servicio de México"*

**DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ**  
**SUBDIRECCIÓN ACADÉMICA**

SEP TecNM  
CENTRO NACIONAL  
DE INVESTIGACIÓN  
Y DESARROLLO  
TECNOLÓGICO  
SUBDIRECCIÓN  
ACADÉMICA





"2019, Año del Caudillo del Sur, Emiliano Zapata"

Cuernavaca, Mor., 28/junio/2019

OFICIO No. DIM/187/2019  
Asunto: Aceptación de documento de tesis

**C. DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ**  
**SUBDIRECTOR ACADÉMICO**  
**PRESENTE**

Por este conducto, los Integrantes de Comité Tutorial del estudiante Ing. Christian Alberto Pérez Córdoba, con número de control M16CE068, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le Informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional "Desarrollo de un clavo intramedular de autobloqueo de esfuerzos mínimos superficiales y amortiguamiento dirigido para el tratamiento de fracturas de fémur", hemos encontrado que se han atendido todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

DIRECTOR DE TESIS

DR. JOSÉ MARÍA RODRÍGUEZ LELIS  
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica  
4500026

REVISOR 1

DR. WILBERTH MELCHOR ALCOCER R.  
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica  
10458247

REVISORA 2

M.C. LAURA LILIA CASTRO GÓMEZ  
Maestra en Ingeniería y Ciencias Aplicadas con  
Opción Terminal en Ing. Química  
7172315

REVISOR 3

DR. JOSÉ ALFREDO RODRÍGUEZ RAMÍREZ  
Doctorado en Ingeniería y Ciencias Aplicadas  
Con Opción Terminal en Ingeniería Mecánica  
6672663

C.p. Guadalupe Garrido Rivera Jefa del Departamento de Servicios Escolares.  
Christian Alberto Pérez Córdoba Estudiante  
Expediente

AAP/mrsr

---

## DEDICATORIA

A Dios por ser mi fortaleza en cada aprendizaje de vida, por los caminos adecuados presentados en mi trayecto académico.

A mi familia que solo procuran lo mejor para mí, y es mi obligación retribuir un poco de su formación en mi educación, para seguir siendo una persona de bien.

---

## AGRADECIMIENTOS

*Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo brindado para la realización de mis estudios de posgrado.*

*Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET), por darme la oportunidad de realizar mis estudios, y a los profesores por ser parte de mi desarrollo académico.*

*A mi director de tesis, el Dr. José María Rodríguez Lelis, por su sapiencia, y gracias a sus consejos y correcciones hoy puedo culminar este trabajo.*

*A mi comité revisor: Dra. Laura Lilia Castro Gómez, Dr. Wilberth Melchor Alcocer Rosado, Dr. José Alfredo Rodríguez Ramírez por su apoyo, tiempo y consejos en la realización de este trabajo.*

*A Equipos Médicos Vizcarra y a la Maestra Teresa Lucas, por el apoyo brindado.*

*A mis hermanos Blanca Nohemí Flores Salazar, Jorge Luis Madera Muñoz.*

*A mis amigos y compañeros.*

*A todas las personas que ofrecieron su apoyo de motivación en la obtención de este grado de estudios. ¡Gracias por todo!*

---

## RESUMEN

La estructura de soporte, protección y movimiento del cuerpo humano es el esqueleto o sistema esquelético. El sistema esquelético del ser humano adulto tiene más de 200 huesos individuales. Una ruptura en un hueso es una fractura. Las fracturas en los huesos pueden ocurrir por fuerzas externas mayores que exceden las que puede soportar un hueso en su resistencia mecánica. Las fracturas en general ocurren debido a accidentes, otras causas son la pérdida de masa ósea y la osteoporosis, que causa debilitamiento de los huesos. En las personas de edad avanzada, los huesos se tornan más finos y débiles de modo que las fracturas se producen más a menudo.

Una de las fracturas más comunes es la del hueso fémur, es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo humano. El método implementado para el tratamiento de fracturas de fémur puede ser por medios externos o internos. Los medios externos pueden ser pernos y tornillos que se unen a una placa por fuera de la piel, para mantener fijo y unido el fémur, esta técnica es un tratamiento temporal, y en rara vez se deja en el paciente como un tratamiento a la fractura.

El método más aceptado por los cirujanos es por medios internos como el enclavado o clavo intramedular, consiste en insertar una varilla o clavo de metal a lo largo de la médula del fémur y pasando por la fractura como medio de unión, sujeción rígida, y de difícil inserción y extracción. En este trabajo se busca diseñar un nuevo modelo de clavo intramedular dirigido para el tratamiento de fracturas corticales de Fémur, por medio de mejoras en los diseños mecánicos de clavos existentes y su interacción con el fémur, en particular con el hueso cortical, calcáreo y flujo sanguíneo, no solo desde el punto de vista mecánico si no considerando el análisis de la estructura biológica y mecánica del hueso del fémur, para implementar mejoras en su inserción y extracción futura.

---

## ABSTRACT

The internal framework of the body is the human skeleton, it performs major functions like support, protection and movement. It is composed of around 206 bones by adulthood. A bone fracture is a medical condition where the continuity of the bone is broken. Most human bones are surprisingly strong and can generally stand up to fairly strong impacts or forces. However, if that force is too powerful, more than the mechanical bone resistance, it can fracture. On the other hand, fractures in general may be the result of some accidents or medical conditions which weaken the bones for example osteoporosis and brittle bone diseases. The older we get, the less force our bones can stand so fractures become more often.

The femur or thigh bone is the most common fracture; the femur is the largest and strongest bone of the human skeleton. When the femur breaks, it takes a long time to heal, the majority of broken femurs require surgery and medication. There are different surgeries, either internal or external, to hold the bones in place while they heal.

Currently, the method most surgeons use for treating femoral shaft fractures is called intramedullary nailing. This surgery inserts a rod into the length of the bone with screws above and below to hold it into place, to fix the fracture bone. It is hard to insert and extract the nail or rod. The main purpose of this work is to design a new type of intramedullary nail for the treatment; as today there are many types of nails available, this new design will be based on improving the mechanical design its interaction with the femur, especially with the cortical and calcareous bones and blood flow, not only from the mechanical point of view but also taking into account the analysis of the biological and mechanical structure of femur bone to improve the nails insertion and future extraction.

---

## CONTENIDO

<b>RESUMEN .....</b>	<b>IV</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>V</b>
<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>8</b>
<b>CAPITULO 1 .....</b>	<b>10</b>
1.1 ANTECEDENTES OSTEOSÍNTESIS.....	10
1.2 ESTRUCTURA DEL HUESO .....	12
1.3 TIPOS DE CÉLULAS.....	13
1.4 TRATAMIENTO DE LA FRACTURA DE FÉMUR.....	15
1.5 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA .....	16
1.6 PROBLEMAS CLAVO INTRAMEDULAR.....	17
1.6.1 <i>Infección Ósea (osteomielitis):</i> .....	17
1.6.2 <i>Seudo-artrosis</i> .....	17
1.7 FRACTURA DEL HUESO.....	18
1.7.1 <i>Fracturas a flexión</i> .....	19
1.8 DESPLAZAMIENTO O MIGRACIÓN.....	21
1.9 REFERENCIAS CAPÍTULO 1.....	23
<b>CAPITULO 2.....</b>	<b>26</b>
2.1 INTRODUCCIÓN.....	26
2.2 SISTEMA DE HAVERS .....	27
2.3 CONDUCTOS DE VOLKMANN.....	30
2.4 PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS DEL SISTEMA DEL BLOQUEO .....	31
2.4.1 TORNILLOS DE BLOQUEO.....	33
2.5 PRINCIPIOS DEL DISEÑO .....	37
2.6 BASES PARA CÁLCULOS DE ADHESIÓN.....	38
2.6.1 <i>Fuerza intermolecular</i> .....	38
2.6.2 <i>Fuerzas de Van der Waals</i> .....	38
2.6.3 <i>Fuerzas de cohesión y adhesión</i> .....	39
2.6.4 <i>Constante de Hamaker</i> .....	42
2.6.5 <i>Energía intermolecular</i> .....	42
2.7 TRIBOLOGÍA .....	43
2.7.1 <i>Teoría de Adhesión</i> .....	44
2.7.2 <i>Área real y área aparente de contacto</i> .....	44
2.7.3 <i>Fuerzas de Keesom</i> .....	45
2.8 PRINCIPIOS DEL NUEVO DISEÑO DEL CLAVO INTRAMEDULAR.....	47
2.9 PROPIEDADES DEL MATERIAL.....	48
2.9.1 <i>Acero inoxidable quirúrgico</i> .....	50
2.9.2 <i>Esfuerzos y propiedades mecánicas</i> .....	51
2.10 MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (FEM) .....	53

2.10.1	<i>Análisis y dimensionamiento de estructuras con el MEF</i>	53
2.10.2	<i>Módulos adicionales de RFEM</i>	54
2.11	CARACTERIZACIÓN DEL CABLE ACERO ESFUERZO NORMAL Y DEFORMACIÓN.	55
2.12	ELASTICIDAD Y PLASTICIDAD.	64
2.13	RIGIDEZ Y FLEXIBILIDAD.	64
2.14	FRICCIÓN	64
2.15	INCLUSIONES ELÍPTICAS.	66
2.15.1	<i>Cálculo del módulo de Young</i>	73
2.16	ANÁLISIS DE ESFUERZOS DE PRÓTESIS POLIETILENO COMERCIALES.	74
2.17	ELEMENTO DE LADRILLO DE OCHO NODOS F3D8	75
2.18	REFERENCIAS CAPÍTULO 2	77
<b>CAPITULO 3</b>		<b>80</b>
3.1	MODELOS CONCEPTUALES DEL NUEVO DISEÑO.	80
3.2	MODELO A	82
3.3	MODELO B	84
3.3	MODELO C	85
3.4	PUNTA DE INSERCIÓN	91
3.5	CONDICIONES INICIALES DEL MODELO.	92
3.6	TORNILLO DE BLOQUEO.	94
<b>CAPITULO 4</b>		<b>96</b>
4.1	INTRODUCCIÓN.	96
4.2	MODELADO DEL CABLE DE ACERO.	96
4.2.1	<i>Modelo estático.</i>	97
4.3	MODELO FÉMUR.	100
4.3.1	<i>Modelo Fémur cara interior.</i>	101
4.4	MODELO DEL TORNILLO DE BLOQUEO.	104
4.4.1	<i>Aplicación de las inclusiones en la cara de la rosca.</i>	105
4.4.2	<i>Caso #1 Aplicación de inclusiones elípticas.</i>	110
4.4.3	<i>Caso # 2 Aplicación del modelo sin inclusiones elípticas.</i>	113
4.4.4	<i>Esfuerzos en la cara de la rosca.</i>	117
<b>CAPITULO 5</b>		<b>119</b>
5.1.	CONCLUSIONES.	119
5.2	TRABAJOS FUTUROS.	120
5.3	ANEXOS.	121

---

## INTRODUCCIÓN.

El sistema esquelético o esqueleto otorga estructura y soporte al cuerpo humano y ofrece fijación a varios músculos, es el principal medio rígido para los músculos y tejidos blandos, los huesos actúan como palancas ayudando al movimiento junto con los músculos que se adhieren a los huesos. El esqueleto también protege a los órganos importantes del cuerpo humano, en sus huesos individuales por ejemplo el cráneo protege al cerebro y la médula espinal a las vértebras. Aunque externamente los huesos parecen estructuras simples y sólidas, la realidad es que son estructuras complejas, semirrígidas y porosas.

Una fractura de un hueso se da si se aplica más presión sobre un hueso de la que puede soportar, éste se partirá o se romperá. Una ruptura de cualquier tamaño se denomina fractura. Si el hueso fracturado rompe la piel, se denomina fractura expuesta. El hueso femoral o fémur es el hueso más largo, voluminoso y resistente del cuerpo humano. Se localiza en el muslo, entre los huesos de la pelvis y la articulación de la rodilla, es el único hueso del muslo, sirve como un punto de fijación para todos los músculos que ejercen su fuerza sobre las articulaciones de la cadera y de la rodilla. Por lo general, se requiere de mucha fuerza para romper el fémur, de ahí su complejidad al implementar el tratamiento para la fractura del fémur.

La operación de fractura de fémur puede consistir en consolidar la unión del hueso con placas de metal, o con clavos internos, lo que es más frecuente en la actualidad. Este trabajo aportará el desarrollo de un diseño de un clavo intramedular de fémur que cumpla con la función de auto bloqueo, y características de bajos esfuerzos mínimos superficiales en su fijación al hueso y amortiguamiento en el elemento de unión de la fractura, para lo cual se profundiza en los conceptos necesarios para el desarrollo del clavo intramedular de fémur.

El tratamiento más aceptado por cirujanos para la fractura de fémur es la osteosíntesis, la osteosíntesis es el tratamiento para unir de forma estable fracturas de huesos, esto con la ayuda de la implantación de diferentes dispositivos tales como placas, clavos, tornillos, alambre, agujas y pines, entre otros.

---

La identificación de las mejoras posibles en los diseños actuales de clavos intramedulares es el motivo de estudio de los diferentes temas relacionados como son rugosidad, adhesión.

El clavo intramedular tiene un comportamiento, biológico y mecánico, propio que le diferencia de los otros sistemas de osteosíntesis.

El clavo intramedular afecta morfológica y funcionalmente el canal medular de los huesos largos y permite diferentes diseños, según se frese previamente la cavidad medular o se ponga bajo cerrojo el clavo. [16] El diseño propuesto pretende minimizar los esfuerzos generados en el bloqueo, con un diseño del clavo intramedular que sea menos invasivo y permita la consolidación de la fractura. Adicionalmente que en los apoyos de los tornillos de bloqueo se reduzca la no vascularización natural del hueso, esto con un diseño de tornillos de bloqueo con una estructura interna más adecuada que permita el paso de los fluidos naturales del hueso.

El contenido de la tesis se presenta de la siguiente manera:

- **El Capítulo 1** Trata de los antecedentes de la osteosíntesis.
- **El Capítulo 2** Se presenta la teoría básica.
- **El Capítulo 3** Muestra los modelos y diseño del clavo intramedular.
- **El Capítulo 4** Se presenta los resultados obtenidos con el nuevo diseño aplicando los conceptos y características del hueso fémur.
- **El Capítulo 5** Se presenta las conclusiones y trabajos futuros.

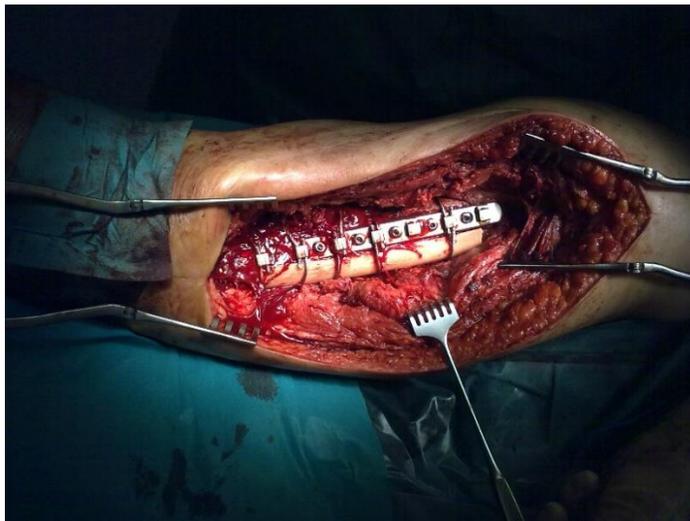
---

# CAPITULO 1

## ANTECEDENTES

### 1.1 Antecedentes osteosíntesis.

En toda fractura, el proceso de consolidación empieza en el mismo momento de su producción y siempre que las condiciones sean favorables, la reparación sigue un proceso dividido en tres fases: inflamatoria, de regeneración y de remodelación del callo, que puede verse modificado por multitud de factores externos, mecánicos o químicos, que la aceleran, retardan o incluso la impiden. (ver Figura 1.1).



**Figura 1.1** Fémur tras osteosíntesis con placa de fijación.

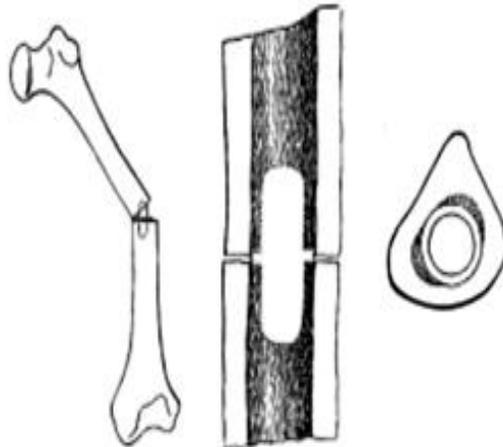
Desde el punto de vista mecánico, Burny en 1968, distinguió tres fases en la curación de una fractura. La primera, durante las tres primeras semanas, en la que aumenta la movilidad del foco por la necrosis ósea y la reabsorción de los fragmentos óseos disminuyendo temporalmente su estabilidad. En la segunda fase se produce un aumento progresivo de la estabilidad disminuyendo la deformación y al tercer periodo, cuando el callo alcanza ya un 50% del módulo elástico del hueso sano. (DOMINGO, 2009).

- 
- Los **aztecas** ponían clavos de madera resinosa en el canal medular del fémur como tratamiento para las fracturas (**seudoartrosis**), así como el uso de antisépticos y anestésicos. (ver Figura 1.2).



**Figura 1.2** Aztecas curación de fracturas.

- En 1886 Bircher recomendó por primera vez la utilización de clavijas de marfil para estabilización intramedular de fracturas recientes. (ver Figura 1.3).

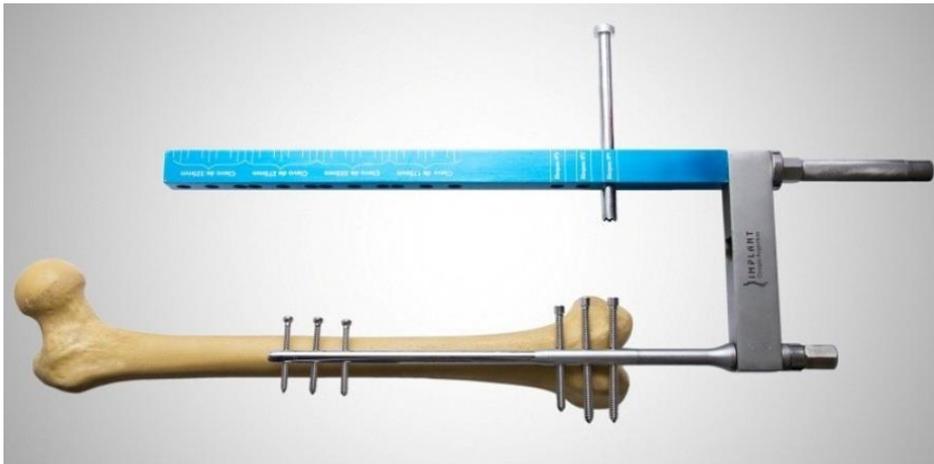


**Figura 1.3** Aztecas curación de fracturas.

- En 1919 la fijación de una fractura de cuello femoral se realiza bajo control radiográfico.
- El **Dr. Gerhard Küntscher** en 1939, presentó los primeros casos de fracturas femorales tratadas con clavos centromedulares.

- 
- En 1982 el Mexicano **Dr. Fernando Colchero Rozas**. (1934-2003) encontró una mayor resistencia en el hueso tratado con clavos intramedulares flexibles. Fijados al hueso por pernos “Clavo Colchero”
  - Actualmente lo que se ha hecho es perfeccionar lo que los pioneros de este campo desarrollaron.
  - Se ha podido utilizar el titanio que permite mayor flexibilidad y resistencia a estos implantes.

Se han mejorado los sistemas de fresados, se buscan constantemente nuevos métodos, materiales y diseños. (ver figura 1.4).



**Figura 1.4:** Clavo intramedular -herramienta de inserción.

Por varias décadas, el enclavado intramedular ha sido aceptado como una técnica establecida para el tratamiento de las fracturas de los huesos largos de la extremidad inferior.

La relación entre la biología y la mecánica se pone de manifiesto en la respuesta que constituye la curación de las fracturas con diferentes sistemas mecánicos.

## 1.2 Estructura del hueso

El tejido óseo es un tejido especializado del tejido conjuntivo, constituyente principal de los huesos en los vertebrados. Está compuesto por células y componentes extracelulares calcificados que forman la matriz ósea. Se caracteriza por su rigidez y su gran resistencia a la tracción, compresión y a las lesiones.

---

El hueso o tejido óseo está constituido por una matriz en la que se encuentran células dispersas. La matriz está constituida por 25% de agua, 25% de proteínas y 50% de sales minerales con cuatro tipos de células.

Este tejido se renueva y se reabsorbe continuamente, gracias a la actividad de sus células específicas. Estas son los osteoblastos, responsables de la formación de tejido óseo nuevo; los osteocitos, que son los osteoblastos maduros y desarrollan una actividad menor; y los osteoclastos, que se encargan de reabsorber o eliminar la materia ósea.

### 1.3 Tipos de células.

Células osteoprogenitoras: células no especializadas derivadas de la mesénquima, el tejido del que derivan todos los tejidos conjuntivos. Se encuentran células osteoprogenitoras en la capa interna del periostio (tejido que rodea exteriormente al hueso), en el endostio y en los canales del hueso que contienen los vasos sanguíneos. A partir de ellas se generan los osteoblastos y los osteocitos

Osteoblastos: son células que forman el tejido óseo pero que han perdido la capacidad de dividirse por mitosis. Segregan colágeno y otros materiales utilizados para la construcción del hueso. Se encuentran en las superficies óseas y a medida que segregan los materiales de la matriz ósea, esta los va envolviendo, convirtiéndolos en osteocitos.

Los osteoblastos son células óseas especializadas en producir la matriz particular que tiene el hueso, formado de cristales de hidroxapatita, que están compuestos principalmente de fosfato y calcio. Los osteoblastos aún mantienen la capacidad para replicarse, hasta que son rodeados de matriz y pasan a un estado de mantenimiento de la misma denominadas osteocitos. El osteoblasto no es precursor del osteoclasto; estos dependen del sistema fagocitomononuclear. Su función es hidrolizar la matriz, en el crecimiento óseo normal en los niños, en una quebradura y también para regular la concentración de calcio y fosfatos en sangre; por lo tanto, estas células tienen receptores para la parathormona y para la calcitonina, hormonas secretadas por paratiroides y tiroides respectivamente, antagonistas entre sí en el balance hidromineral. Los osteoclastos son células multinucleadas, tienen un borde en cepillo donde produce la fosfatasa ácida para degradar la matriz.

Osteocitos: son células óseas maduras derivadas de los osteoblastos que constituyen la mayor parte del tejido óseo. Al igual que los osteoblastos han perdido la capacidad de dividirse. Los osteocitos no segregan materiales de la matriz ósea y su función es la mantener las actividades celulares del tejido óseo como el intercambio de nutrientes y productos de desecho.

Osteoclastos: son células derivadas de monocitos circulantes que se asientan sobre la superficie del hueso y proceden a la destrucción de la matriz ósea (resorción ósea).

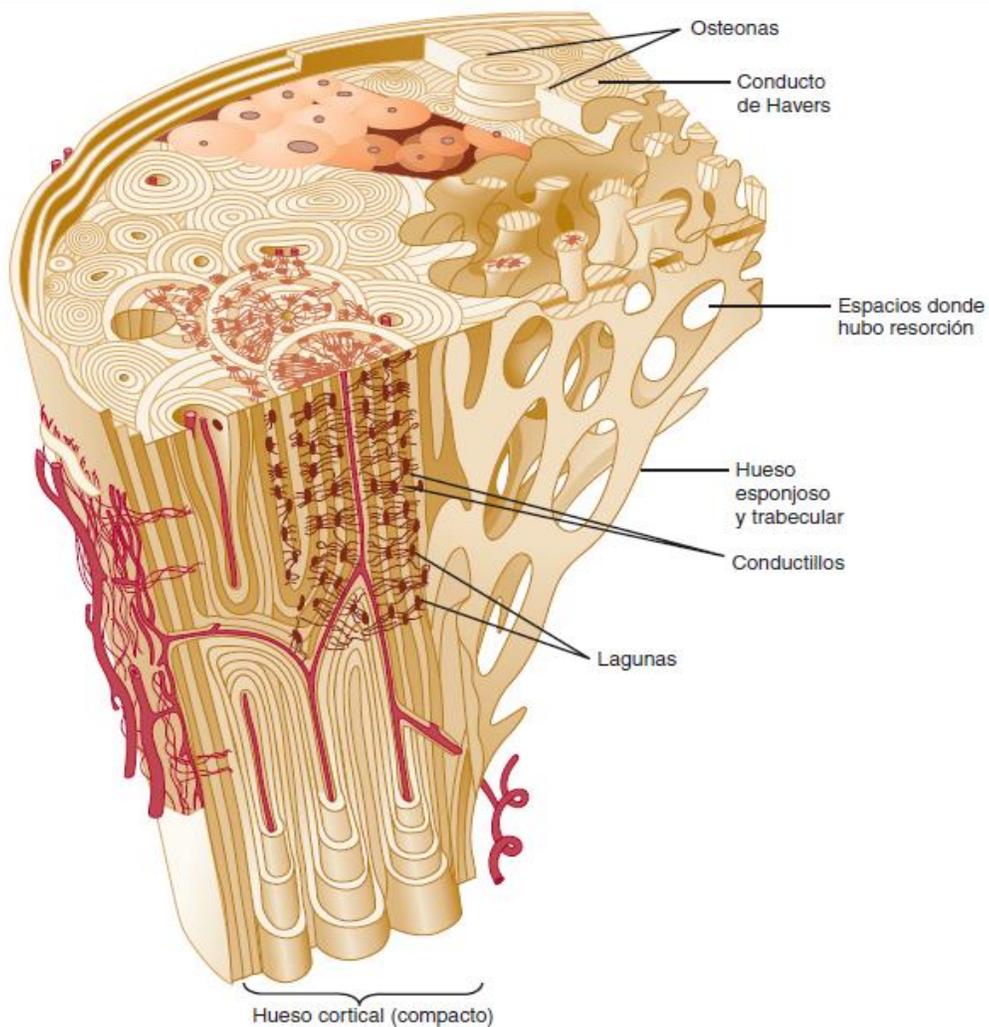
Las sales minerales más abundantes son la hidroxapatita (fosfato tricálcico) y carbonato cálcico. En menores cantidades hay hidróxido de magnesio y cloruro y sulfato magnésicos.

---

Estas sales minerales se depositan por cristalización en el entramado formado por las fibras de colágeno, durante el proceso de calcificación o mineralización.

El hueso no es totalmente sólido, sino que tiene pequeños espacios entre sus componentes, formando pequeños canales por donde circulan los vasos sanguíneos encargados del intercambio de nutrientes. En función del tamaño de estos espacios, el hueso se clasifica en compacto o esponjoso

El hueso no solo es una estructura es un órgano vivo, los huesos están formados por tejido vivo, igual que los otros tejidos del organismo. (véase Figura 1.5).

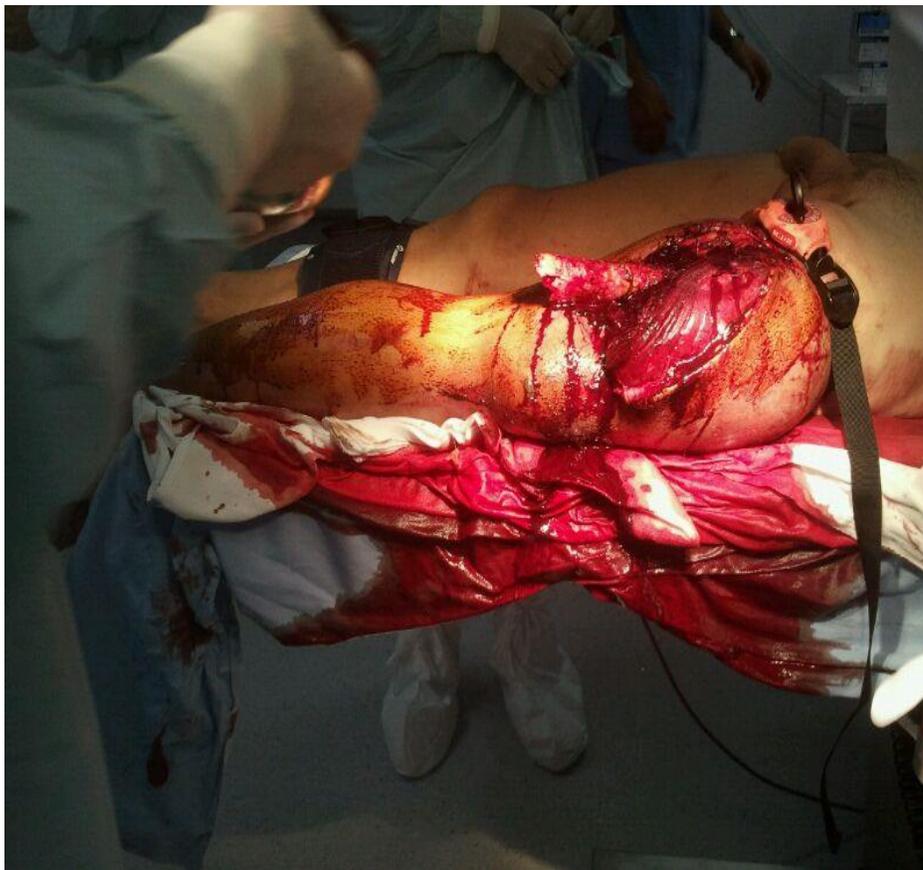


**Figura 1.5** Estructura interna del hueso.

---

## 1.4 Tratamiento de la fractura de fémur

Con el aumento de la edad, las incidencias de las fracturas en el fémur proximal están aumentando. Se desarrollan varios dispositivos de fijación para el tratamiento de la fractura intertrocantérica, como el dispositivo anti rotación de clavo femoral (PFNA), tornillos deslizantes de cadera, Clavo gamma, cuchillas (PFNA), que se introducen para resolver el problema de inestabilidad rotatoria y angular con el diseño de una cuchilla de cuello helicoidal con una gran superficie, es una solución en el tratamiento de diferentes tipos de fracturas femorales. (Dong Zheng, 2013)



**Figura 1.6** Fractura de hueso fémur expuesta.

---

## 1.5 Descripción del problema

Para alinear los huesos fracturados y brindar un óptimo apoyo para la sanación, el cirujano realiza una pequeña incisión a través de la piel y el tejido más cercanos a uno de los extremos de los huesos fracturados. Luego, el cirujano inserta un pequeño dispositivo de fijación similar a una barra dentro del centro hueco del hueso, llamado cavidad medular. El clavo intramedular forma una tablilla interna independiente para estabilizar la fractura. Esto generalmente se realiza en el caso de las fracturas de tibia (pierna baja), fémur (muslo) y húmero (hombro).



**Figura 1.7** Fractura y su formación de callo.

La ventaja del clavo intramedulares que brinda un apoyo, resistente y flexible; permite una alineación más exacta de los huesos fracturados, pero no proporcionan una sanación más rápida y la realización de actividades en las que se sostiene el peso corporal dependen solo de la curación total antes de lo habitual.

Puede tener como resultado la movilidad de la articulación antes de lo habitual para lograr una menor rigidez. Favorece un movimiento más similar al natural en los músculos ilesos y las articulaciones adyacentes.

---

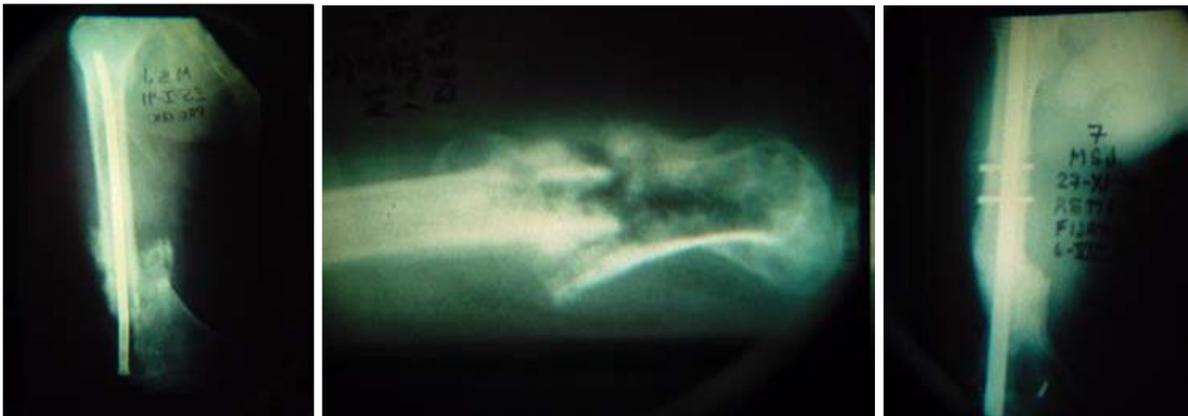
## 1.6 Problemas clavo intramedular.

Toda cirugía puede tener complicaciones y los sistemas de clavos intramedulares no están exentos de éstas, no importa el modelo de clavo, si es con fresado o sin fresado, bloqueado o sin bloquear; las complicaciones que se pueden presentar con los clavos son:

### 1.6.1 Infección Ósea (osteomielitis):

Causada por bacterias. Una complicación de las más graves, ya que se presenta en forma aguda a los pocos días de la cirugía manifestándose con los datos clásicos de aumento de volumen de la extremidad afectada, fiebre, dolor, y ataque al estado general. Estas mismas se generan por que al insertar el clavo tradicional se tiene que barrenar todo el volumen interno, causando necrosis térmica y esto evita la irrigación interna del hueso, favoreciendo la infección.

El tratamiento debe iniciarse en cuanto se detecte la infección, administrando antibióticos y de acuerdo a la situación un desbridamiento, escarificaciones y/o la estabilización de la lesión con un clavo centromedular nuevamente con lo cual se puede lograr la remisión total del problema (Figura 1.8) [4]



**Figura 1.8** (Figuras a, b y c) Muestras de problemas por infección de barrenado

### 1.6.2 Seudo-artrosis

Entre las causas más frecuentes que impiden u obstaculizan la consolidación está la falta de estabilidad mecánica del sitio fracturado, causando un déficit de la circulación ósea medular condicionado por la misma lesión.

---

Los principales determinantes en la aparición de una deficiente consolidación ósea pueden dividirse en factores biológicos y quirúrgicos [18] [19].



**Figura 1.9** (a) El clavo no logra estabilizar la fractura debido a un bloqueo insuficiente. (b) Clavo inestable, ha provocado un desplazamiento del sitio de fractura.

Entre las causas más frecuentes que impiden u obstaculizan la consolidación está la falta de estabilidad del sitio fracturado (Figuras 1.9 a y b), así como un déficit de la circulación ósea. [2] Lo anterior está condicionado por la misma lesión y en muchas ocasiones por una manipulación inadecuada de los tejidos, lo que favorece la denudación y el daño a las partes blandas.

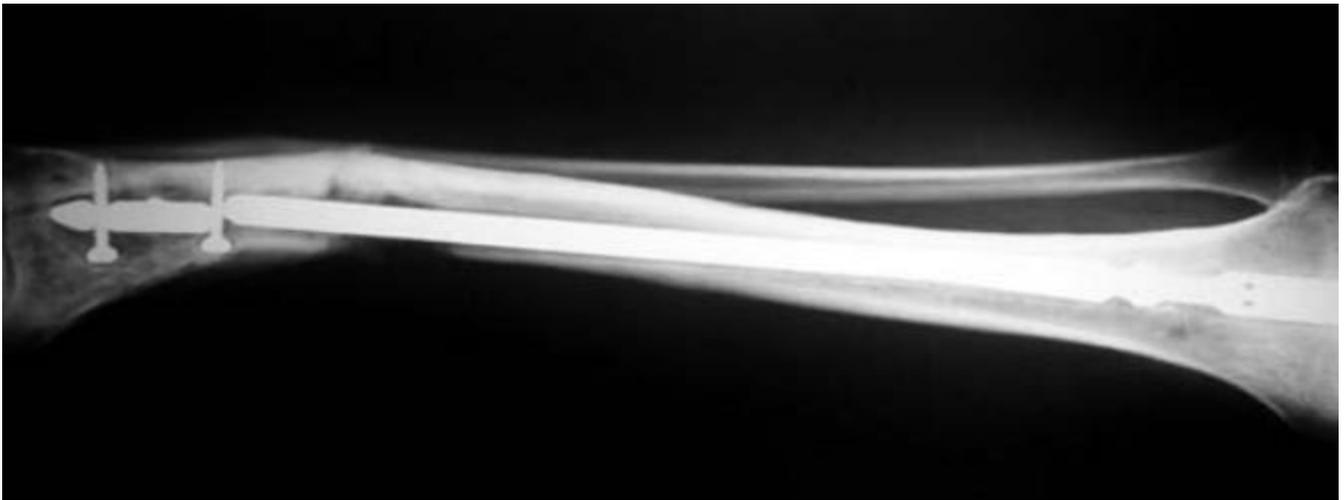
## 1.7 Fractura del hueso

La utilización de un clavo de mayor grosor al canal medular para satisfacer una situación puramente mecánica propicia esta complicación. Si la entrada del clavo no es adecuada y esto lleva a que la punta del clavo se apoye en una de las corticales, al tratar de introducirlo en forma forzada produce la fractura.

---

La fractura se presenta generalmente después de la cirugía y se debe a que el implante instalado no proporciona una estabilidad adecuada, lo que favorece que las sollicitaciones a nivel del sitio de fractura fatiguen el metal y se rompa.

En clavos bloqueados, el orificio en donde se pone el perno es un punto débil, por lo que clavos muy delgados, de 8 mm o menos, colocados en extremidades inferiores, permiten mayor movilidad en el sitio de fractura, lo que puede evolucionar a una pseudoartrosis y/o fractura del implante. Franklin reporta una incidencia de 3.3% para fracturas de clavos en fémur y 1% para clavos de tibia (Figura). [5]



**Figura 1.10** Clavo roto, posterior a la inserción.

### 1.7.1 Fracturas a flexión

Jiménez en 2009, realizó los ensayos utilizando especímenes de fémur humano y modelos de resina, donde obtuvo un módulo de Young para fémur humano completo aproximado de 4 a 8.9 GPa. [26]

Martínez en 2008 realizó ensayos en tres y cuatro puntos en hueso porcino donde el módulo de Young en promedio fue de 17.3 a 20.9 GPa, mientras que el esfuerzo máximo de 33.78 a 90.64 MPa para ensayo de flexión en tres puntos, para cuatro puntos el módulo de Young fue de 14.4 a 16.9GPa y el esfuerzo máximo de 38.02 a 61.48 MPa. [27]

Yamada (1970) [28] realizó comparativos de diferentes tipos de hueso largo, obteniendo resultados de ensayos a flexión destructivos como la carga máxima y la resistencia a la ruptura.

Hueso cortical	Carga de ruptura en flexión [Kg]	Resistencia a la ruptura en flexión [Kg/mm <sup>2</sup> ]	Deflexión [mm]
Fémur	250	19.3	11.1
Tibia	262	20.1	9
Peroné	40	20.1	14.3
Húmero	136	19.3	8.8
Radio	53	21.3	9.3
Cúbito	64	21.3	9.4

**Tabla1.11.** Resistencia a la flexión de huesos largos. [29]

Marom y Linden [30] en 1990 utilizaron datos de Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) para generar un modelo tridimensional del hueso como se muestra en la Figura siguiente, Reconstruyeron secciones transversales de tomografías pixel por pixel, con esto crearon una matriz tridimensional con información de las imágenes. La malla de elementos finitos 3D se generó a partir de estas secciones transversales bidimensionales.



**Figura 1.12:** Reconstrucción del modelo 3D de hueso. [29]

---

## 1.8 Desplazamiento o migración

Se presenta en dos formas: una con migración y/o protrusión sobresale de su ubicación normal hacia alguna articulación, las más frecuentes son a la rodilla o al tobillo y por lo general se debe a que se debilita o se perfora el hueso de más durante la introducción de la guía y/ o la fresa y finalmente durante la colocación del clavo.



**Figura 1.13** Falsa vía con un clavo de cadera

Uno de los objetivos centrales de la cirugía ósea para tratar una solución de continuidad de cualquier índole (fracturas, pseudoartrosis, tumores, etcétera) es mantener la función de fijación. Para ello se debe proporcionar una inmovilización absoluta e ininterrumpida de los segmentos involucrados hasta su consolidación utilizando el sistema de osteosíntesis que cada quien elija, para lo cual es imprescindible conocer la circulación ósea para evitar mayor daño que el ya producido por la fractura.

Toda cirugía puede tener complicaciones y los sistemas de clavos intramedulares no están exentos de éstas, no importa el modelo de clavo, si es con fresado o sin fresado, bloqueado o sin bloquear.

---

En general luego de un año o más de la inserción del clavo los tejidos blandos mejoran y la fractura sana lo suficiente como para que su cirujano ortopédico le retire el clavo intramedular.

Cuando el médico decida que es el momento adecuado, quitara el clavo en un centro de cirugía menor o ambulatoria, pero esto resulta de manera más fácil cuando el clavo se fijó con tornillos, en general sería la remoción de los tornillos de manera bastante delicada pero segura, un clavo intramedular con autobloqueo, representa una mayor técnica al retirar, lo cual desde el punto de vista del cirujano es más grande la complicación de extracción que la de inserción. El problema durante su remoción es que no existe la urgencia de sanar otros daños colaterales que el paciente necesita cuando estaba reciente la fractura, pero aun así lo ideal sería poder tener un diseño de clavo que puede ser removido de manera menos complicada aun a pesar de que su diseño sea de autobloqueo.

---

## 1.9 Referencias capítulo 1

- [1]. Cristiani DG, Galicia CM, et al. Complicaciones de fracturas de fémur con clavos centromedulares bloqueados. Experiencia en el Centro Médico Naval. Acta Ortop Méx 2006; 2(1): 6-12.
- [2]. Colchero F, Peruchon E. Clavo intramedular fijo al hueso por pernos en las fracturas y pseudoartrosis de la diáfisis del fémur, la tibia y el húmero. Rev Ortop Traumatol 1983; 271B: 283-300
- [3]. Colchero RF. Osteosíntesis estable de la fractura de la diáfisis femoral con clavo intramedular y tornillos que lo atraviesan. Rev Méx Ortop 1991; 5(4): 142-6.
- [4]. Colchero RF, Vázquez CR, Franco MC, Reyes SA. La escarificación en el Tratamiento de las Infecciones de los huesos. Rev Med IMSS 1984; 22(2) 114-20.
- [5]. Franklin JL, Winquist RA, Benirschke SK, Hansen SR. Broken Intramedullary Nails. J Bone Joint Surg 1988; 70A: 1463-71.
- [6]. Küntscher G (Ed). El Enclavado Medular. Barcelona, Editorial Científico Médica, 1965: 39-55.
- [7]. Schandelmaier P, Farouk O, Krettek C. Reimers N, Mannss J, Tscherne H. Biomechanics of femoral interlocking nails. Injury 2000; 31(6): 437-43.
- [8] BBC Science. Human Body & Mind. The Body: Skeleton
- [9]. Ing. José Salvador Antonio Méndez Aguirre. Realización de un modelo de los ligamentos Cruzados de la Rodilla. Cuernavaca Mor., México: CENIDET, 2007.
- [10] Forriol Campos, f\*, y Fernández domingo, a., intramedullary nailing in fracture treatment. General principles revista de ortopedia y traumatología Volumen 45, pp 338-345
- [11] Morejón L., Jasso C. Davidenko N. Mendizábal E. Materiales poliméricos para la reconstrucción de partes del cuerpo humano. Revista Universidad de Guadalajara 14.
- [12] Fernando Baldy Dos. USE OF BLOCKED INTRAMEDULLARY NAIL FOR THE TREATMENT OF HUMERAL DIAPHYSEAL FRACTURES. Acta ortop. bras. vol.13 no.3 São Paulo 2005, DOI 10.1590/S1413-78522005000300006 ISSN 1413-7852
- [13] George W. Wood II Intramedullary nailing of femoral and tibial shaft fractures, Journal of Orthop Scince (2006) 11:657–669, DOI 10.1007/s00776-006-1061-6

- 
- [14] Gursel Saka, New interlocking intramedullary radius and ulna nails for treating forearm diaphyseal fractures in adults: A retrospective study. *Injury, Int. J. Care Injured* 45S (2014) S16–S23 DOI: 10.1016 / j.injury.2013.10.040
- [15] Boris A. Zelle<sup>1</sup>, Safe surgical technique: intramedullary nail fixation of tibial shaft fractures Zelle and Boni *Patient Safety in Surgery* (2015) 9:40, DOI 10.1186/s13037-015-0086-1
- [16] Catherine Hui, Incidence of intramedullary nail removal after femoral shaft fracture healing Catherine Hui, Ian Jorgensen, Richard Buckley, Gordon Fick *Can J Surg.* 2007 Feb; 50(1): 13–18. PMID: PMC2384239
- [17] Christos Garnavos Diaphyseal humeral fractures and intramedullary nailing: Can we improve outcomes? *Indian J Orthop.* 2011 May-Jun; 45(3): 208–215. DOI: 10.4103/0019-5413.671
- [18]. Féron J-M, Mauprivez R. Fracture repair: general aspects and influence of osteoporosis and anti-osteoporosis treatment. *Injury Int J Care Injured.* 2016;47 Suppl 1:S10-4.
- [19]. Giannoudis P, Tzioupis C, Almalki T, Buckley R. Fracture healing
- [20] Christos Garnavos Diaphyseal humeral fractures and intramedullary nailing: Can we improve outcomes? *Indian J Orthop.* 2011 May-Jun; 45(3): 208–215. DOI: 10.4103/0019-5413.671
- [21] Dmitry Ivanov, Anatoly Barabash, Yuri Barabash Preclinical Biomechanics Of A New Intramedullary Nail For Femoral Diaphyseal Fractures. ISSN 2304-3415, *Russian Open Medical Journal* 1 of 7 2015. Volume 4. Issue 2. Article C DOI: 10.15275/rusomj.2016.0403
- [22] C.J. Wang Intramedullary nails: some design features of the distal end *Medical Engineering & Physics* Volume 25, Issue 9, November 2003, Pages 789–794 DOI: 10.1016/j.medengphy.2003.11.011
- [23] Gabino Casiano Guerrero: Complicaciones con clavos centro medulares Volumen 5, Número 2 Abr.-Jun. 2009
- [24] Cristiani DG, Galicia CM, et al. Complicaciones de fracturas de fémur con clavos centromedulares bloqueados. Experiencia en el Centro Médico Naval. *Acta Ortop Méx* 2006; 2(1): 6-12.
- [25] F. Forriol Campos, El clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas. Principios generales *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2001; 45:338-4
- [26] Jiménez D. Análisis comparativo experimental del comportamiento mecánico de fémures humanos y fémures sintéticos, Tesis de Licenciatura, 2009.

---

[27] Martínez D., Cisneros R., Ortiz A. Métodos de pruebas mecánicas en tejido óseo, Rev. SOMIM, 2010.

[28] Yamada J.M. The strength of biological material. Baltimore; Williams and Wilkins, 1970.

[29] Muller-Karger C.M., Cerrolaza M. Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos, Rev. IMME, 2001.

[30] Marom S.A., Linden M.J. Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomographic. J. Biomechanics, 1990.

---

# CAPITULO 2

## TEORIA BASICA

### 2.1 Introducción

La reparación de una fractura es un proceso en el que intervienen factores biológicos desde la proliferación y diferenciación celular hasta la regeneración vascular; bioquímicos, sustancias que se activan o modifican durante el proceso y mecánicos, ya que una fractura no puede curar si las condiciones mecánicas no son las adecuadas. [16]

La relación entre la biología y la mecánica se pone de manifiesto en la respuesta que constituye la curación de las fracturas con diferentes sistemas de tratamiento. El vendaje de yeso se caracteriza por la formación de un callo externo perióístico, abundante, y otro interno endóístico. La osteosíntesis rígida a compresión, con una placa, inhibe la formación del callo perióístico mientras que el clavo intramedular, por el contrario, impide la formación de hueso endóístico y desarrolla un importante callo perióístico. Las micro deformaciones del espacio interfragmentario aumentan el exudado de sustancias que junto con las células y la formación de nuevos vasos producen un callo exuberante. Grundnes y Reikeras.

En 1982, también encontraron una mayor resistencia en el hueso tratado con clavos intramedulares flexibles en los que se ha permitido la carga. El aumento de la carga en un miembro produce una función fisiológica de los músculos y de las articulaciones, con una mejor circulación sanguínea local y rápida normalización del metabolismo óseo. También se han demostrado interacciones específicas entre los sistemas inmune, y músculo-esquelético después de una fractura que es un papel importante en el proceso de la reparación esquelética.

En el hueso fémur encontramos diferentes estructuras internas que para nuestro análisis por el contacto que tiene con el clavo intramedular tenemos los canales de Havers y los conductos de Volkmann.

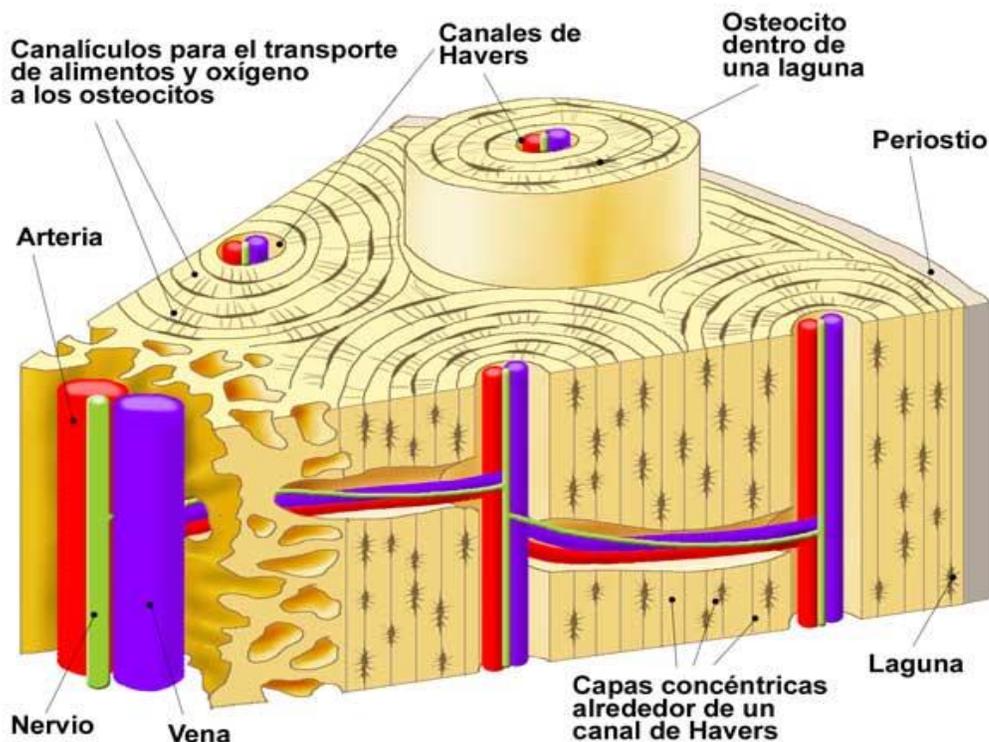
---

## 2.2 Sistema de Havers

Se le llama Sistema de Havers a la unidad fisiológica anatómica y funcional del tejido óseo compacto. Un sistema de Havers está formado por un canal central de Havers, alrededor del cual se agrupan laminillas con lagunas conteniendo células óseas, ya sean osteocitos u osteoblastos. Este sistema es característico del hueso compacto. El epónimo proviene del anatomista Clopton Havers.

Constituye la capa exterior de la masa sólida (un hueso compacto) de los huesos ya maduros. Estas unidades estructurales también se denominan Osteonas. Las osteonas mejor configuradas son las que se encuentran en la diáfisis de los huesos largos, donde forman cilindros que recorren la longitud de la misma (de arriba a abajo).

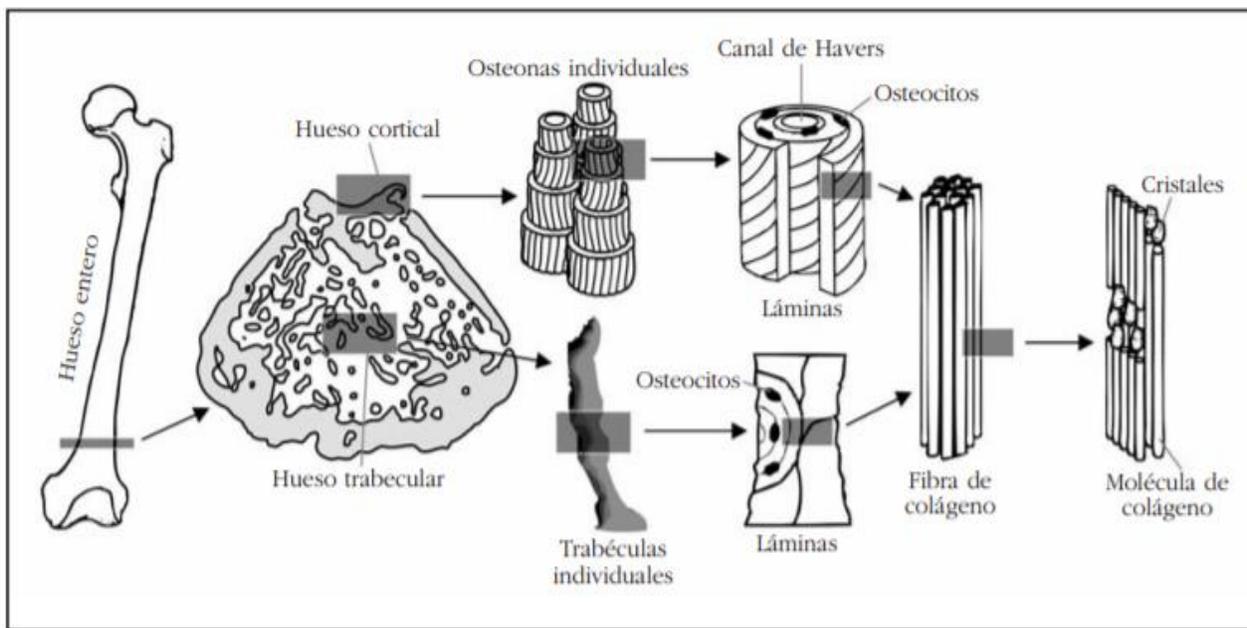
Cada osteona consta de 4 a 20 laminillas concéntricas dispuestas alrededor de un grupo de vasos sanguíneos, albergados en el interior de un canal central llamado Conducto de Havers, con su eje longitudinal paralelo al eje longitudinal del hueso. En el interior de este conducto existen además terminaciones nerviosas amielínicas. Los conductos de Havers se comunican entre sí, con el periosteo y también con la cavidad medular.



**Figura 2.1** Muestran la estructura interna de los Canales de Havers, conductos de arterias.

La matriz ósea calcificada está organizada en laminillas. En cada laminilla hay fibras de colágeno y osteocitos en lagunas dispuestas regularmente. Las fibras de colágeno están muy ordenadas. A pesar de que cada laminilla tiene todas sus fibras colágenas paralelas, su orientación cambia de una laminilla a la siguiente. La refringencia de las laminillas de la osteona, observada al microscopio óptico, se debe no sólo a los cambios de orientación de las fibras de colágeno, sino también a que se alternan laminillas muy ricas en colágeno con otras más pobres. A su vez, las laminillas están unidas entre sí por fibras colágenas.

En el tejido óseo los nutrientes no pueden difundir por la matriz calcificada porque ésta es totalmente impermeable, así que el acceso a los nutrientes, procedentes de los vasos sanguíneos, por parte de las células tiene que tener lugar a través de unos canalículos denominados Canalículos Calcóforos, que parten radialmente, en todas direcciones, de las lagunas excavadas en la matriz y que permiten que los osteocitos estén en contacto unos con otros. Los osteocitos introducen por ellos sus prolongaciones citoplasmáticas que contactan con las de osteocitos vecinos. Las lagunas más próximas a los Conductos de Havers tienen canalículos a otras lagunas y al Conducto de Havers. No obstante, este sistema de nutrición no puede cubrir toda la extensión del hueso. Un osteocito no puede vivir a más de 200  $\mu\text{m}$  de un vaso sanguíneo. De ahí la disposición de las laminillas alrededor de los vasos. En las lagunas más alejadas, los canalículos regresan a la misma laguna, denominándose canalículos recurrentes, las cuales contienen lagunas con osteocitos, o también pueden ser osteoblastos.



**Figura 2.2** Esquema representativo de los distintos niveles de la estructura jerárquica del hueso.

Nivel jerárquico	Componentes principales	Referencia
<b>Macroestructura</b>	Hueso cortical y trabecular	(Rho <i>et al.</i> , 1998) <sup>3</sup>
<b>Microestructura</b>	Osteonas y trabéculas individuales	
<b>Submicroestructura</b>	Láminas	
<b>Nanoestructura</b>	Colágeno fibrilar y componentes minerales	
<b>Subnanoestructura</b>	Estructura molecular de los distintos elementos	
<b>Nivel 7</b>	Hueso entero	(Weiner and Wagner, 1998) <sup>4</sup>
<b>Nivel 6</b>	Hueso cortical y trabecular	
<b>Nivel 5</b>	Osteonas	
<b>Nivel 4</b>	Patrones de las fibras (hueso maduro <i>vs.</i> hueso intersticial)	
<b>Nivel 3</b>	Fibras de colágeno	
<b>Nivel 2</b>	Fibrillas de colágeno y minerales	
<b>Nivel 1</b>	Moléculas	
<b>Nivel hueso entero</b>	Hueso entero o representativo de ambos subtipos	(Hoffler <i>et al.</i> , 2000) <sup>5</sup>
<b>Nivel arquitectural</b>	Hueso cortical o trabecular	
<b>Nivel tisular</b>	Trabéculas y osteonas individuales	
<b>Nivel laminar</b>	Láminas	
<b>Nivel ultraestructural</b>	Componentes minerales y moleculares	
<b>Macroestructura</b>	Hueso entero o representativo de ambos subtipos	(An, 2000) <sup>6</sup>
<b>Arquitectura</b>	Bloques de hueso cortical o trabecular	
<b>Microestructura</b>	Trabéculas y osteonas individuales	
<b>Submicroestructura</b>	Láminas, fibras grandes de colágeno	
<b>Ultra o nanoestructura</b>	Fibrillas y moléculas de colágeno, componentes minerales	

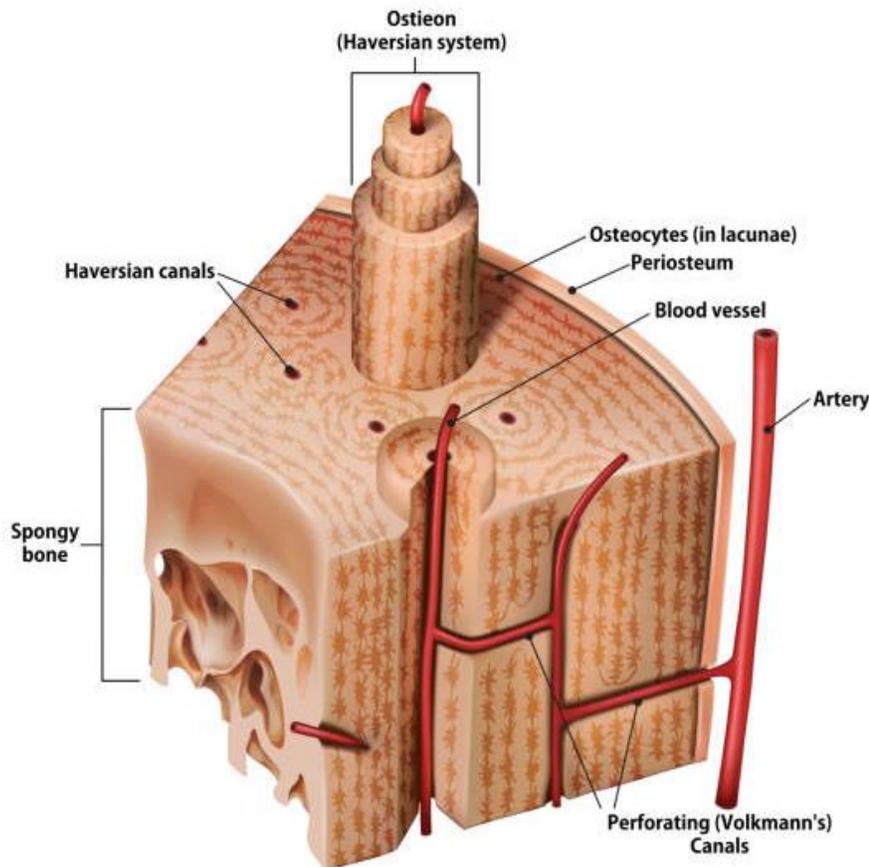
**Tabla 2.1.** Clasificación y definición de los niveles jerárquicos del hueso. (propuesto por distintos autores)

El Sistema de Havers en el hueso fémur en su mayoría se encuentra longitudinalmente a lo largo del hueso fémur, por lo cual se considera que está en contacto mayormente con la superficie del clavo intramedular. Estos conductos de Havers en encuentran interconectados por conductos de Volkmann. Se trata de emular esta estructura o proporcionar los medios mecánicos para esta función.

---

## 2.3 Conductos de Volkmann

Los conductos de Volkmann son una serie de canales encontrados en el sistema estructuralmente complejo del tejido óseo compacto. La matriz dura, que es una de las partes que componen el sistema de Havers, se caracteriza por la disposición de los osteocitos de forma concéntrica -en torno a un eje- dejando en su centro unos huecos verticales en los que discurren vasos sanguíneos y algunas terminaciones nerviosas: son los llamados "conductos de Havers". En este contexto se conoce como "conducto de Volkmann" al conducto que recorre el hueso de forma transversal, atravesando unas laminillas óseas y comunicando entre sí los conductos de Havers antes referidos, con la cavidad medular y la superficie externa del hueso, por ellos también discurren vasos sanguíneos y terminaciones nerviosas.



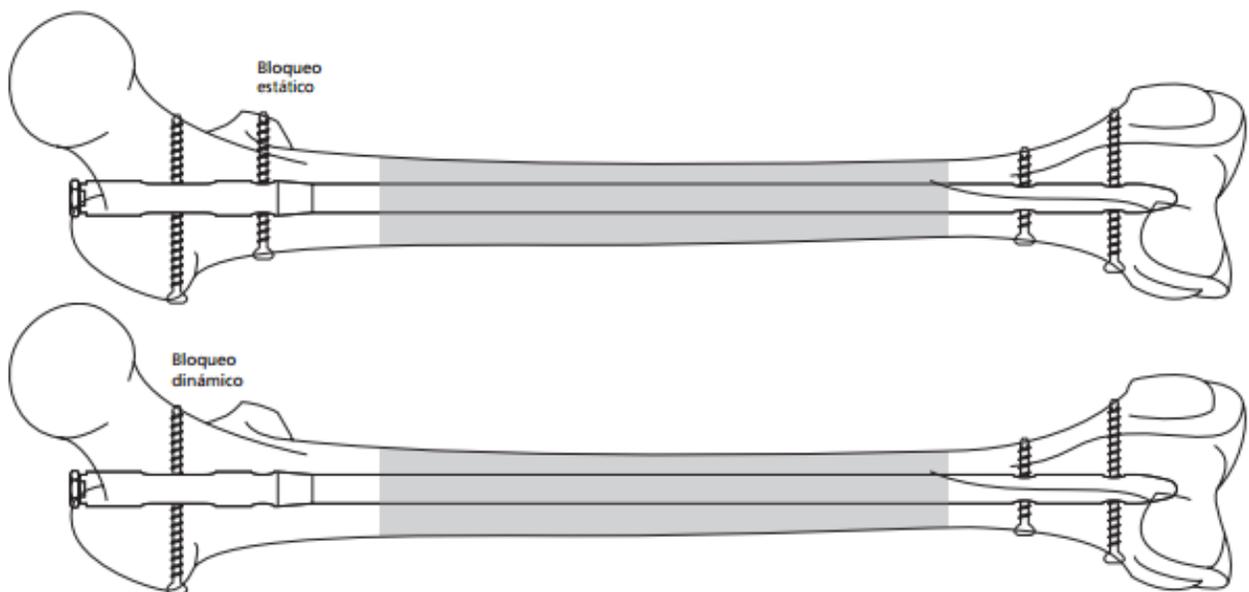
**Figura 2.3.** La red capilar dentro del hueso cortical es el principal suministro arterial a la diáfisis proviene de la arteria nutricia. Existe un abundante lecho capilar en todo el tejido óseo que drena hacia las venas periósticas. Modificado de Williams et al. (1984).

---

## 2.4 Principios biomecánicos del sistema del bloqueo

Con el tiempo, ha ido ampliándose de modo considerable la gama de implantes para osteosíntesis femoral por enclavado intramedular. Existen distintos clavos intramedulares según el tipo de diseño (ranurado o no ranurado; sólido o canulado; de diámetro pequeño o grande; con bloqueo estático o dinámico), material (acero o titanio) y técnica de aplicación (con fresado o sin fresado). En cuanto a sus indicaciones, existe un notable solapamiento entre los distintos tipos de clavos. (Técnica quirúrgica, 2016).

Una de las características relevantes del clavo intramedular es si su fijación es de autobloqueo o no; esto está constituido por ya sea cuñas o tornillos de fijación roscados, ambos son de los bloqueos más aceptados.

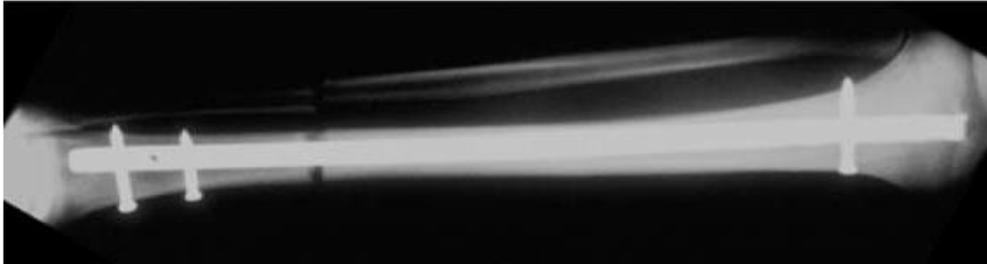


**Figura 2.4** Muestra del Bloqueo del clavo intramedular. (Técnica quirúrgica, 2016)

La fijación de fracturas inestables, tratadas con enclavado intramedular, depende más de los pernos de bloqueo que de la fricción. El clavo intramedular cumple con el principio de un tutor intraóseo, cuyo objetivo es conducir o dirigir los fragmentos fracturados a la consolidación, ya que el implante impide su desplazamiento al chocar contra las corticales o el hueso esponjoso de los extremos, con lo que confiere cierto grado de estabilidad y compresión en el sitio de fractura. Figura 2.4.

---

El clavo intramedular con pernos de bloqueo se puede utilizar en dos formas: cuando se fija de manera dinámica en el hueso, es decir, con un perno proximal en el orificio oval y dos en el extremo distal del clavo, alinea y estabiliza la fractura en sentido rotacional, angular y transversal, permitiendo compresión dinámica axial y dirigida, lo que constituye el principio de protección (Figura 2.5).



**Figura 2.5** Muestra del Bloqueo del clavo intramedular. (Hora N, 1999)

Cuando se fija de manera estática con dos pernos proximales y dos distales, alinea y estabiliza la fractura en todos los planos, ya que mantiene una distancia entre los extremos óseos, impidiendo la carga o soporte en el sitio de fractura, por lo que se suma el principio de sostén (Figura 2.5). A estos sistemas se les puede aplicar compresión estática axial para el tratamiento de fracturas diafisarias transversales en húmero, fémur y tibia. Anteriormente se utilizaban clavos finos, los cuales no se bloqueaban, por lo que tenían la desventaja de cursar con inestabilidad rotatoria y longitudinal. Para lograr clavos bloqueables, se tuvo que diseñar un clavo más resistente y menos rígido, por lo que se cambió el uso de acero inoxidable por una aleación de Titanio Ti-6Al-7Nb (Hora N, 1999).

El enclavado intramedular se considera el tratamiento de elección para el manejo de fracturas diafisarias de huesos largos. Al añadir pernos de bloqueo a los clavos aumenta la estabilidad mecánica y amplía sus indicaciones, ya que se puede usar en fracturas más proximales y distales, así como complejas e inestables, ya que con los bloqueos se previene el acortamiento. Para las fracturas complejas es preferible utilizar un clavo sólido de diámetro reducido que pueda bloquearse; para tal efecto, se introduce un clavo más delgado sin fresar, cuyas ventajas son que produce menos calor al instalarse y por lo tanto altera menos la vascularidad endóstica, reduce el riesgo de necrosis y con ello de infección. Las fracturas en las zonas de transición, fracturas segmentarias y conminutas requieren el uso de un clavo bloqueado. La indicación para un clavo no fresado es el tratamiento de fracturas en las que se tiene como prioridad preservar la vascularidad, como son las fracturas abiertas graves y fracturas asociadas a una contusión de tejidos blandos. (Hora N, 1999)

---

El clavo bloqueado también está indicado para trazos oblicuos cortos o transversales de localización muy baja, en cuyo caso deben aplicarse dos pernos distales y uno proximal en el orificio oval, ya que se mantienen en contacto los fragmentos fracturados permitiendo la carga axial, con lo que se beneficia la consolidación, mientras que los pernos protegen la osteosíntesis de rotaciones excesivas.

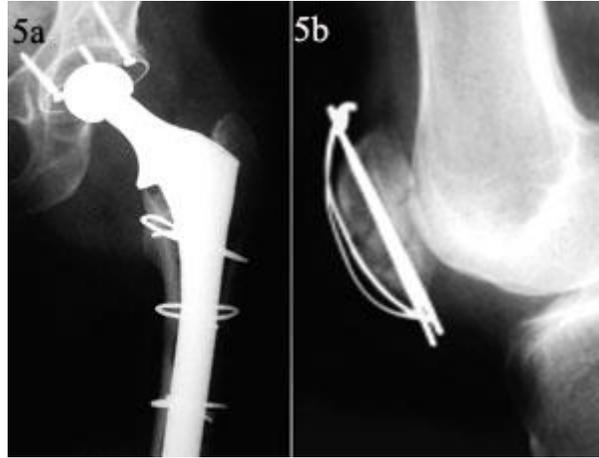
El bloqueo dinámico en un solo extremo del clavo mejora la estabilidad rotacional y permite la compresión axial al cargar la extremidad. El bloqueo estático de ambos extremos del clavo proporciona control de la rotación y conserva la longitud, pero la carga es peligrosa hasta que la fractura esté puenteada; entonces, el clavo puede ser dinamizado al extraer el perno de bloqueo.

### 2.4.1 Tornillos de bloqueo.

La osteosíntesis es la operación quirúrgica que consiste en la unión de fragmentos de un hueso fracturado mediante la utilización de elementos metálicos. Los elementos de osteosíntesis más utilizados son los tornillos. Existe una gran variedad y podemos agruparlos en dos tipos básicos: los de cortical y los de esponjosa (Figura 2.6). Los primeros tienen rosca o hilo en toda su longitud; su principal indicación es la fijación de placas al hueso y se utilizan en la diáfisis yendo de cortical a cortical. Los de esponjosa están diseñados para atravesar segmentos largos de hueso esponjoso, por lo que tienen hilo o rosca más espaciado y grueso sólo en su parte distal. Ambos tipos de tornillos reciben distintos nombres de acuerdo a su función o morfología.



**Figura 2.6** Agujas: a) Agujas K en fractura de la falange proximal del pulgar. b) Agujas K en fractura conminuta de la epífisis distal del radio. c) Agujas Steinmann en húmero proximal.



**Figura 2.7** Alambres: a) Cadera AP. Prótesis total no cementada, asegurada con tres bandas de cerclaje. b) Rótula. Fractura fijada con banda de tensión y agujas K.



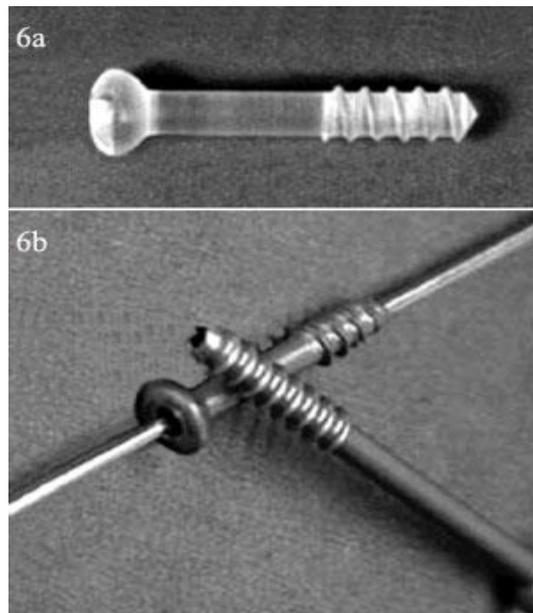
**Figura 2.8** Alambres: c) Codo. Fractura de la base del olécranon fijada con banda de tensión y aguja K.

D1. Tornillo de compresión fragmentaria. Estos comprimen dos objetos, como hueso contra hueso o hueso contra otro elemento de fijación. Tienen rosca distal que se inserta completamente en el hueso alejado de la fractura, traccionándolo hacia el fragmento proximal que ha sido atravesado por el trozo sin rosca. Puede ser colocado a través del agujero de una placa.

---

Un tornillo con rosca completa, cuya extracción es más fácil, fija dos objetos contiguos sin comprimirlos porque los hilos del tornillo los obligan a mantener sus posiciones relativas. Sin embargo, pueden ser utilizados para compresión.

Los tornillos fragmentarios están indicados en la fijación de fracturas articulares y yuxta-articulares para conseguir reducción anatómica y adecuada estabilidad.



**Figura 2.9** Algunos tipos de tornillos: a) Tornillo biodegradable de esponjosa (Stealth Corp. USA). b) Tornillo de esponjosa canulado.

D2. Tornillos sindesmóticos. Son estabilizadores de la articulación tibio-peronea distal. Se colocan en forma paralela 1 o 2 cm sobre la superficie articular del tobillo. También puede ser colocada a través de un agujero de una placa de fijación del peroné.

D3. Tornillos canulados. Son huecos, permiten una colocación más exacta a través de alambres guías. Cuando son usados para tratar fracturas subcapitales del cuello femoral se ponen tres paralelos, vía percutánea con guía de alambre y apoyo fluoroscópico

D4. Los tornillos de diseño especial. Son utilizados en ciertas regiones anatómicas específicas. El de Herbert se utiliza preferentemente en fracturas de escafoides; es canulado, posee roscas de distinto tamaño en sus dos extremos, es liso en el centro y no tiene cabeza. Actúa produciendo compresión de los dos fragmentos entre sí, debido al diferente tamaño de las roscas de ambos extremos.

---

El Acutrak también se usa para tratar fracturas de escafoides, es canulado, sin cabeza, lo que permite su localización intraósea; utiliza el mismo concepto de las roscas diferentes en ambos extremos, pero el hilado es completo, lo que aumenta la capacidad de compresión.

D5. Los tornillos de anclaje. Más conocidos como anclas metálicas, están diseñados para servir como medios de sujeción de ligamentos, tendones o cápsulas dañadas. Su morfología incluye puntas y ganchos para una mejor fijación al hueso o los tejidos blandos, y facilitar la fijación de los ligamentos al elemento de anclaje y hueso. Pueden ser metálicos o biodegradables.

D6. Tornillos de interferencia. Utilizados en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA). Hay una amplia gama, pero todos tienen por función actuar como elementos de anclaje y fijar los injertos en los túneles óseos femorales y tibiales construidos para tal efecto. Estos tornillos comprimen el injerto contra la pared lateral del túnel, evitando su deslizamiento. Son cortos, anchos, con rosca completa alta y ancha, con cabeza embutida. Pueden ser metálicos o bioabsorbibles.

D7. El tornillo de compresión dinámica o tornillo dinámico de cadera (Dynamic Hip Screw o DHS) se utiliza en el tratamiento de fracturas intertrocanterianas o pertrocanterianas. Conformado por un tornillo de tracción de gran diámetro, con rosca en su extremo, debe quedar centrado en la cabeza femoral. Va unido a una placa lateral que se fija al hueso con tornillos corticales y que termina en un cilindro hueco donde se aloja el tornillo, que se desliza por el cilindro a medida que se produce la reabsorción ósea, y por la carga del paciente al caminar precozmente. Actúa comprimiendo los fragmentos en el sitio de fractura durante el proceso de consolidación al soportar la carga fisiológica debido a que la cabeza y cuello femorales quedan en un ángulo anatómico, resisten la deformidad angular y permiten la impactación precoz de la fractura. El grado de telescopaje observado en las radiografías de seguimiento es la prueba de esta mayor impactación.

D8. Los tornillos de compresión dinámica (TCD) condilares. Desarrollados para el tratamiento de fracturas de la región supracondílea, se utilizan también en algunos casos en fracturas subtrocanterianas. Están diseñados según los principios del DHS, son más gruesos y resistentes, y el ángulo placa-cilindro tiende a ser recto.

---

## 2.5 Principios del diseño

Es evidente que hoy en día no sólo basta con la concreción de las medidas de una pieza prótesis o implante de clavo, sino que se necesita estudiar y normalizar los estados superficiales de la pieza mecanizada, sobre todo para poder establecer los ajustes y las tolerancias de la propia pieza, de ahí que surja la micro geometría que estudia los defectos de la superficie, rugosidades, ondulaciones, etc. producidas en los procesos de mecanizado de las piezas o con acabados necesarios para un fin. Al principio se tenía una mala clasificación dado que se utilizaban palabras como basta, fina, alisada, para determinar un estado superficial. En 1940 se inició en E.E.U.U. un método que puede permitir relacionar los distintos grados de acabado con las necesidades del montaje y servicio que deben prestar las piezas en base a establecer una serie de requisitos, es decir, hay unas normas superficiales. Y obliga a que una vez determinado el acabado superficial se debe especificar el proceso de mecanizado necesario que cumpla con los requisitos del diseño del clavo intramedular.

El implementar un análisis a la gama existente de clavos intramedulares ya sean o no de fémur, y desarrollar un nuevo modelo que sea satisfactorio para su rápida inserción y rápida remoción si fuera el caso. Análisis de los diseños mecánicos de clavos existentes y su interacción con el fémur, en particular con el hueso cortical, calcáreo y flujo sanguíneo.

- Diseño de la estructura del material que sea apropiado para el diseño del clavo intramedular.
- Diseño de un clavo intramedular y selección del material, tomando en consideración la estructura del hueso y su interacción con la sangre y la médula, y el flujo de estas, principalmente en el punto de bloqueo.
- Realizar una Evaluación, del clavo y la interacción con el hueso por método elementos finitos.
- Evaluar un modelo propuesto.

La necesidad que existe para el desarrollo de un clavo intramedular con un diseño de autobloqueo, permitirá una inserción rápida, en el paciente, evitando procesos de cirugía extensos, siendo un gran beneficio tanto para el paciente como para el cirujano que realiza el procedimiento.

---

Esto adicionalmente se ve reflejado en la reducción de gastos quirúrgicos, y para el paciente en una recuperación más rápida ya que se eliminan daños colaterales que puede ocasionar la inserción del clavo intramedular.

El objetivo es analizar la utilización del clavo intramedular de autobloqueo, y demostrar analíticamente la reducción de esfuerzos en el nuevo modelo.

## **2.6 Bases para cálculos de adhesión.**

La adhesión es la propiedad de la materia por la cual se unen y plasman dos superficies de sustancias iguales o diferentes cuando entran en contacto, y se mantienen juntas por fuerzas intermoleculares.

### **2.6.1 Fuerza intermolecular**

Se refiere a las interacciones que existen entre las moléculas conforme a su naturaleza. Generalmente, la clasificación es hecha de acuerdo a la polaridad de las moléculas que están interaccionando, o sobre la base de la naturaleza de las moléculas, de los elementos que la conforman.

De todas las fuerzas que desempeñan un papel a nivel molecular, las llamadas fuerzas de Van der Waals, son, sin duda, las más débiles, pero probablemente las más universales. Asociadas con energías entre 0.4 y 40 kJ/mol, generalmente quedan enmascaradas por las fuerzas covalentes más fuertes, con energías típicas de 400 kJ/mol. Su acción solo resulta importante para explicar interacciones entre moléculas y átomos con orbitales saturados, donde no es probable la unión covalente adicional. En este tipo de fuerzas que se presentan entre las moléculas se han determinado 4 tipos de fuerzas: orientación, inducción, dispersión, repulsión.

### **2.6.2 Fuerzas de Van der Waals**

También conocidas como fuerzas de dispersión, de London o fuerzas dipolo-transitivas, corresponden a las interacciones entre moléculas con enlaces covalentes apolares debido a fenómenos de polarización temporal. Estas fuerzas se explican de la siguiente forma: como las moléculas no tienen carga eléctrica neta, en ciertos momentos, se puede producir una distribución en la que hay mayor densidad de electrones en una región que en otra, por lo que aparece un dipolo momentáneo.

Cuando dos de estas moléculas polarizadas y orientadas convenientemente se acercan lo suficiente entre ambas, puede ocurrir que las fuerzas eléctricas atractivas sean lo bastante intensas como para crear uniones intermoleculares. Estas fuerzas son muy débiles y se incrementan con el tamaño de las moléculas.

---

Las moléculas de adhesión celular son glicoproteínas que se encuentran en la superficie de la mayoría de las células, median la adhesión célula a célula o la adhesión de la célula con la matriz extracelular. Por ser receptores fluctúan entre estados de alta y baja afinidad con sus respectivos ligandos, los que tienen características de especificidad para cada molécula de adhesión. Todas las moléculas estructuralmente tienen un dominio extracelular, un dominio transmembrana, y un dominio intracelular. El dominio extracelular en ciertas moléculas se desprende de la célula y se solubiliza en el suero, como en el caso de las selectinas.

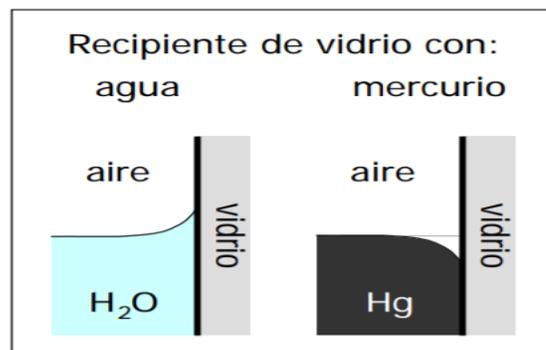
Las moléculas de adhesión al unirse a su ligando o receptor específico, producen un cambio conformacional en el dominio extracelular que afecta la función de las células, produciendo cambios intracelulares en el citoesqueleto o en su composición química. Esto puede ocurrir como una respuesta fisiológica o una respuesta patológica<sup>1</sup>. Las moléculas de adhesión además están involucradas en la embriogénesis, crecimiento celular, diferenciación celular, etc.

Las moléculas de adhesión comprenden cuatro grandes familias:

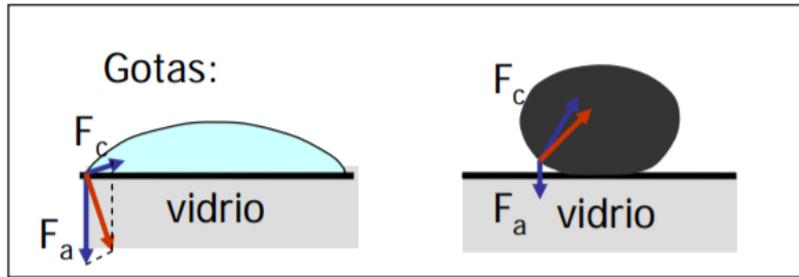
- receptores de la familia de integrinas,
- receptores de la superfamilia de inmunoglobulinas,
- receptores de la familia de las selectinas
- receptores de la familia de las cadherinas.

### 2.6.3 Fuerzas de cohesión y adhesión.

Las fuerzas atractivas entre las moléculas del líquido, causantes de la tensión superficial, se llaman fuerzas de cohesión. Dependen sólo de la naturaleza del líquido. Con ellas compiten las fuerzas de adhesión, entre el líquido y el sólido con el que está en contacto, dependiendo de la naturaleza de ambos. Unas veces las fuerzas adhesivas predominan (ejemplo: agua-vidrio). Otras veces las fuerzas cohesivas predominan (ejemplo: mercurio-vidrio).



2.10. Fuerzas adhesivas: ejemplo: agua-vidrio y mercurio-vidrio



2.11. Angulo de contacto: agua-vidrio y mercurio-vidrio.

**Angulo de contacto:**

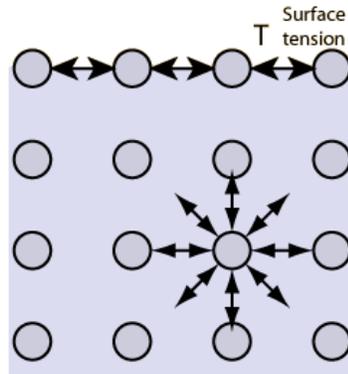
ángulo  $\theta$  que forma la superficie sólida con la tangente a la superficie líquida en el punto de contacto (pasando por el líquido).

<p>Si la adhesión predomina</p> <p>menisco cóncavo</p> <p>ángulo de contacto <math>&lt; 90^\circ</math></p> <p>líquido que <i>moja</i></p> <p>Ej.: Agua-vidrio limpio: <math>\theta = 0^\circ</math></p>	<p>Si la cohesión predomina</p> <p>menisco convexo</p> <p>ángulo de contacto <math>&gt; 90^\circ</math></p> <p>líquido que <i>no moja</i></p> <p>Ej.: Mercurio-vidrio: <math>\theta = 140^\circ</math></p>
--	--

Figura: 2.12 Agua-plata ángulo 90 Grados.

La osteonectina es una glicoproteína con gran afinidad por el colágeno tipo I, por el calcio y por la hidroxiapatita. Representa el 25% de las proteínas no colágenas. Se cree que interviene en la regulación de la adhesión celular entre la matriz y las células. En el hueso es necesaria para la mineralización normal. Las moléculas que constituyen los compuestos como el agua también ejercen fuerzas de interacción, ya sea entre moléculas del mismo, o diferente tipo.

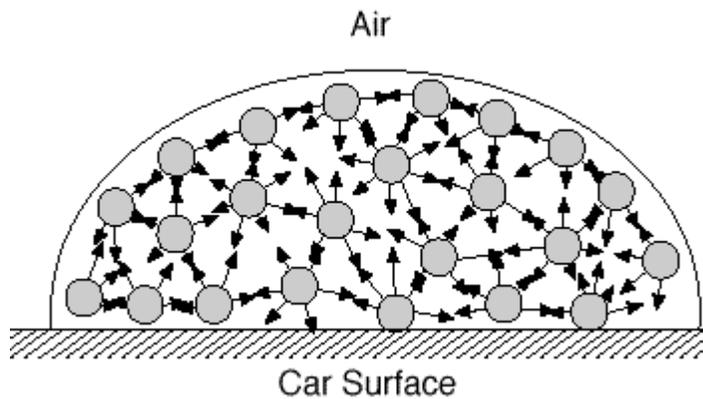
De una manera general y sencilla llamamos cohesión molecular a la fuerza de atracción que ejercen entre sí, moléculas del mismo tipo y llamamos adhesión molecular a la fuerza de atracción entre moléculas de diferente tipo.



**Figura: 2.13** Fuerzas de interacción de moléculas en un líquido.

Las moléculas en el interior de un líquido como el agua, están rodeadas de otras moléculas iguales y entonces podríamos decir que las fuerzas de interacción sobre una de ellas se cancelan, lo que pone a la molécula en un estado de baja energía. Por el contrario, las moléculas de la superficie del líquido, al no tener vecinas en la parte superior, están en un estado de mayor energía, debido al desbalance de fuerza de cohesión hacia el interior del líquido.

Entonces para lograr un estado de menor energía el líquido tiende a disminuir el número de moléculas en su superficie, lo que provoca una reducción de área y es la causa entre otras cosas de que las gotas del líquido y las burbujas de agua jabonosa, sean casi esféricas.



**Figura: 2.14** Fuerzas adhesivas en un líquido

Con frecuencia experimentamos la existencia de fuerzas adhesivas entre partículas pequeñas. Parece natural atribuir esta adhesión en gran parte a las fuerzas Waals de Londres-vd. Para obtener información general sobre su orden de magnitud se calcula la interacción Waals de Londres-vd entre dos partículas esféricas en función de los diámetros y la distancia que los separa. Se calcula una tabla que permite la aplicación numérica de las fórmulas derivadas.

---

Además, se añaden aproximaciones, que pueden utilizarse cuando la distancia entre las partículas es pequeña.

#### **2.6.4 Constante de Hamaker**

La energía entre dos partículas se puede calcular a partir de la contribución de las fuerzas de atracción y repulsión. Entre estas, se destaca la fuerza de atracción de van der Waals la cual es dependiente del radio de las partículas, la distancia de separación centro a centro, y la constante de Hamaker, representando éste último parámetro la atracción partícula-solvente-partícula.

Las partículas que interactúan a través de un medio fluido intermedio experimentarán un potencial atractivo reducido debido a la presencia del tercer componente. Sumando todas las fuerzas entre las moléculas en cada uno de los cuerpos implicados se tiene la Interacción de dos cuerpos y es la interacción de pares de un conjunto de  $N$  moléculas. El cálculo de la constante de Hamaker utilizando modelos de mecánica de contacto adecuados.

Para el diseño del clavo intramedular se necesitan de referencia constantes de Hamaker conocidos. Las constantes de Hamaker de los materiales de referencia que se obtengan tiene que ser consistentes con los publicados por investigadores anteriores.

#### **2.6.5 Energía intermolecular.**

Al combinar los diferentes tipos de energía potencial como Van der Waals, doble capa e interacción polimérica, se puede obtener una expresión de la energía potencial total interpartícula representada por un  $V_{total}$ , que se puede expresar como:

$$V_{total} = V_{VdW} + V_{elect} + V_{steric} + V_{estruct}$$

[Ec. 2.1]

Donde:

$V_{vdW}$ : es la energía potencial atractiva debido a las interacciones de van der Waals entre las partículas,

$V_{elect}$ : es la energía potencial repulsiva resultante de interacciones electrostáticas entre las superficies cargadas.

$V_{steric}$ : es la energía potencial repulsiva debida a la interacción estérica entre las superficies de las partículas cubiertas con especies poliméricas adsorbidas.

$V_{estructural}$ : es la energía potencial debida a la presencia de especies no adsorbidas en la solución que pueden aumentar o disminuir la estabilidad de la suspensión. Lewis [45].

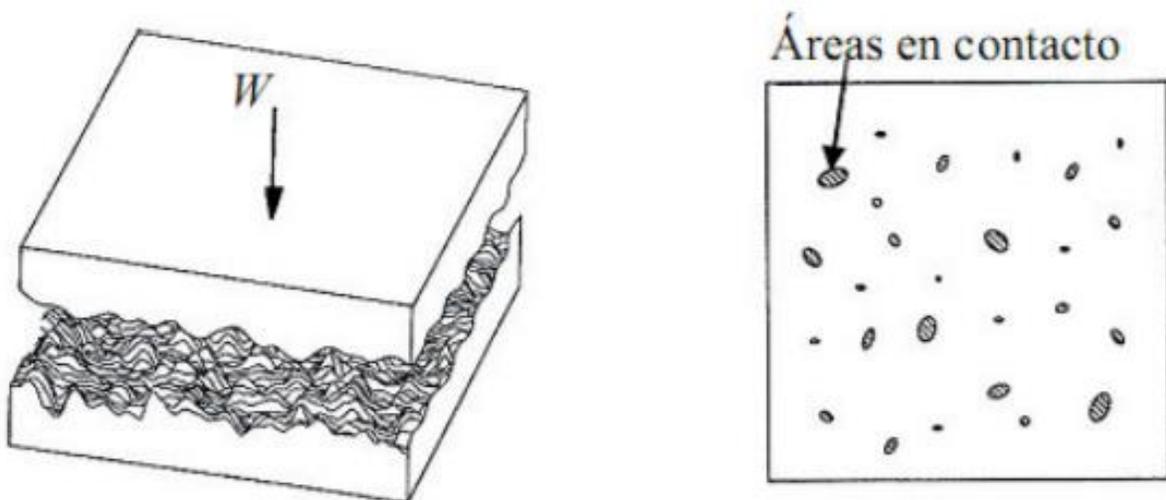
---

Cuando el término  $V$  Total se hace mayor que cero, las fuerzas atractivas (convencionalmente de signo positivo) van a ser mayores que las repulsivas (de signo negativo) y el sistema tiende a flocular.

## 2.7 Tribología

Una primera definición estudiando la etimología de la palabra Tribología, viene del griego y su raíz Tribo significa frotamiento, por lo tanto, es la ciencia encargada del estudio del frotamiento. La definición exacta, es la de ciencia que estudia cómo interactúan dos o más superficies en contacto y en movimiento relativo. Las interacciones en lo que podríamos denominar como interface tribológica son muchas y complejas. Su estudio requiere un amplio conocimiento en disciplinas como física, química, mecánica del estado sólido, ingeniería de materiales, diseño de maquinaria, etc...

Antes de detallar los principales mecanismos que interactúan en una interface tribológica en movimiento relativo se debe tener en cuenta que cuando dos superficies se ponen en contacto se puede definir un área aparente de contacto y un área real de contacto.



**Figura 2.15** Área real de contacto entre dos superficies.

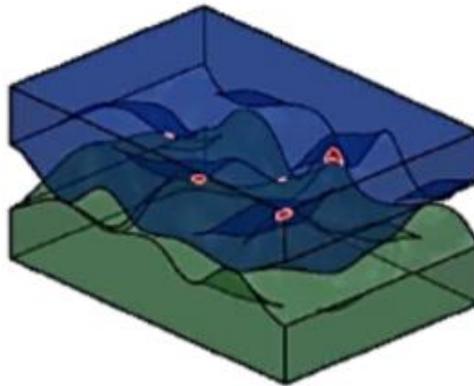
---

### 2.7.1 Teoría de Adhesión

La teoría de adhesión trata de explicar los fenómenos macroscópicos que se aprecian en dos superficies en contacto:

- Rozamiento
- Desgaste
- Adhesión

El elemento fundamental de la teoría son las “juntas”, que permiten explicar la aparición del rozamiento y el desgaste.



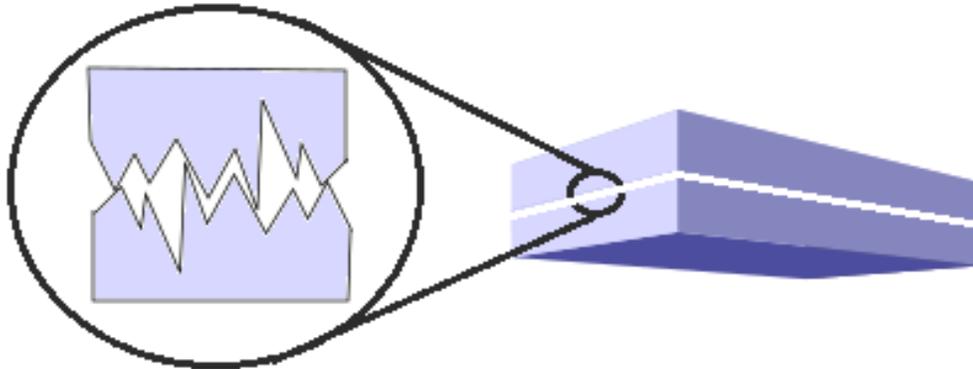
**Figura 2.16** Área de contacto real, en deformaciones de los picos.

En la figura anterior, la superficie más grande del bloque está situada sobre el plano. El dibujo muestra ahora que las deformaciones de los picos en contacto son ahora más pequeñas por que la presión es más pequeña. Por tanto, un área relativamente más pequeña está en contacto real por unidad de superficie del bloque. Como el área aparente en contacto del bloque es mayor, se deduce que el área real total de contacto es esencialmente la misma en ambos casos.

### 2.7.2 Área real y área aparente de contacto

- En dos sólidos en contacto se observan zonas separadas por distancias interatómicas.
- Estas zonas se denominan “juntas” y en ellas se presentan fuerzas de interacción.
- La suma del área de las juntas define el “área real” de contacto; el “área aparente” de contacto es mucho mayor.

- El cálculo del “área real” es muy complejo; puede calcularse un valor mínimo  $A_r$ , asumiendo que la junta está en régimen plástico.



**Figura 2.17** Zonas separadas en área real de contacto aparente entre dos piezas planas, evidencia del área real de contacto.

- Se supone que la junta está sometida a un estado triaxial de tensiones, bajo la acción de la carga  $P_n$ .
- La mayor tensión de compresión puede asimilarse por la dureza a penetración  $H$ .
- Un límite inferior del “área real” de contacto es:

$$A_r = \dot{\tau} \frac{P_n}{H}$$

[Ec. 2.2]

En el acabado de la superficie externa del clavo intramedular, se pretende reducir los esfuerzos que se producen en el bloqueo, esto con la mejora del acabado de la superficie del clavo.

### 2.7.3 Fuerzas de Keesom

Las fuerzas de Keesom están relacionados principalmente con la electronegatividad. Aparecen entre dos moléculas polares, de ahí el nombre antiguo de la interacción dipolo-dipolo. Las fuerzas de Keesom, como las fuerzas de Debye y de London son sólo un componente de las fuerzas de Van der Waals.

Las fuerzas de Keesom son direccionales. Pueden ser vinculados a las interacciones Keesom, interacciones iónicas, sino como fuerzas Keesom implican sólo cargas parciales, son menos fuertes.

Las fuerzas de Keesom se utilizan a menudo para explicar la evolución de ciertas propiedades físicas dependiendo del momento dipolar en una estructura de moléculas similares. De hecho, las fuerzas de Keesom juegan un papel importante en la disposición de las moléculas con respecto a la otra. Para derrotar a las fuerzas de la Keesom entre moléculas polares, es necesario traer más energía que en el caso de moléculas del mismo peso molecular pero no polar. Por lo tanto líquidos formados por moléculas polares a menudo tienen puntos de ebullición más altos que aquellos con moléculas no polares del mismo peso molecular.

$$E \approx \frac{-\mu_1^2 \cdot \mu_2^2}{3(4 \cdot \pi \cdot \epsilon_0)^2 k_B \cdot T \cdot r^6}$$

[Ec. 2.3]

siendo:

$\epsilon_0$  permisividad relativa o constante dieléctrica del vacío ( $8,854 \cdot 10^{-12} \text{ C}^2 \cdot \text{J}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ )

$k_B$  constante de Boltzmann ( $1,381 \cdot 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$ )

$T$  Temperatura absoluta (K)

$\mu_1$  Momento dipolar 1.

$\mu_2$  Momento dipolar 2.

Calculando la derivada de la energía con respecto a la distancia media  $r$ , se puede remontar a la expresión de la fuerza de Keesom:

$$F_{\text{Keesom}} = \frac{\lambda(T) \cdot \mu_1^2 \cdot \mu_2^2}{r^7}$$

[Ec. 2.4]

donde  $\lambda$  es una función de la temperatura.

---

## 2.8 Principios del nuevo diseño del clavo intramedular.

Por su propia naturaleza, los artefactos diseñados para uso médico deben cumplir normas de diseño y fabricación extremadamente estrictas. En el diseño cualquier cosa que entra en contacto con el cuerpo humano debe funcionar exactamente como está planeado, sin falla.

El diseño y la fabricación de productos médicos plantea algunas de las cuestiones más difíciles de superar para la ciencia de materiales y problemas de ingeniería para la industria médica. Con aplicaciones tan amplias, los dispositivos médicos vienen en todas las formas y tamaños para cumplir una gran cantidad de trabajos y, por ende, una diversa gama de materiales es usado por científicos e ingenieros para cumplir las más rigurosas especificaciones de diseño, las cuales para este nuevo diseño de consolidación son:

- Fijación de la fractura cortical de fémur.
- Tener una correcta consolidación para la correcta sanación de la fractura.
- Preservar la vascularización y los tejidos internos del hueso fémur.
- Se busca una inserción rápida del clavo de fijación.
- Que la inserción sea menos invasiva.
- Evitar la necrosis del hueso por broca de barrenado
- Estructura interna
- Bloqueo del tornillo.

El acero inoxidable es uno de los materiales más comunes en la manufactura de cables mecánicos médicos y, en particular, el acero inoxidable 316L. Una alta resistencia a la corrosión y un bajo contenido de carbono son factores claves que hacen al acero inoxidable adecuado para las aplicaciones médicas sobre otros grados de acero. La seguridad de que los dispositivos no reaccionarán químicamente con el tejido corporal, los productos de limpieza usados para esterilizarlos y el uso fuerte y repetitivo al que son sometidos; significa que el acero inoxidable es el material perfecto para hospitales, cirugía y paramédicos.

Propiedades Mecánicas Típicas del Acero Inoxidable 316L para artefactos médicos.

- Rango de punto de fusión 2500 – 2550 °F
- Resistencia a la tensión: 460-860 Mpa
- Módulo de Elasticidad 190-210 Gpa
- Elongación: 45
- Dureza (HR B) max: 92
- Dureza Brinell (HB) max: 201 kilogramo fuerza /mm<sup>2</sup>, Kilopondio /mm<sup>2</sup>

## 2.9 Propiedades del material.

Para el modelo del diseño del conjunto clavo tornillo se requiere la utilización de materiales específicos, correspondientes a acero inoxidable quirúrgico 316L, y polietileno de alta densidad, también se requiere conocer las propiedades mecánicas del hueso fémur.

Parámetros / unidades	Denominación	Valor
$E_X$ (Pa)	Módulo elástico en X	1.31 e+010
$E_Y$ (Pa)	Módulo elástico en Y	1.36 e+010
$E_Z$ (Pa)	Módulo elástico en Z	2.07 e+010
$\mu_{XY}$	Coefficiente de Poisson	0.366
$\mu_{YZ}$	Coefficiente de Poisson	0.312
$\mu_{XZ}$	Coefficiente de Poisson	0.2
$G_{XZ}$ (Pa)	Módulo cortante	5.9 e+009
$G_{XY}$ (Pa)	Módulo cortante	5.02 e+009
$G_{YZ}$ (Pa)	Módulo cortante	4.67 e+009
$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Densidad	1900

**Tabla 2.2:** La tabla muestra las propiedades mecánicas generales del hueso fémur transversal

Propiedad	Hueso cortical longitudinal	Hueso Trabecular
Resistencia en compresión (MPa)	167-213	50
Resistencia en tracción (MPa)	78 -150	8
Módulo de Young, elasticidad	14.5-34.3	0.05-0.4

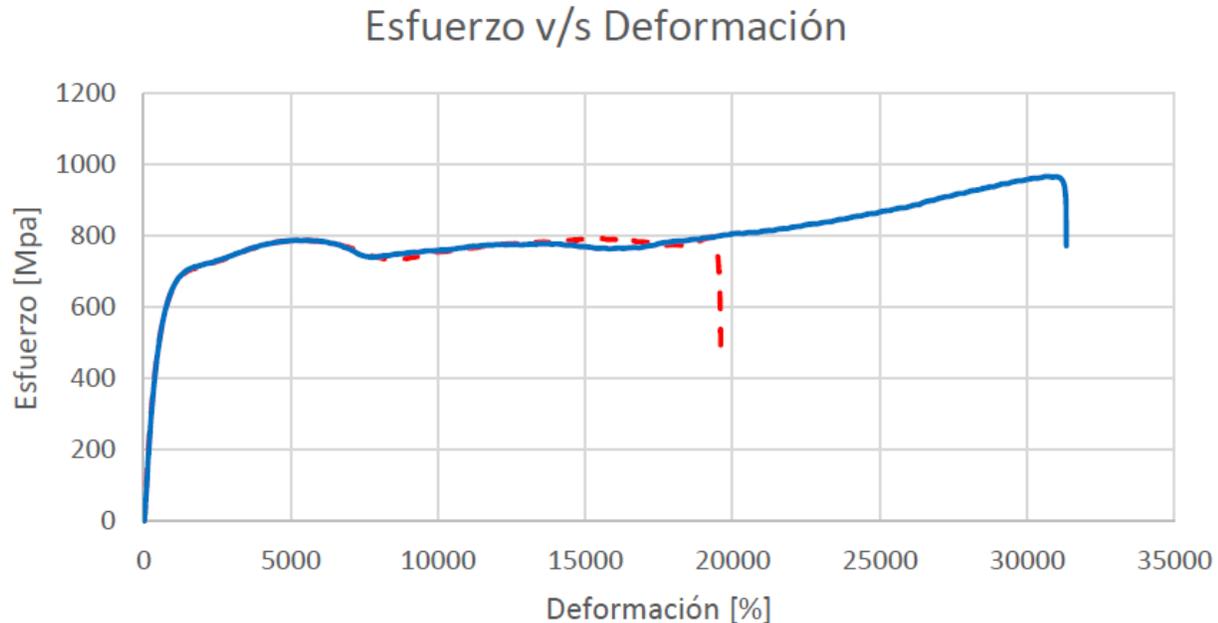
**Tabla 2.3:** La tabla muestra las propiedades mecánicas generales del hueso fémur longitudinal.

Material	Polietileno	Acero 316L
Propiedad		
Densidad	0.952 - 0.965 g/cm <sup>3</sup>	7,96 g/cm <sup>2</sup>
Módulo De Elasticidad	1.07 - 1.09 GPa	190-210 GPa
Esfuerzo Ultimo	72.0 MPa	460-860 MPa
Punto de fusión	130 - 137 °C	1370-1400 C
Coefficiente De Poisson	0.31 -0.42	0,27-0,30
Elongación a ruptura (%)	8 - 12	

**Tabla 2.4** Propiedades mecánicas generales del polietileno y acero 316L.

El uso de materiales biocompatibles con el cuerpo humano adecuados es necesario para la implantación del uso de la relación de fractura de fémur Clase USP VI y Clase VI [3].

Las figuras siguientes muestran los diagramas esfuerzo v/s deformación para muestras de polietileno de alta densidad y de baja densidad respectivamente. [6]



**Figura 2.18.** Diagrama esfuerzo v/s deformación para las muestras de polietileno de alta densidad (azul) y baja densidad (roja punteada)

---

### 2.9.1 Acero inoxidable quirúrgico

Para el acero inoxidable quirúrgico, son usados grados específicos de acero inoxidable – 316 y 316L son los más usados. Aleando los elementos Cromo, Níquel y Molibdeno, el acero inoxidable le ofrece al científico de materiales y al cirujano cualidades únicas.

Cromo – aumenta la resistencia del material a los raspones y la corrosión, perfecto para limpiar y esterilizar.

Níquel – provee una superficie extremadamente suave y pulible, detalles requeridos para un maquinado de precisión, también importante para la higiene.

Molibdeno – provee dureza luego de ser formado y es genial para bordes filudos, bisturíes. En algunos casos el sistema inmunológico ha mostrado reacciones adversas (tanto cutáneas como sistemáticas) al contenido de níquel en algunos aceros inoxidables. En estos casos, se puede sustituir el acero inoxidable por Titanio; sin embargo, es una solución más cara. Usualmente, se usa acero inoxidable para implantes temporales y titanio para implantes permanentes y más costosos.

En el caso del nuevo diseño de clavo intramedular la correcta consolidación ofrece una sanación más rápida de la fractura y el tiempo de permanencia del material en el cuerpo humano es más corta. Para este diseño es necesario el uso de cables mecánicos quirúrgicos.



**Figura 2.19** Sección de cable de acero a tensión.

Algunos usos médicos posibles para el acero inoxidable:

- Tubos de precisión
- Implantes ortopédicos (316 / 316L)
- Válvulas cardíacas artificiales (316 / 316L)
- Fijación de huesos
- Prensas mandril

- 
- Contenedores de químicos y desechos peligrosos
  - Alambres
  - Bobinas de alambres
  - Cables guía especializados
  - Curetas
  - Tornillos / prótesis / placas
  - Agujas médicas
  - Jeringas médicas
  - Sondas de sensores
  - Catéteres
  - Boquillas para otorrinolaringología
  - Lavamanos / tazones / superficies / bandejas / cuchillos



**Figura 2.20** Hilos que configuran un cable de acero, hilos helicoidales.

En el diseño de la estructura del clavo intramedular, el cable tensor es cable mecánico trenzado quirúrgico. Ofrece una resistencia mecánica suficiente en las aplicaciones de fijación comunes en el caso de placas externa de fémur.

### **2.9.2 Esfuerzos y propiedades mecánicas**

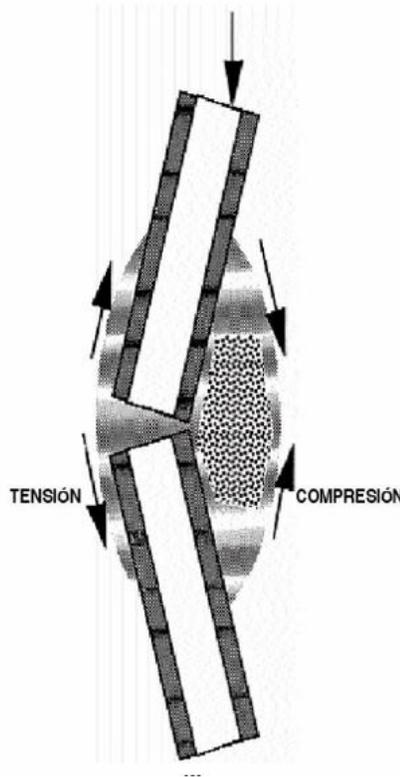
Adicional a los esfuerzos a los que están sometidos los huesos, se debe considerar también que cuando se instala un clavo intramedular por una fractura se está sustituyendo el hueso en condiciones normales por la unión de dos fragmentos de hueso, que siguen cumpliendo su función en la articulación y una varilla de metal o mecanismo de fijación que sufre la mayoría de los esfuerzos que antes sufría el hueso.

Por ese motivo se estudian los esfuerzos a los que se somete un hueso también se está pensando en los esfuerzos a los que va a ser sometido el clavo intramedular. Además, conocer la anatomía del hueso y los motivos de la fractura pueden ayudar a la creación de un nuevo diseño de clavo intramedular a la vez que a facilitar el estudio de la recuperación del paciente.

---

Se sabe que cuando se aplica flexión a una viga una zona de la línea neutra está sufriendo compresión mientras que la otra, tracción. Por tanto, la viga tiene dos partes, una cóncava y otra convexa.

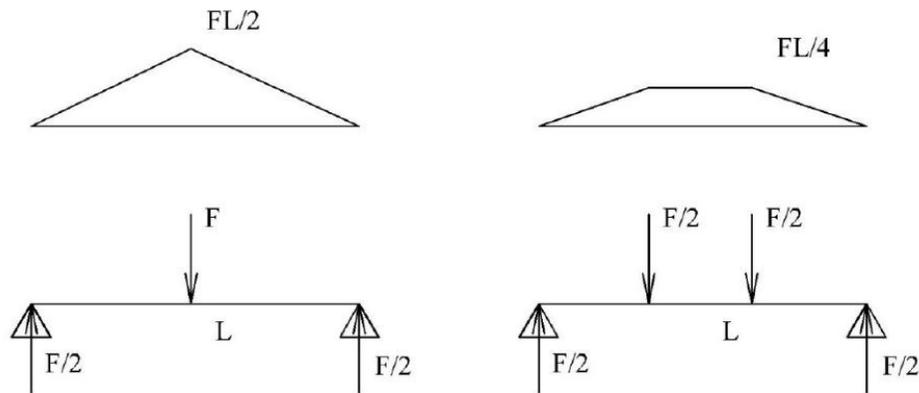
Los esfuerzos a los que se someten los huesos determinan su forma resultando en que una zona del hueso es más larga que la otra, provocando que los huesos sean completamente irregulares y dinámicos. Los esfuerzos de flexión son máximos en la superficie y disminuyen a medida que se acercan al centro.



**Figura 2.21.** Efectos de tensión compresión en la sección de fractura.

Cuanto más alejado se encuentra de la línea neutra mayores serán los esfuerzos, por eso en la superficie son mayores y en la línea neutra nulos. El hueso que es un tejido dinámico, por eso en la zona en la que se originan las fracturas tiene una capa compacta con mayor módulo de Young y mayor resistencia a la fractura.

Desde el punto de vista de la causa de la fractura por flexión existen dos tipos: la de tres y la de cuatro puntos. Esta última tiene más interés porque tiene una zona con momento constante, así que no importa dónde esté situada exactamente la fractura dentro de la diáfisis (parte tubular de huesos largos).



**Figura 2.22.** Efectos de flexión en la sección diafisaria (segmento intermedio de los huesos largos).

Como ya se ha dicho antes, existen tensiones tanto de compresión como de tracción cuando se aplica un momento dependiendo de qué cara del hueso se esté estudiando. El hueso compacto es la zona que sufre la carga por flexión y es especialmente débil a compresión, aunque siempre cede antes por tracción. Una vez se produce la grieta el resto de la fractura se extiende para liberar energía atravesando el hueso hacia la línea neutra. La fractura que se produce es transversal y simple, en ocasiones oblicua. Por tal motivo el diseño del mecanismo de fijación de la fractura se centra en la tensión que es la fuerza que afecta en mayor medida la correcta consolidación del hueso fractura.

## 2.10 Método de los elementos finitos (FEM)

El método de los elementos finitos (MEF) es un método de cálculo típico para el ámbito científico-técnico. El método por EF permite calcular problemas complejos que difícilmente se pueden resolver por otros medios.

Ya que el MEF es un método numérico para resolver ecuaciones diferenciales, es posible realizar los análisis por elementos finitos (AEF) en varias disciplinas físicas. Un componente sujeto al AEF se subdivide en un gran número de elementos pequeños (finitos) de geometría simple, de modo que la cantidad requerida se pueda calcular fácilmente. Esta subdivisión proporcionó el nombre de la técnica numérica: método de los elementos finitos. En ingeniería estructural, el análisis por elementos finitos aplica el MEF como un método estándar para el cálculo asistido por computador de estructuras de vigas y placas.

### 2.10.1 Análisis y dimensionamiento de estructuras con el MEF

El programa de análisis estructural RFEM es el software apropiado para la aplicación de fácil manejo del Método de los Elementos Finitos en ingeniería estructural. La introducción de datos eficiente y el manejo intuitivo facilitan el modelado de estructuras simples y complejas. RFEM proporciona también soluciones para análisis dinámicos de estructuras 3D. RFEM es la base de un sistema de software modular. El programa principal RFEM se utiliza para definir estructuras, materiales y cargas para sistemas de estructuras planas y espaciales compuestas de placas, muros, láminas y barras.

---

Además, es posible calcular esfuerzos internos, así como también los esfuerzos en los apoyos. El programa también permite crear estructuras combinadas y modelar sólidos o elementos de contacto. Es posible realizar análisis avanzados y diseñar de componentes compuestos de materiales distintos según varias normas en los correspondientes módulos adicionales.

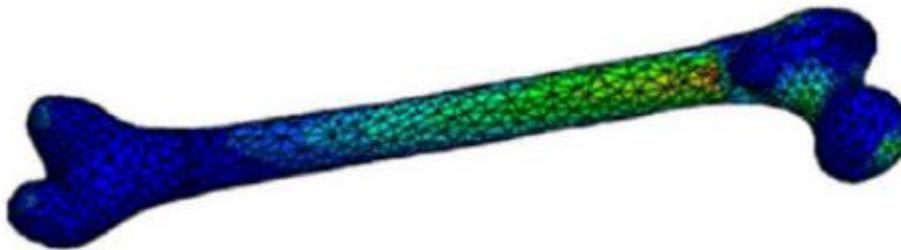
### 2.10.2 Módulos adicionales de RFEM

Para el cálculo de varios materiales tales como hormigón (concreto) armado y pretensado, acero, aluminio, madera y vidrio, está disponible en RFEM una amplia gama de módulos adicionales potentes. Estos módulos permiten realizar análisis no lineales, de estabilidad y dinámicos, así como también cálculos de conexiones y procesos de búsqueda de forma para estructuras de cables y membranas.

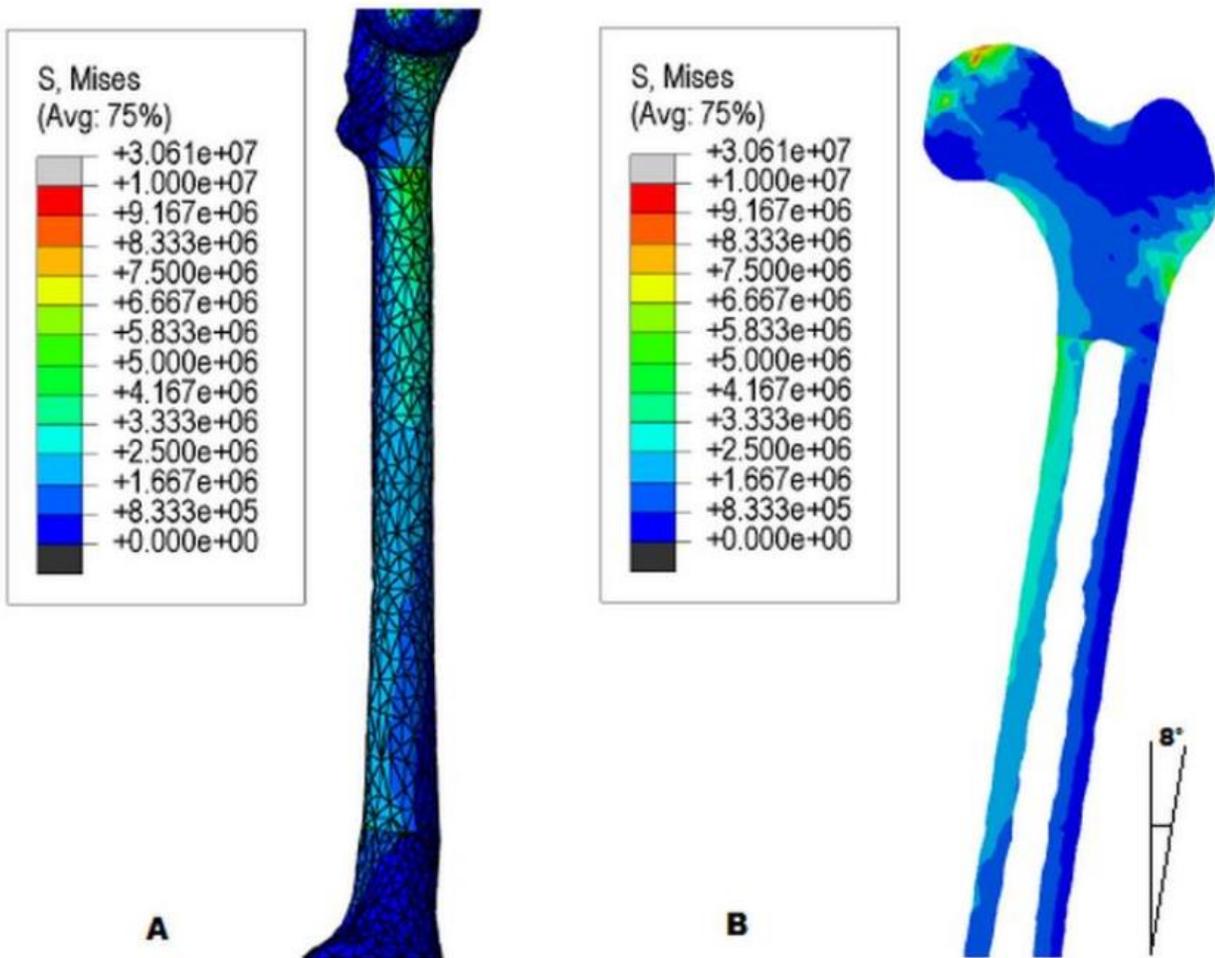
El comportamiento del hueso es viscoelástico-no lineal; para no complicar excesivamente el problema la mayoría de los estudios de biomecánica (FEM) consideran al hueso como un material elástico-lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad.

Algunos lo consideran con propiedades mecánicas isotrópicas adaptándose este modelo más a la parte esponjosa desde el punto de vista macro, otros argumentan el comportamiento netamente ortotrópico o anisotrópico de la parte cortical que es de interés en las fracturas corticales de fémur, por lo que se recomienda que esta parte del hueso debe tomarse con dichas propiedades mecánicas para obtener resultados más exactos.

Para el análisis del clavo intramedular necesitamos los módulos necesarios en base a las propiedades mecánicas de la parte cortical del fémur, en la tabla siguiente se considera como material anisotrópico.



**Figura 2.23** El implante ideal debe ofrecer una fijación flexible que permita cierto micro movimiento de la fractura, y que induzca formación del callo óseo y su consolidación, están aplicadas en la parte cortical donde se concentran las cargas.

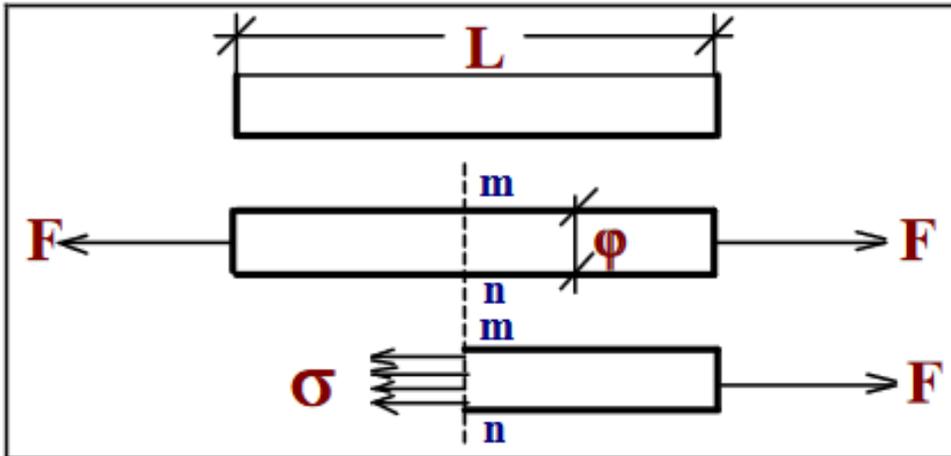


**Figura 2.24** Modelo de fémur sometido a cargas promedio A) Estado de esfuerzos sobre la diáfisis B) Estado de esfuerzos en un corte interno del fémur

## 2.11 Caracterización del cable acero esfuerzo Normal y deformación.

Son ambos dos conceptos fundamentales que pueden entenderse con el siguiente ejemplo. Sea una barra prismática cargada con fuerzas axiales  $F$  en sus extremos según aparece en la figura siguiente.

Una barra prismática es un elemento con multitud de aplicaciones en máquinas que se caracteriza por presentar una sección transversal constante en toda su longitud.



**Figura 2.25** Barra prismática en tensión.

La barra está sometida a una tensión y las fuerzas axiales producen en ella una deformación. Para analizar las acciones internas que aparecen en la barra prismática originados por las fuerzas axiales se considera la sección que aparece al efectuar un corte imaginario en la sección "mn" perpendicular al eje longitudinal de la barra. A esta sección se le denomina sección transversal. Se separa la porción de la barra situada a la derecha del corte considerándola un cuerpo libre.

La carga  $F$  actúa en el extremo derecho, mientras que en el lado izquierdo se aparecen fuerzas que se distribuyen de manera continua sobre la sección transversal que sustituyen a la acción sobre el tramo izquierdo de la barra prismática.

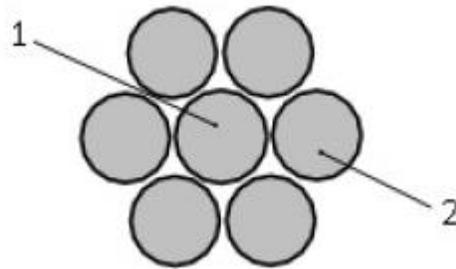
La intensidad de la fuerza, o lo que es lo mismo la fuerza por unidad de superficie se denomina esfuerzo, fatiga o tensión y se denota por la letra griega  $\sigma$  (sigma).

Si se supone, lo cual es lógico, que el esfuerzo tiene una distribución uniforme sobre la sección transversal, es evidente que si  $A$  es el área de la sección transversal se tendrá que:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad [\text{Ec. 2.5}]$$

La suma total del cable se obtiene por la suma de las fuerzas en el núcleo y los componentes de las fuerzas de los hilos.

Los cables son elementos que se utilizan cuando se necesita resistencia a la tensión y flexibilidad. Un cable es un conjunto de hilos que se tuercen juntos pueden llevar en el centro otro hilo que se puede llamar núcleo.



**Figura 2.26** Hilo “1” núcleo, hilo “2” hilos torcidos.

Análisis de las fuerzas aplicadas.

Si se parte del supuesto que una fuerza aplicada al cable se distribuye proporcionalmente al área de los alambres que lo componen, se puede plantear, en términos de presión aplicada al área del cable, la siguiente expresión (Ec. 2.6).

$$p = \frac{F}{A}$$

[Ec. 2.6]

Donde:

**F** Fuerza aplicada al cable en (N)

**A** Área transversal metálica del cable (mm<sup>2</sup>)

**p** Presión aplicada al cable (N/mm<sup>2</sup>)

Como el cordón está compuesto por un alambre central de diámetro  $d_1$  y formando las capas con 18 alambres de diámetro  $d_2$ , el área del cordón  $A_c$  puede ser calculada como (Ec. 2.7):

$$A_c = A_1 + 18 \cdot A_2 = \frac{\pi \cdot d_1^2}{4} + 18 \frac{\pi \cdot d_2^2}{4}$$

[Ec. 2.7]

Donde  $A_1$  y  $A_2$ , representan respectivamente las áreas del alambre central y de un alambre de capa. Si el cable tiene 6 cordones, es evidente que el área transversal metálica del cable es (Ec.2.8):

$$A = 6 \cdot A_c$$

[Ec. 2.8]

Haciendo las sustituciones pertinentes de las ecuaciones (Ec. 2.7) y (Ec. 2.8) en la ecuación (Ec. 2.6), se obtiene la ecuación (6) para evaluar la fuerza aplicada al cable:

$$F = p \cdot A \quad [\text{Ec. 2.9}]$$

Por otro lado, si se definen las fuerzas aplicadas al alambre central y alambre de una capa por  $F_1$  y  $F_2$  respectivamente, como:

$$F_1 = p \cdot A_1 \quad [\text{Ec. 2.10}]$$

$$F_2 = p \cdot A_2 \quad [\text{Ec. 2.11}]$$

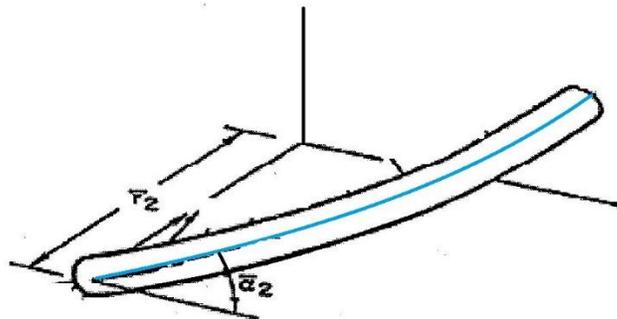
De donde se comprende que, aplicando una misma presión en cada área, se obtienen fuerzas diferentes en dependencia del valor del área. La cuestión radica en determinar qué valor de presión  $p$ , o en otras palabras que fuerza aplicada a cada alambre, producirá un valor conocido de esfuerzo de rotura  $\sigma_{rot}$ .

El procedimiento para aplicar las cargas en el modelo se basa en asumir un valor de presión  $p = p_0$ , el cual producirá un esfuerzo  $\sigma_0$  que puede ser mayor o menor que el esfuerzo de rotura  $\sigma_{rot}$ . Por otro lado, para un modelo dado, los valores obtenidos de esfuerzos  $\sigma$  variarán proporcionalmente a los valores de presión  $p$  asignados. Luego (Ec. 2.12):

$$p_{rot} = p_0 \cdot \frac{\sigma_{rot}}{\sigma_0} \quad [\text{Ec. 2.12}]$$

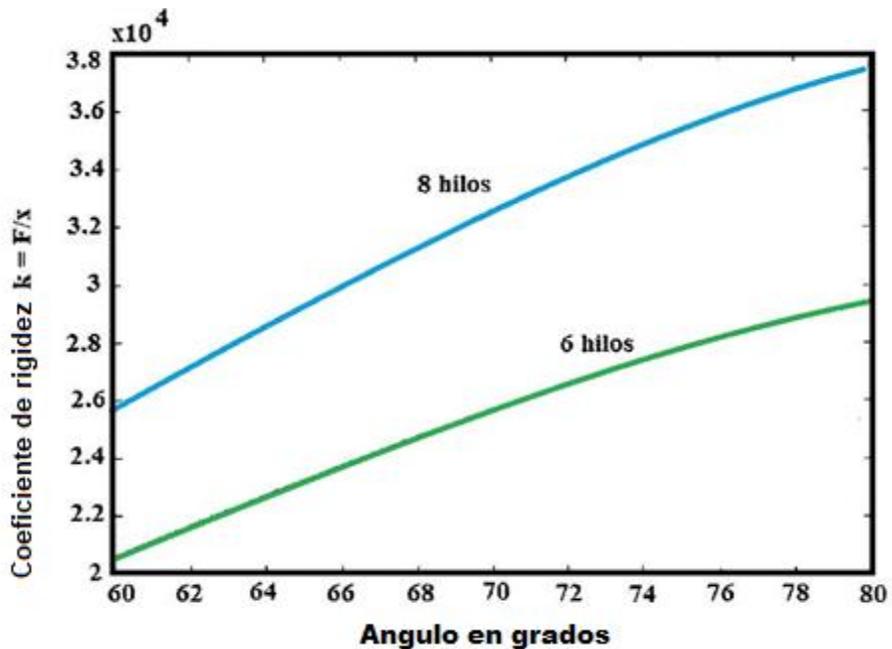
El valor inicial  $p_0$  de la presión aplicada se hace coincidir con el límite de rotura del alambre  $\sigma_{rot}$  de manera que siempre se obtenga una relación  $\sigma > \sigma_{rot}$ , por lo que según la ecuación (Ec. 2.8), entonces  $p_{rot} < p_0$ .

Para la condición  $p = p_0 = \sigma_{rot}$  y según la ecuación, la fuerza de rotura del conjunto de alambres sin enrollar de un cable será mayor que la fuerza de rotura del cable con los alambres enrollados, resultando la condición  $p = p_{rot} < p_0$  que coincide con la información que declaran los fabricantes de cables de acero en los catálogos técnicos.



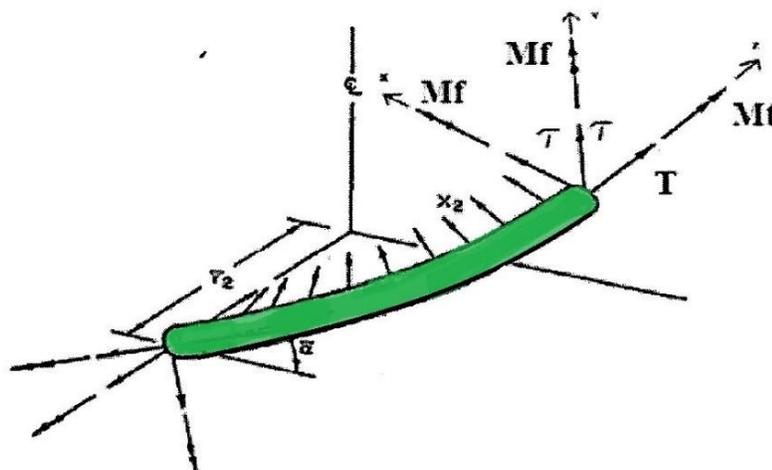
**Figura 2.27:** El hilo lleva un ángulo  $\alpha$ , la distancia  $r_2$  es la distancia del centro del cable al eje por donde pasa el centroide del hilo.

Cuando el ángulo  $\alpha$  al que están enrollados los hilos cambia, el cable presenta un cambio de rigidez y se necesita cada vez mayor carga para deformar el cable.



**Figura 2.28** La gráfica muestra la comparación de rigideces de cables con 6 y 8 hilos. Se muestra el comportamiento de la rigidez de un cable con respecto al ángulo de hilos desde 60 grados hasta 80 grados.

Cuando se tuercen el conjunto de hilos para formar el conjunto de cables, estos se someten a cargas de torsión  $M_t$  y de flexión  $M_f$ , estas causan una carga cortante  $T$  cuando se aplica una carga al cable.



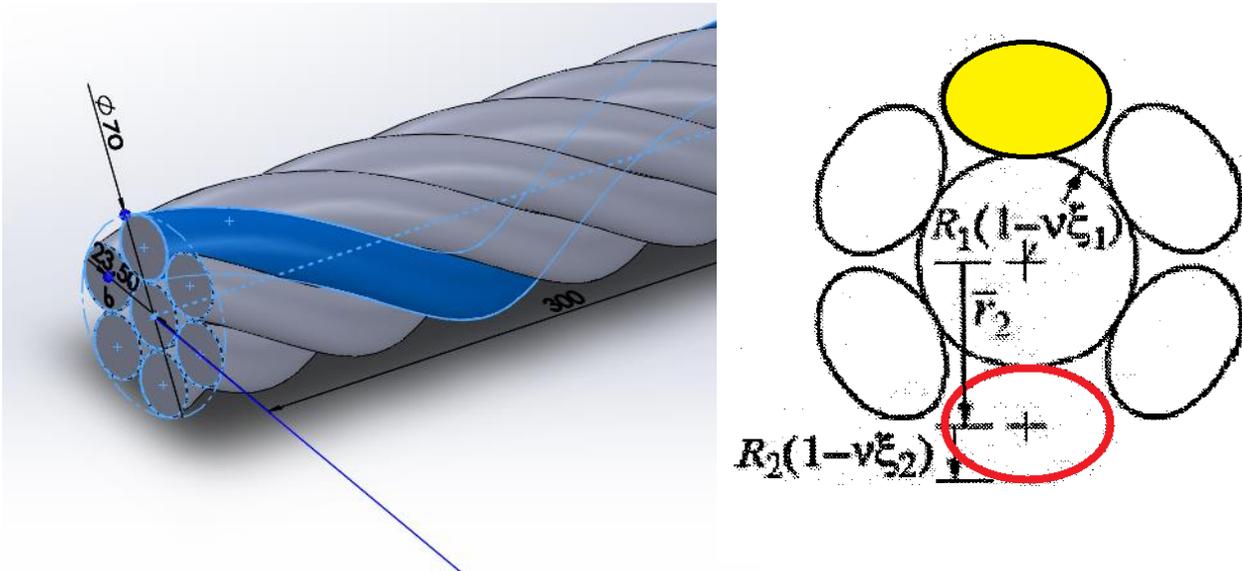
**Figura 2.29** Cargas en un solo hilo de un conjunto cable.

Los valores de los momentos de flexión y torsión dependen del ángulo al cual se tuercen los hilos. Con esto se determina una componente de curvatura que se denomina  $k$ , que es una medida del cambio de dirección del vector tangente a la curva descrita por el hilo y una componente de torsión por unidad de longitud de los hilos, que se denomina  $c$ , que es una medida del cambio del vector binormal a la curva, estas son:

$$k = \frac{\cos^2 \alpha}{r_2} \quad [\text{Ec. 2.13}]$$

$$c = \frac{\sin \alpha \cos \alpha}{r_2} \quad [\text{Ec. 2.14}]$$

Al aplicar cargas de tensión a un conjunto de hilos, el ángulo con el que se tuercen los hilos cambia, por lo tanto, cambian también los valores de curvatura y de torsión.



**Figura 2.30** Se observa un cable con carga a tensión y su sección transversal  $R_1$  representa el radio del núcleo,  $\nu$  es la relación de Poisson del material,  $\epsilon_1$  es la deformación axial del núcleo,  $R_2$  es el radio de los hilos y  $\epsilon_2$  es la deformación axial del hilo externo.

Cuando se someten a cargas los hilos, se dan cambios de curvatura, estos cambios se obtienen por la resta del valor con carga, menos el valor sin cargar, quedando:

$$\Delta k = \frac{\cos^2 \alpha_2}{r_2} - \frac{\cos^2 \alpha}{r_2} = -2 \operatorname{sen} \alpha \cos \alpha \frac{\Delta \alpha}{r_2} + \nu \left[ \frac{R_1 \varepsilon_1 + R_2 \varepsilon_2}{r_2} \right] \frac{\cos^2 \alpha}{r_2}$$

[Ec. 2.15]

Los valores para el cambio de torsión, se tienen de la resta del valor de torsión con carga, menos el valor de torsión sin carga:

$$\Delta c = \frac{\operatorname{sen} \alpha_2 \cos \alpha_2}{r_2} - \frac{\operatorname{sen} \alpha \cos \alpha}{r_2} = (1 - 2 \operatorname{sen}^2 \alpha) \frac{\Delta \alpha}{r_2} + \nu \left[ \frac{R_1 \varepsilon_1 + R_2 \varepsilon_2}{r_2} \right] \frac{\operatorname{sen} \alpha \cos \alpha}{r_2}$$

[Ec. 2.16]

Donde:

$\Delta k$  es el cambio de curvatura.

$\alpha$  es el ángulo inicial de los hilos.

$\alpha_2$  es el ángulo de los hilos después de la aplicación de la carga.

$r_2$  es la distancia del centro del núcleo al eje centroidal del hilo externo.

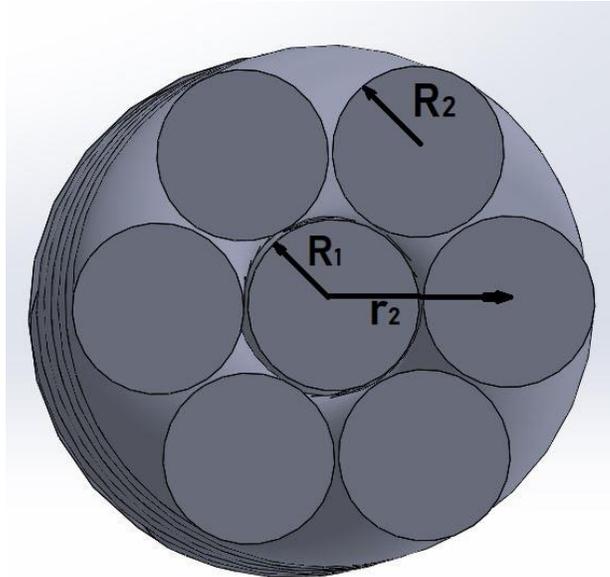
$\Delta \alpha$  es el cambio del ángulo.

$R_1$  es el radio del núcleo, hilo interno.

$R_2$  es el radio de los hilos externos al núcleo, hilos alrededor.

$\varepsilon_1$  es la deformación axial del núcleo.

$\varepsilon_2$  es la deformación axial de los hilos.



**Figura 2.31**  $R_1$  es el radio del núcleo, hilo interno.  $R_2$  es el radio de los hilos externos al núcleo, hilos alrededor.  $r_2$  es la distancia del centro del núcleo al eje centroidal del hilo externo.

Las cargas axiales presentadas en el conjunto cable, generan flexión y torsión. El momento de flexión está dado por [Ec. 2.17]:

$$M_f = \frac{\pi R_2^3 E \Delta k}{4} \quad [\text{Ec. 2.17}]$$

Donde  $E$  es el módulo de elasticidad,  $R_2$  es el radio de los hilos,  $\Delta k$  es el cambio de curvatura, El momento de torsión  $M_t$  está dado por:

$$M_t = \frac{\pi R_2^3 E \Delta c}{4(1 + \nu)} \quad [\text{Ec. 2.18}]$$

Donde  $\Delta c$  es el cambio de torsión y  $\nu$  es la relación de Poisson. La carga axial que aplica a cada uno de los hilos se obtiene por medio de:

$$T = \pi R_2^2 E \epsilon_2 \quad [\text{Ec. 2.19}]$$

Donde  $\epsilon_2$  es la deformación axial de los hilos, y la carga cortante es una función del momento de flexión del momento por torsión.

$$\tau = M_t \frac{\cos^2 \alpha}{r_2} - M_f \frac{\text{sen} \alpha \cos \alpha}{r_2} \quad [\text{Ec. 2.20}]$$

La proyección axial de los hilos se determina por las componentes de las cargas cortante y axial en los hilos, esto es:

$$F_2 = m_2 [T \text{sen} \alpha + \tau \cos \alpha] \quad [\text{Ec. 2.21}]$$

Donde  $m_2$  es el número de hilos sin contar el núcleo interno.

El momento total en los hilos se obtiene por una función del momento por flexión y por torsión, y por el momento que causan a su vez, las cargas axial y cortante, el momento total es:

$$M_2 = m_2 [M_t \text{sen} \alpha + M_f \cos \alpha + T r_2 \cos \alpha - t r_2 \text{sen} \alpha] \quad [\text{Ec. 2.22}]$$

La fuerza y el momento que actúan en el núcleo se determinan si se conocen las propiedades del material y la deformación a la que se somete el cable [42].

$$F_1 = \pi R_1^2 E \epsilon_1 \quad [\text{Ec. 2.23}]$$

$$M_1 = \frac{\pi R_1^3 c_s E}{4(1 + \nu)} \quad [\text{Ec. 2.24}]$$

Por último, la fuerza y el momento total en el cable se obtiene por la suma de las fuerzas del núcleo y las componentes de las fuerzas en los hilos [Ec. 2.25].

$$F = F_1 + F_2 \quad [\text{Ec. 2.25}]$$

$$M = M_1 + M_2 \quad [\text{Ec. 2.26}]$$

---

## 2.12 Elasticidad y plasticidad

La elasticidad es la propiedad de un material de recuperar su forma inicial una vez que deja de aplicarse sobre él una fuerza. La plasticidad es la propiedad opuesta: la deformación plástica se mantiene incluso cuando cesa la fuerza. Las proporciones de la resistencia total soportadas en condiciones de comportamiento elástico y plástico se pueden expresar de la siguiente manera:

$$\text{Elasticidad} = \sigma_{ult} - \sigma_y \quad [\text{Ec. 2.27}]$$

$$\text{Plasticidad} = (\sigma_{ult} - \sigma_y) / \sigma_{ult} \quad [\text{Ec. 2.28}]$$

Un ejemplo de material elástico es el caucho, mientras que un material plástico sería, por ejemplo, la plastilina.

## 2.13 Rigidez y flexibilidad

La rigidez es una característica de los materiales que hace que se necesiten grandes esfuerzos para inducir una pequeña deformación elástica en el material. Corresponde a la pendiente de la región elástica de la curva carga-desplazamiento (rigidez extrínseca  $S$ ), expresada en N/m; o de la curva esfuerzo-deformación (módulo de elasticidad o de Young,  $E$ ), expresada en Pa.

Cuando se habla de rigidez, debe hacerse como una característica del conjunto de la estructura, mientras que la rigidez del material se indicará con el módulo de Young. Es frecuente encontrarse con el concepto rigidez en ambos contextos, lo que puede llevar a confusión, por lo que se recomienda emplear la flexibilidad para describir la característica estructural, y el módulo de elasticidad para la propiedad material.

La flexibilidad es la propiedad opuesta a la rigidez. Un material flexible es aquél que muestra una gran deformación en la zona elástica, antes de alcanzar la zona plástica. Un material con un módulo de Young pequeño sufrirá grandes deformaciones con pequeños esfuerzos, mientras que un material con un módulo de Young elevado sufrirá pequeñas deformaciones con grandes esfuerzos. El papel y la tela, por ejemplo, son materiales flexibles. Por el contrario, las cerámicas o el vidrio son materiales rígidos, ya que cuando se doblan, se rompen.

## 2.14 Fricción

La fuerza de fricción, es la resistencia al movimiento, la cual existe cuando un cuerpo se mueve de manera tangencial con respecto a otro y en el cual existe contacto entre ambos cuerpos; además, si una superficie es dura y la otra blanda, las asperezas de la superficie dura romperán las asperezas de la superficie blanda, de manera que la fuerza de fricción es dependiente de las fuerzas de adhesión entre dos materiales en contacto. El área real de contacto, es proporcional a la carga e independientemente del tamaño y la forma de las asperezas, por lo tanto, la fuerza

---

de fricción también será proporcional a la carga y no dependerá del tamaño y la forma de las asperezas, por lo tanto, se tiene:

$$\mu = \frac{F}{W} = \frac{A_t \tau}{A_t \sigma_y} = \frac{\tau}{\sigma_y}$$

[Ec. 2.29]

Donde:

***F***: Fuerza de fricción.

***A<sub>t</sub>***: Área real de contacto.

***τ***: Esfuerzo cortante.

***μ***: Coeficiente de fricción.

***W***: Carga aplicada.

***σ<sub>y</sub>***: Esfuerzo normal.

---

## 2.15 Inclusiones elípticas

Las inclusiones o inhomogeneidades en los materiales tiene una influencia drástica en su comportamiento mecánico [17]. Una práctica en la mecánica estructural, al tratar de determinar las propiedades mecánicas de los materiales, es remplazar sus constituyentes no homogéneos con materiales homogenizados [18]

Eshelby [16] introdujo un tensor de transformación que relaciona la deformación de una inclusión, dentro de una matriz elástica infinita, con la deformación efectiva que se genera en la matriz. Para bajas concentraciones de inclusiones, este método conocido comúnmente como método de homogenización para concentraciones bajas (DSC), determina con precisión las propiedades efectivas del material.

Tsukrov y Shafiro [12] determinaron las propiedades efectivas de sólidos con cavidades de geometrías variadas, ellos proponen que las propiedades no dependen solo de parámetros de porosidad sino también de su excentricidad. Ryszard y Thomsen [13], evaluaron, basados en los métodos de Mura-Tanaka y Eshelby [16].

En la presente investigación se propone el diseño de estructuras elípticas en particular en la periferia de la rosca del tornillo de fijación, con el fin de distribuir los esfuerzos y disipación de energía en contacto con la sección de fémur fija.

Lakes propone que la variación de rigidez para la generación de amortiguamiento en aplicaciones estructurales de materiales compuestos es deseable. [15].

El trabajo más representativo sobre el análisis de materiales compuestos con inclusiones es el realizado por Eshelby [16] en el cual analiza a una inclusión de geometría elíptica embebida en una matriz elástica y su efecto sobre las propiedades elásticas.

Para este caso particular, el tensor de deformación de la matriz del compuesto se relaciona con el de esfuerzo a través de la expresión [39]:

$$\sigma^0 = E_0 (\varepsilon^0 + \tilde{\varepsilon})$$

[Ec. 2.30]

---

Donde:

$\sigma_0$  Tensor de esfuerzos en la matriz de material con tensor de propiedades elásticas.

$E_0$  que considera la presencia de inhomogeneidades en forma de cavidades elipsoidales.

$\epsilon_0$  Tensor de deformación para un material elástico, homogéneo e isotrópico.

$\tilde{\epsilon}$  Tensor de deformación que representa los efectos de la presencia de cavidades.

A partir de su consideración se han podido desarrollar varias teorías que permiten el cálculo de los tensores de concentración de deformación y tensión (A y B) en función de la fracción volumétrica forma y ecuaciones constitutivas de material de refuerzo. Para resolver este problema Eshelby estudió el comportamiento de un material homogéneo donde una región elipsoidal cambia de forma espontáneamente al sufrir una deformación uniforme generando así una serie de tensiones en el resto del material y en sí misma.

Si  $\epsilon_T$  es la deformación uniforme de la región elipsoidal si estuviera aislada, la deformación en el estado de equilibrio de esta región  $\epsilon_C$  se puede relacionar con la siguiente expresión:

$$\epsilon_C = S_i \cdot \epsilon_T \quad [\text{Ec. 2.31}]$$

En la cual  $S_i$  es el tensor de Eshelby para la inclusión elipsoidal. Si aplicamos la ley de Hook a la expresión anterior, la tensión en la inclusión se puede expresar de la forma:

$$\sigma_i = C_m \cdot (\epsilon_C - \epsilon_T) = C_m \cdot (S_i - I) \cdot \epsilon_T \quad [\text{Ec. 2.32}]$$

El tensor de Eshelby  $S_i$  solo depende de la geometría de la inclusión y de las constantes elásticas de la matriz y existen expresiones analíticas para sus componentes para muchos casos de interés (elipsoides)

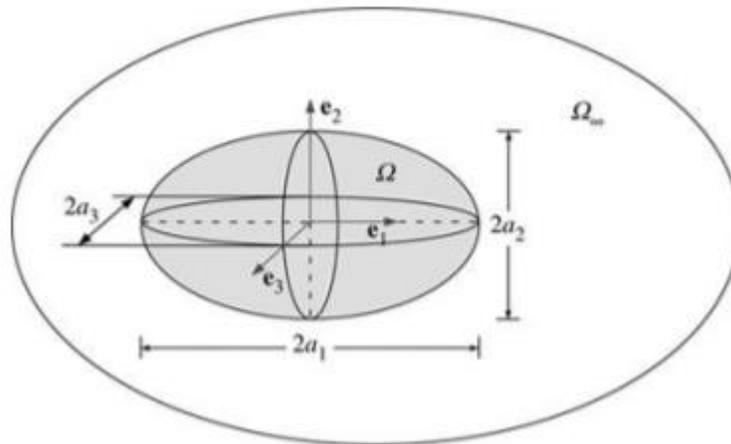
La verdadera importancia del modelo de Eshelby se basa en que mediante el concepto de la inclusión elástica equivalente el resultado anterior puede usarse para obtener el tensor de concentración de la deformación de una inclusión elipsoidal embebida en un medio infinito de propiedades diferentes.

Si el conjunto a estudiar inclusión/matriz se encuentra sometido a una deformación efectiva  $\varepsilon$  la deformación para la inclusión puede calcularse mediante una sustitución. Se sustituye la inclusión real por otra de las mismas propiedades que el medio en las que está embebida. Dicha inclusión ficticia sufrirá una deformación libre de tensiones  $\varepsilon_T$  tal que los campos de deformación de ambas inclusiones consideradas dentro de la matriz sean iguales.

Según lo indicado en el método de la inclusión elástica equivalente se puede escribir:

$$\varepsilon^{fic} = \bar{\varepsilon} + \varepsilon_C \quad \text{y} \quad \sigma^{fic} = C_m \cdot (\varepsilon_C + \bar{\varepsilon} - \varepsilon_T) \quad [\text{Ec. 2.33}]$$

En este proyecto se propone diseñar la estructura interna del tornillo con inclusiones. Estas inclusiones se basan en el tensor de Eshelby [14] para determinar el efecto de las inclusiones de geometría elipsoide. En la figura siguiente se muestra de forma esquemática una inclusión elipsoide.



**Figura 2.32** Inclusión elipsoide de Eshelby

Las inclusiones mencionadas, trabajan con la teoría de la elipse: en el eje más largo existe mayor rigidez, en el eje más corto, existe mayor amortiguamiento. Una inclusión es una matriz embebida en otra matriz. Se considera entonces material compuesto, ya que un material se encuentra dentro de otro distinto, unido físicamente. De esta manera, se puede crear un material anisótropo guiando las líneas de esfuerzo hacia donde el diseño lo requiera.

Para el cálculo de las propiedades elásticas, se utilizaron las ecuaciones del Tensor de transformación de Eshelby [41] en el espacio para determinar la perturbación que causa la inclusión dentro de un campo uniforme de esfuerzo.

$$S_{1111} = \frac{1}{2(1-\nu)} \left[ 1 - 2\nu + \left[ \frac{3a^2 - 1}{a^2 - 1} \right] - \left[ 1 - 2\nu + 3 \frac{a^2}{a^2} \right] g \right]$$

$$S_{2222} = \frac{3}{8(1-\nu)} \frac{a^2}{a^2 - 1} + \frac{1}{4(1-\nu)} \left[ 1 - 2\nu - \frac{9}{4(a^2 - 1)} \right] g$$

$$S_{3333} = S_{2222}$$

$$S_{2222} = \frac{1}{4(1-\nu)} \left[ \frac{a^2}{2(a^2 - 1)} - \left[ 1 - 2\nu + \frac{3}{4(a^2 - 1)} \right] g \right]$$

$$S_{3322} = S_{2233}$$

$$S_{3311} = \frac{-1}{2(1-\nu)} \frac{a^2}{a^2 - 1} + \frac{1}{4(1-\nu)} \left[ 3 \frac{a^2}{a^2 - 1} - 1 - 2\nu \right] g$$

$$S_{3311} = S_{2211}$$

$$S_{3311} = \frac{-1}{2(1-\nu)} \left( 1 - 2\nu + \frac{1}{a^2 - 1} \right) + \frac{1}{2(1-\nu)} \left[ 1 - 2\nu + \frac{3}{2(a^2 - 1)} \right] g$$

$$S_{1133} = S_{1122}$$

$$S_{2323} = \frac{1}{4(1-\nu)} \left[ \frac{a^2}{2(a^2 - 1)} + \left[ 1 - 2\nu + \frac{3}{4(a^2 - 1)} \right] g \right]$$

$$S_{1212} = \frac{1}{4(1-\nu)} \left[ 1 - 2\nu - \frac{a^2 + 1}{a^2 - 1} - \frac{1}{2} \left[ 1 - 2\nu - 3 \frac{a^2 + 1}{a^2 - 1} \right] g \right]$$

[Ec. 2.34]

$$S_{1313} = S_{1212}$$

Por lo tanto, la matriz de transformación de Eshelby queda de la siguiente manera:

$$S = \begin{bmatrix} S_{1111} & S_{1122} & S_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ S_{2211} & S_{2222} & S_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ S_{3311} & S_{3322} & S_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{2323} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{1212} \end{bmatrix}$$

[Ec. 2.35]

dónde  $\nu$  es la relación de Poisson de la matriz,  $a$  es la relación de aspecto de la inclusión y  $g$  es una función que determina la posición de la cavidad respecto al campo de cargas.

$$g = \frac{a}{(a^2-1)^{\frac{3}{2}}} \left[ a(a^2-1)^{\frac{1}{2}} - \operatorname{acosh}(a) \right] \quad [\text{Ec. 2.36}]$$

Para obtener las componentes del tensor de propiedades elásticas efectivas del material compuesto se utilizaron las siguientes ecuaciones.

$$E_{1111} = \frac{1}{6} \left[ \frac{2(S_{2222} + S_{2233} - 1) - S_{3311} + S_{1111} - 1}{2S_{1122} * S_{2211} - (S_{1111} - 1)(S_{2222} + S_{2233} - 1)} + \frac{1}{S_{2233} - S_{2222} + 1} - \frac{2}{2S_{1212} - 1} \right]$$

$$E2222 = \frac{1}{8} \left[ \frac{1}{2} \frac{2(S2222 + S2233 - 1) - S1133 - S3311 + 5(S1111 - 1)}{2S1122 * S2211 - (S1111 - 1)(S2222 + S2233 - 1)} + \frac{3}{2} \frac{1}{S2233 - S2222 + 1} - \frac{2}{2S1212 - 1} \right]$$

$$E3333 = \frac{1}{8} \left[ \frac{1}{2} \frac{2(S2222 + S2233 - 1) - S1133 - S3311 + 5(S1111 - 1)}{2S1122 * S2211 - (S1111 - 1)(S2222 + S2233 - 1)} + \frac{3}{2} \frac{1}{S2233 - S2222 + 1} - \frac{2}{2S1212 - 1} \right]$$

$$E2233 = \frac{1}{24} \left[ \frac{1}{2} \frac{2S2222 + S2233 - 1 - 5S1122 - 5S2211 + 13(S1111 - 1)}{2S1122 * S2211 - (S1111 - 1) * (S2222 + S2233 - 1)} + \frac{5}{2} \frac{1}{S2233 - S2222 + 1} + \frac{2}{2S1212 - 1} \right]$$

$$E1111 = \frac{1}{6} \left[ \frac{1}{2} \frac{(S2222 + S2233 - 1) - 2S3311 - 5S2211 + 2(S1111 - 1)}{2S1122 * S2211 - (S1111 - 1)(S2222 + S2233 - 1)} + \frac{1}{2} \frac{1}{S2233 - S2222 + 1} - \frac{2}{2S1212 - 1} \right]$$

$$E3311 = E2211$$

$$E1122 = \frac{1}{6} \left[ \frac{1}{2} \frac{(S2222 + S2233 - 1) - 2S3311 - 5S2211 + 2(S1111 - 1)}{2S1122 * S2211 - (S1111 - 1)(S2222 + S2233 - 1)} + \frac{1}{2} \frac{1}{S2233 - S2222 + 1} - \frac{2}{2S1212 - 1} \right]$$

$$E1133 = \frac{1}{6} \left[ \frac{1}{2} \frac{(S2222 + S2233 - 1) - 2S3311 - 5S2211 + 2(S1111 - 1)}{2S1122 * S2211 - (S1111 - 1)(S2222 + S2233 - 1)} + \frac{1}{2} \frac{1}{S2233 - S2222 + 1} - \frac{2}{2S1212 - 1} \right]$$

$$E_{2323} = \frac{1}{8} \left[ \frac{1}{2} \frac{2(S_{2222} + S_{2233} - 1) + S_{1133} + S_{3311} + (S_{1111} - 1)}{2S_{1122} * S_{2211} - (S_{1111} - 1)(S_{2222} + S_{2233} - 1)} + \frac{7}{2} \frac{1}{S_{2233} - S_{2222} + 1} - \frac{4}{2S_{1212} - 1} - \frac{3}{2S_{2323} - 1} \right]$$

$$E_{1212} = \frac{1}{6} \left[ \frac{1}{2} \frac{2(S_{2222} + S_{2233} - 1 + S_{1122} + S_{2211}) + (S_{1111} - 1)}{2S_{1122} * S_{2211} - (S_{1111} - 1)(S_{2222} + S_{2233} - 1)} + \frac{1}{2} \frac{1}{S_{2233} - S_{2222} + 1} - \frac{5}{2} \frac{1}{S_{1212} - 1} - \frac{3}{2} \frac{1}{S_{2323} - 1} \right]$$

$$E_{1212} = \frac{1}{6} \left[ \frac{1}{2} \frac{2(S_{2222} + S_{2233} - 1 + S_{1122} + S_{2211}) + (S_{1111} - 1)}{2S_{1122} * S_{2211} - (S_{1111} - 1)(S_{2222} + S_{2233} - 1)} + \frac{1}{2} \frac{1}{S_{2233} - S_{2222} + 1} - \frac{5}{2} \frac{1}{S_{1212} - 1} - \frac{3}{2} \frac{1}{S_{2323} - 1} \right]$$

[Ec. 2.37]

Como puede observarse en las ecuaciones, las propiedades elásticas del material con cavidades elípticas representan solamente la ortotropía del material, en un tensor  $E$  compuesto por:

$$E = \begin{bmatrix} E_{1111} & E_{1122} & E_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ E_{2211} & E_{2222} & E_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ E_{3311} & E_{3322} & E_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & E_{2323} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & E_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & E_{1212} \end{bmatrix} \quad [Ec. 2.38]$$

En el que los componentes  $E_{2222}$  y  $E_{3333}$  representan los módulos de elasticidad en las direcciones de los ejes menores de la cavidad elipsoidal, la cual se asume de sección circular, por lo que estos componentes son idénticos, es decir,  $E_{2222} = E_{3333}$ .

Además, por las condiciones mencionadas, las componentes de los módulos de cortante en las direcciones perpendiculares al eje principal de la cavidad también son idénticos, es decir,  $E_{1331} = E_{1212}$ .

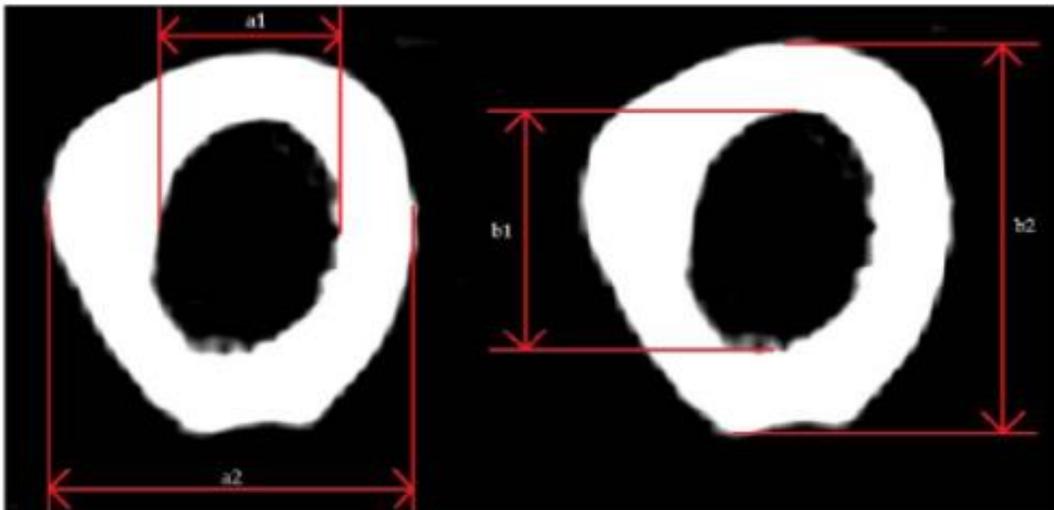
---

### 2.15.1 Cálculo del módulo de Young

El estudio complementario del cálculo de módulo de Young se realizó mediante un ensayo en el plano frontal y uno en el sagital considerando el hueso cortical como isotrópico:

$$E = 10 \text{ GPa y } \nu = 0.3$$

Para este cálculo es necesario conocer el momento de inercia, por dicha razón se consideraron tres diferentes métodos para obtenerlo, la primera se calculó tomando la sección transversal como tubular circular denominada como  $I_1$  (ec. (1)) la segunda como tubular elíptica denominada como  $I_2$  (ec. (2)), y la tercera se calculó considerando la geometría exacta como  $I_{3x}$  e  $I_{3y}$ ; estas consideraciones tienen el objetivo de obtener la variación y el efecto de considerar diferentes secciones transversales para determinar el módulo de Young.



**Figura 2.33** Dimensiones de la sección transversal del fémur.

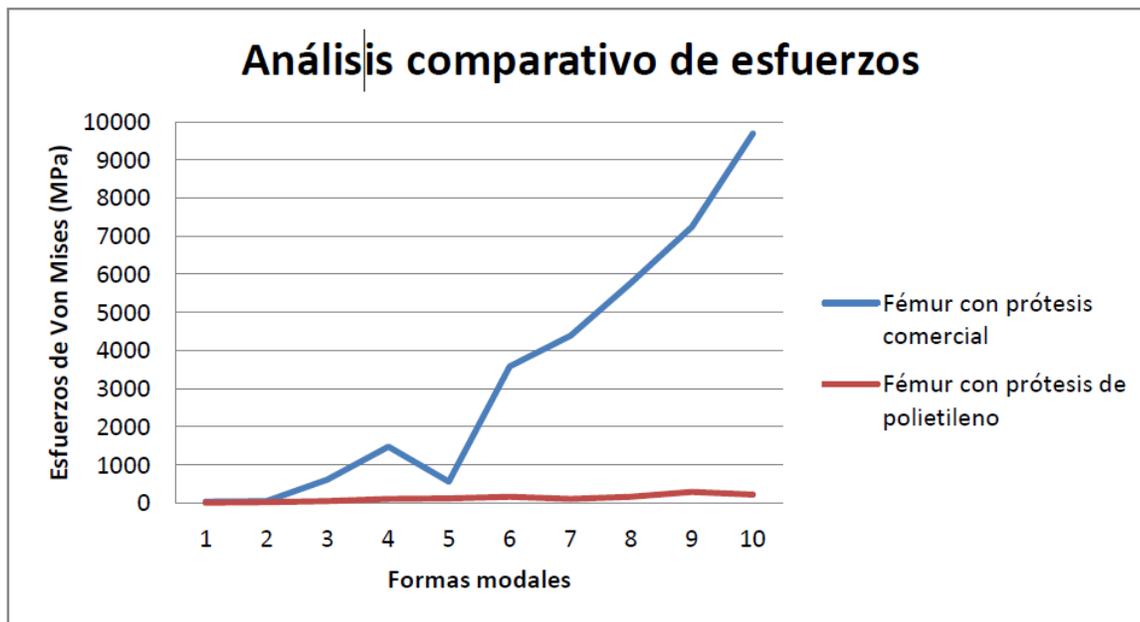
$$I_1 = \frac{\pi}{4} \left( \frac{b_2^4}{2} - \frac{b_1^4}{2} \right) \quad [\text{Ec. 2.39}]$$

$$I_2 = \frac{\pi}{64} (b_1 a_1^3 - b_2 a_2^3) \quad [\text{Ec. 2.40}]$$

Momento de inercia 4 m	Módulo de Young GPa
$I_1 = 2.320 \times 10^{-8}$	13.19
$I_2 = 2.140 \times 10^{-8}$	14.30
$I_{3x} = 2.46 \times 10^{-8}$	12.44
$I_{3y} = 2.62 \times 10^{-8}$	

**Tabla 2.27** Resultados obtenidos del módulo de Young con tres diferentes consideraciones.

## 2.16 Análisis de esfuerzos de prótesis polietileno comerciales.



**Figura 2.34** Análisis comparativo de esfuerzos de prótesis comerciales.

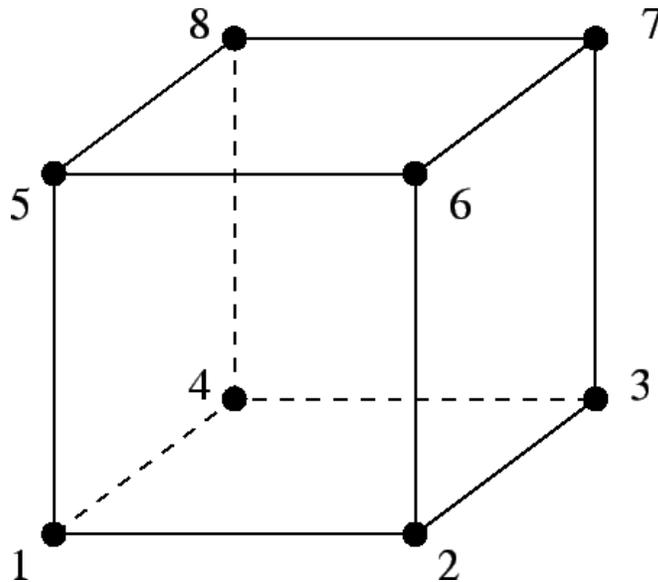
En la figura se muestra un análisis comparativo de esfuerzos entre el fémur con prótesis comerciales y el fémur con la prótesis de polietileno. Se observa que en el fémur con la prótesis comerciales aumenta 9648.76 MPa del modo 1 al modo 10, en cambio en el fémur con la prótesis de polietileno aumenta 199.71 MPa en el mismo intervalo. Para cuestiones de amortiguamiento, se obtienen resultados favorables con la prótesis de polietileno. [19]

---

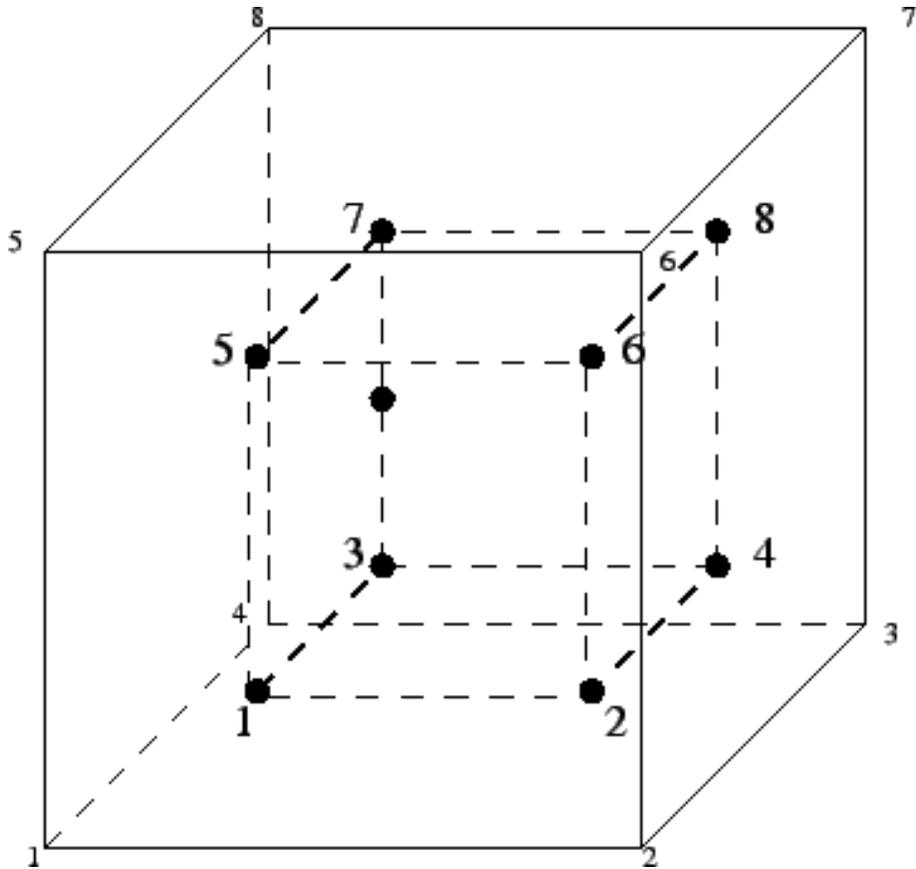
## 2.17 Elemento de ladrillo de ocho nodos F3D8

La discretización es un proceso de modelación que consiste en la división de un cuerpo, de manera equivalente, en un sistema que se conforma por cuerpos de menor tamaño a los que se denominan “Elementos Finitos” [44] Los cuales son conectados entre sí por medio de puntos comunes llamados nodos, estos a su vez pueden llegar a formar superficies y volúmenes de control completamente independientes entre sí, y que son afectados por las condiciones de frontera que afectan al cuerpo estudiado.

El elemento C3D8 es un elemento de ladrillo lineal de propósito general, totalmente integrado (puntos de integración  $2 \times 2 \times 2$ ). Las funciones de forma se pueden encontrar en [20]. La numeración de nodos sigue la convención de la Figura 2.35 y los puntos de integración se numeran de acuerdo con la Figura 2.36. Esta última información es importante ya que las variables se proporcionan en los puntos de integración.



**Figura 2.35** Elemento de ladrillo de 8 nodos



**Figura 2.36** esquema de punto de integración 2x2x2 en elementos hexaédricos

Aunque la estructura del elemento es sencilla, no debe utilizarse en las siguientes situaciones:

- Debido a la integración completa, el elemento se comportará mal para el comportamiento del material isocórico, es decir, para valores altos del coeficiente de Poisson o comportamiento plástico.
- El elemento tiende a ser demasiado rígido en la flexión, por ejemplo, para vigas delgadas o placas delgadas que se doblan. [ 21].

Al ser el cable de acero un modelo sólido el tipo de elemento para la discretización del modelo es el tetraédrico y sus variantes, ya que es el elemento más simple para la teselación en el modelado de geometrías tridimensionales y también es muy adecuado para la generación automática de mallas [11].

---

## 2.18 Referencias capítulo 2

- [1] Allen W, et al. A fluted femoral intramedullary rod: Biomechanical analysis and preliminary clinical results. *J Bone Joint Surg.* 1978;60-A:506-15.
- [2]. Blatter G, et al. Treatment of subtrochanteric fractures of the femur:reduction on the traction table and fixation with dynamic condylar screw. *Arch Orthop Trauma Surg* 1994;113:138-41.
- [3] Best y Taylor. Bases Fisiológicas de la práctica médica. Ed. Panamericana, 1993.
- [4] Callister, W.D. Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales. Barcelona. Editorial Reverté, S.A. 113p.
- [5] Bosh-Cabrera J., et al., "Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur", Universidad de Granma, Facultad de Ingeniería, Cuba, 2011.
- [6] Callister, W.D. Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales. Barcelona. Editorial Reverté, S.A. 113p.
- [7]. Boldin C, et al. The proximal femoral nail (PFN)- a minimal invasive treatment of unstable proximal femoral fractures. *Acta Orthop Scand.* 2003;74(1):53-8.
- [8] Fielding, JW, et al. Biomechanical characteristics and surgical management of subtrochanteric fractures. *Orthop Clin North Am.*1974;5:629-49.
- [9]. Friedl W, et al. [Gammanagel (GN)-osteosynthes per- und subtrochanteren Femurfracturen] *Hefte Unfallchir* 1996;262:4.
- [10]Hanson G, et al. Subtrochanteric fractures of the femur treated with nail-plate device: A retrospective study. *Clin Orthop*1978;131:191.
- [11] Rojas, O.J., Introducción a la Reología, Cuaderno FIRP 520, ULA Mérida, 1988 y 1992.
- [12] M. Kachanov, I. Tsukrov and B. Shafiro, 1994, Effective Moduli of solid with cavities of various shapes, *Appl. Mech. Rev.* Vol. 47, pp 151-174.
- [13] Jan Schjodt-Thomsen and Ryszard Pyszard, 2004, Inclusion dispersion: Effects on stress and effective properties, *Proc. XXI ICTAM*, Warsaw, Poland.
- [14] Eshelby, J.D. (1957), "The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion, and related problems", *Proceedings of the Royal SocietyA*, 241 (1226):376396., doi:10.1098/rspa.1957.0133
- [15] R. S. Lakes, 2002, High Damping Composite Materials: Effect of Structural Hierarchy, *Journal of COMPOSITE MATERIALS*, Vol. 36, No. 03, 287-297.

- 
- [16] Eshelby, J.D., 1957, The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion and related problems, Proc, Royal Soc. of London, Ser. A, Vol. 241, p 376.
- [17] Mark Kachanov and Igor Sevostianov, 2004, On quantitative characterization of microstructure and effective properties, Int. J. of Solid and Structures, Vol. 42, pp 309-336.
- [18] Luca Collini, 2004, Micromechanical modeling of elasto-plastic behavior of heterogeneous nodular cast iron, Tesis doctoral, Universita Degli Studi Di Parma, Italia.
- [19] Alejandro Garza Saenz 2012, Estimación del Amortiguamiento del Fémur Proximal por Medios Ópticos-Espectroscópicos, CENIDET.
- [20] Lapidus, L. and Pinder, G.F., *Numerical solution of partial differential equations in science and engineering*. John Wiley & Sons, New York (1982).
- [21] Zienkiewicz, O.C. and Taylor, R.L., *The finite element method*. McGraw-Hill Book Company (1989)
- [22] Eshelby, J.D. (1959), "The elastic field outside an ellipsoidal inclusion", Proceedings of the Royal Society A, 252 (1271): 561–569., doi:10.1098/rspa.1959.0173
- [23] J. D. Eshelby, Elastic Inclusions and Inhomogeneities, in Progress in Solid Mechanics,
- [24], ed. IN. Sneddon and R. Hill, (North-Holland, Amsterdam, 1961) pp. 89-140.
- [25] T. Mura, Micromechanics of Defects in Solids, 2nd rev. ed., Kluwer Academic Publishers, 1991.
- [26] D. M. Barnett, ME340B Lecture Notes, Micromechanics of Solids, Stanford University, 2003-2004.
- [27] Benveniste, Y., A NEW APPROACH TO THE APPLICATION OF MORI-TANAKA THEORY IN COMPOSITE-MATERIALS. Mechanics of Materials, 1987. 6(2): p. 147-157.
- [28] Tandon, G.P. and G.J. Weng, THE EFFECT OF ASPECT RATIO OF INCLUSIONS ON THE ELASTIC PROPERTIES OF UNIDIRECTIONALLY ALIGNED COMPOSITES. Polymer Composites, 1984. 5(4): p. 327-333.
- [29] Cox, H.L., THE ELASTICITY AND STRENGTH OF PAPER AND OTHER FIBROUS MATERIALS. British Journal of Applied Physics, 1952. 3(MAR): p. 72-79.
- [30] Cowin, S. C., Weinbaum, S., and Zeng, Y., 1995, "A Case for Bone Canaliculars the Anatomical Site of Strain Generated Potentials," J. Biomech., 28(11), pp. 1281–1297.
- [31] Hung, C. T., Allen, F. D., Pollack, S. R., and Brighton, C. T., 1996, "Intracellular Ca<sup>2+</sup> Stores and Extracellular Ca<sup>2+</sup> Are Required in the Real-Time Ca<sup>2+</sup> Response of Bone Cells Experiencing Fluid Flow," J. Biomech., 29(11), pp. 1411–1417.
- [32] Hung, C. T., Pollack, S. R., Reilly, T. M., and Brighton, C. T., 1995, "Real-Time Calcium Response of Cultured Bone Cells to Fluid Flow," Clin. orthop. Relat. Res., 313, pp. 256–269.

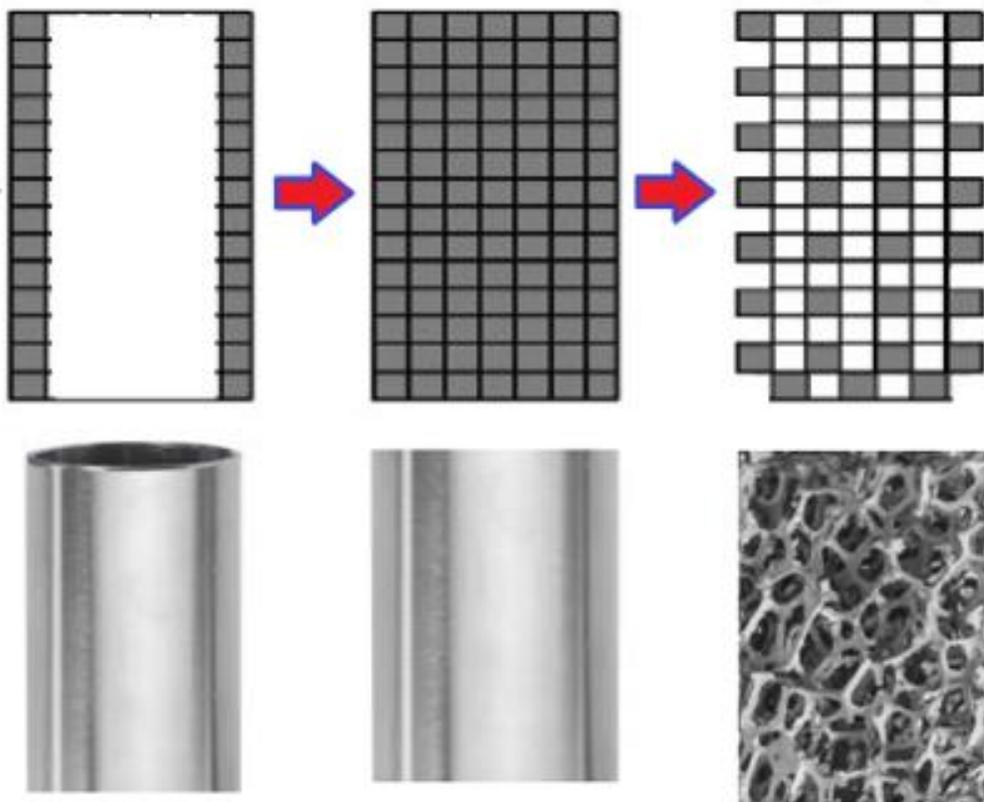
- 
- [33] Lu, X. L., Huo, B., Park, M., and Guo, X. E., 2012, “Calcium Response in Osteocytic Networks Under Steady And Oscillatory Fluid Flow,” *Bone*, 51(3), pp. 466–473.
- [34] Zhang, D., Weinbaum, S., and Cowin, S. C., 1998, “Electrical Signal Transmission in a Bone Cell Network: The Influence of a Discrete Gap Junction,” *Ann. Biomed. Eng.*, 26(4), pp. 644–659.
- [35] Fritton, S. P., and Weinbaum, S., 2009, “Fluid and Solute Transport in Bone: Flow-Induced Mechanotransduction,” *Annu. Rev. FluidMech.*, 41, pp. 347–374.
- [36] Owan, I., Burr, D. B., Turner, C. H., Qiu, J., Tu, Y., Onyia, J. E., and Duncan, R.L., 1997, “Mechanotransduction in Bone: Osteoblasts Are More Responsive to Fluid Forces Than Mechanical Strain,” *Am. J. Physiol.*, 273, pp. C810–815.
- [37] Smalt, R., Mitchell, F. T., Howard, R. L., and Chambers, T. J., 1997, “Induction of NO and Prostaglandin E2 in Osteoblasts by Wall-Shear Stress But Not Mechanical Strain,” *Am. J. Physiol.*, 273, pp. E751–758.
- [38] Burr, D. B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshaw, S., Saiag, E., and Simkin, A., 1996, “In Vivo Measurement of Human Tibial Strains During Vigorous Activity,” *Bone*, 18(5), pp. 405–410.
- [39] M. Soncini , L. Vandini y A. Redaelli , «A finite element analysis of knee joint replacement during a gait cycle,» *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics* , vol. 75, pp. 19-26, 2004.
- [40] Kurutz M. Finite element modeling of the humanlumbar spine, J. INTECH, 2010.
- [41] F. Salvatore, A. Grillo y W. Herzog , «A transversely isotropic composite with o statistical distribution of spheroidal inclusions: a geometrical approach to overall properties,» *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* , vol. 52, pp. 2309-2327, 2004 .
- [42] Li D, Miyase A, Williams JG, Wang SS. Damage tolerance of synthetic fiber mooring rope: Small scale experiments and analytical evaluation of damaged subropes and elements. Final Project Report, 2002.
- [43] Morejón L, Jasso C, Davidenko N, Mendizábal E. Materiales poliméricos para la reconstrucción de partes del cuerpo humano. *Revista Universidad de Guadalajara*, 1999: 14.
- [44] Clough R. W. (1960) *The Finite Element Method in Plane Stress Analysis* : American Society of Civil Engineers 2nd Conference on Electronic Computation, Pittsburg, PA, pp.345-378.
- [45] Lewis J. A. Colloidal Processing of Ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.*, 83 [10] 2341–59 (2000)

---

# CAPITULO 3

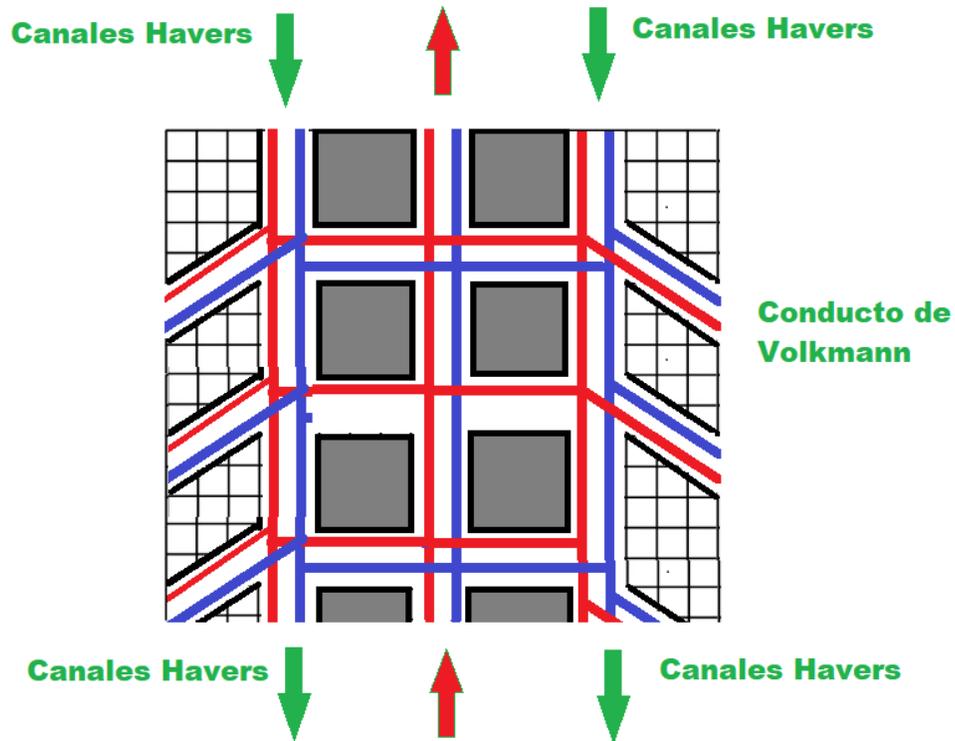
## 3.1 MODELOS CONCEPTUALES DEL NUEVO DISEÑO.

Para el diseño del cuerpo o sección del clavo intramedular se toman en cuenta los diseños ya existentes, dentro del cual los más comunes tenemos los clavos intramedulares sólidos, y tubulares. La propuesta de diseño es crear una estructura definida más acorde a la naturaleza estructural del hueso fémur.



**Figura 3.1** Se aprecia la sección de un clavo intramedular tubular, sección de clavo intramedular sólido, y sección de estructura interna de clavo intramedular propuesto para satisfacer la estructura natural del hueso.

Aun con materiales porosos ya existentes las propiedades de los materiales porosos y los avances que logran los investigadores en este campo se plasman en materiales cada vez más ligeros, más pequeños y con más propiedades. En el caso del diseño del clavo intramedular es tener una estructura que sea similar a la interna del hueso fémur.

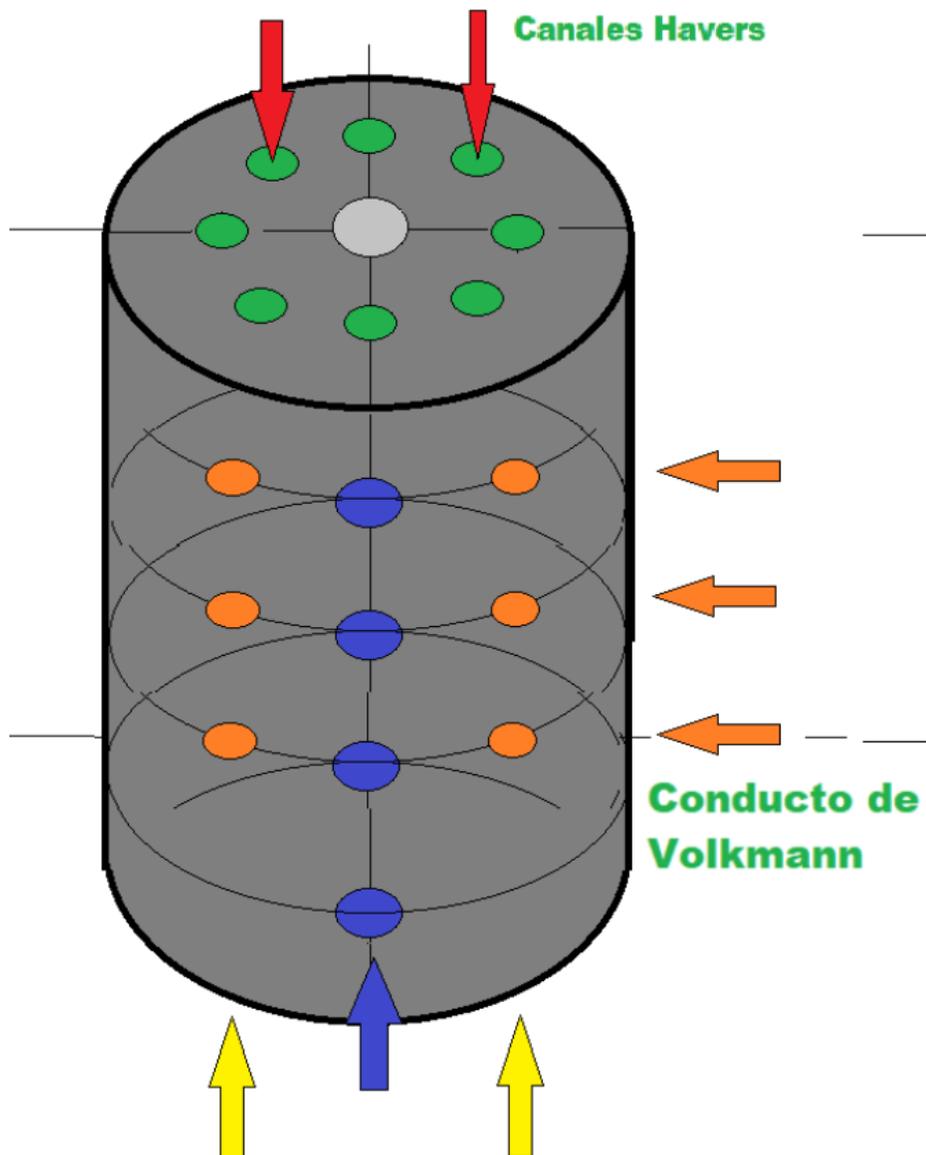


**Figura 3.2** Estructura conceptual de la cavidad interna del hueso.

Para satisfacer de manera biológica y de manera mecánica se requiere de una estructura definida como la propuesta, con canales de Havers y de Volkmann.

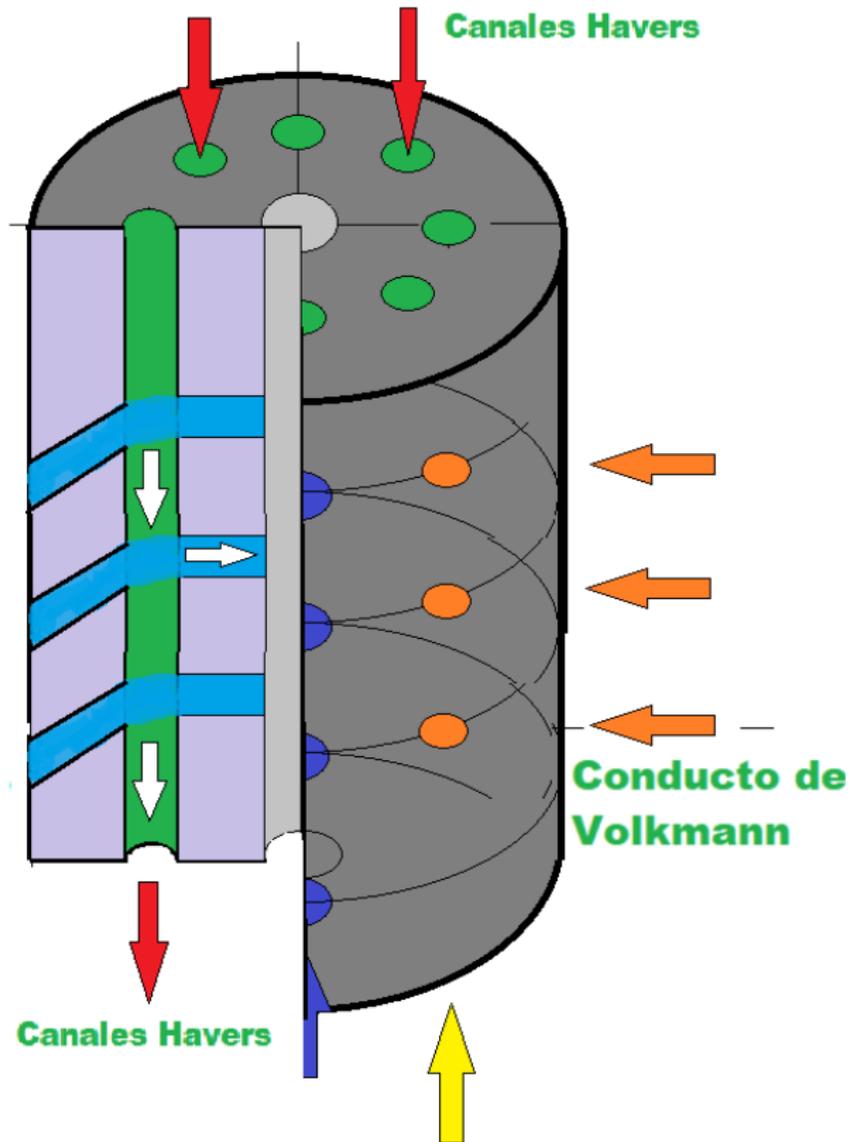
### 3.2 Modelo A

Fundamentado en lo antes descrito se presenta un modelo conceptual, de una sección longitudinal del clavo intramedular, que satisface de manera conceptual los Canales de Havers (verticales), Conductos de Volkmann (horizontales) y una cavidad central horizontal para la arteria nutricia.



**Figura 3.3:** Estructura conceptual de la cavidad del clavo intramedular.

En la sección longitudinal del clavo intramedular se indican los conductos internos de Canales de Havers (verticales), Conductos de Volkmann (horizontales) los cuales no están interconectados entre ellos. El flujo es de entrada y salida, en cada conducto el caudal de entrada es el mismo que el de salida.



**Figura 3.4** Corte de la estructura conceptual de la cavidad interna del hueso.

Con el diseño estructurado de los canales y conductos evitamos la presencia de embolia grasa, que es la obstrucción de vasos arteriales por grasa, ya que se evita limitar la irrigación de flujos a la médula y esto evita la destrucción del aporte medular. En el caso del clavo tradición que no tiene canales y conductos se ocasiona una inversión del flujo sanguíneo. Adicionalmente un diseño solido o tradicional depende de la revascularización circundante de tejidos blandos.

### 3.3 Modelo B

En la sección siguiente, el modelo es tubular, lo cual conserva una porción de la médula o estructura interna del hueso fémur, al ser tubular permite la circulación transversal de los canales verticales de Havers. Se necesita una herramienta de fresado o saca bocado tubular para su inserción.

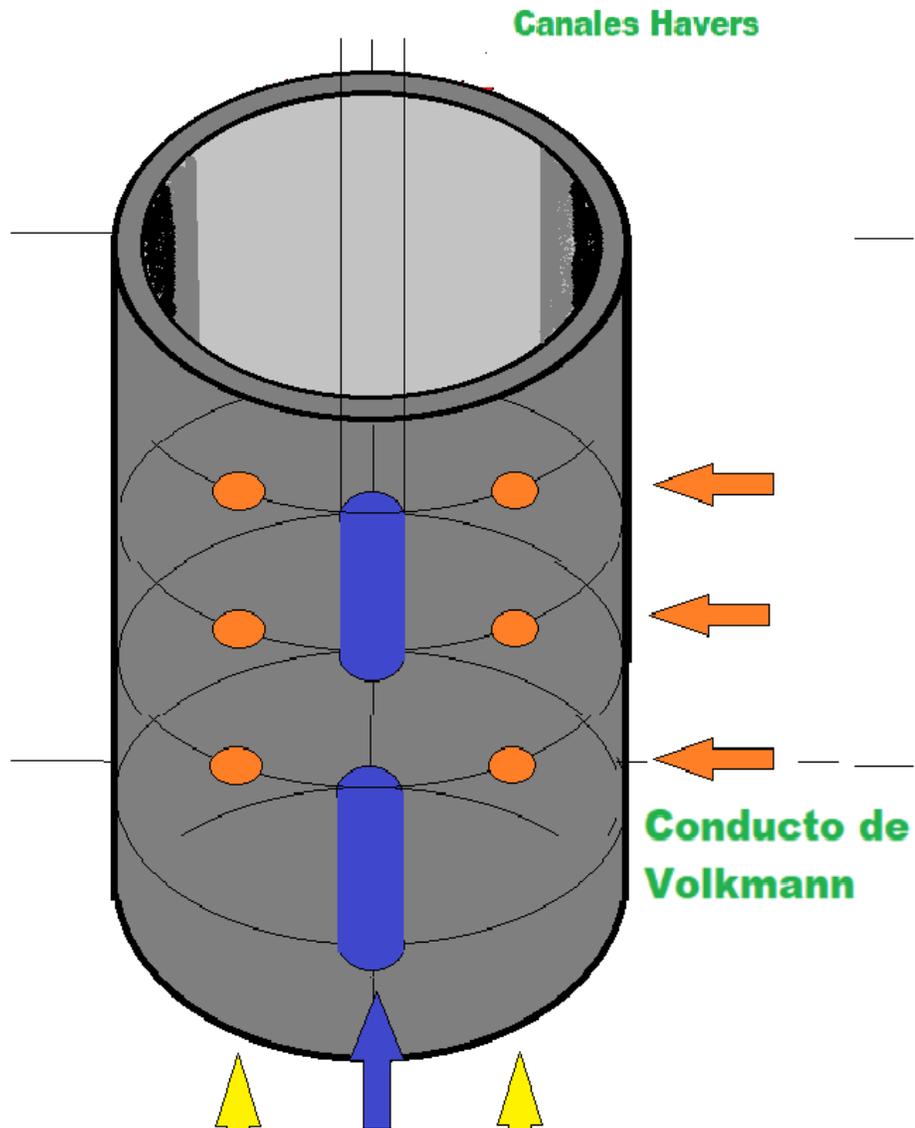
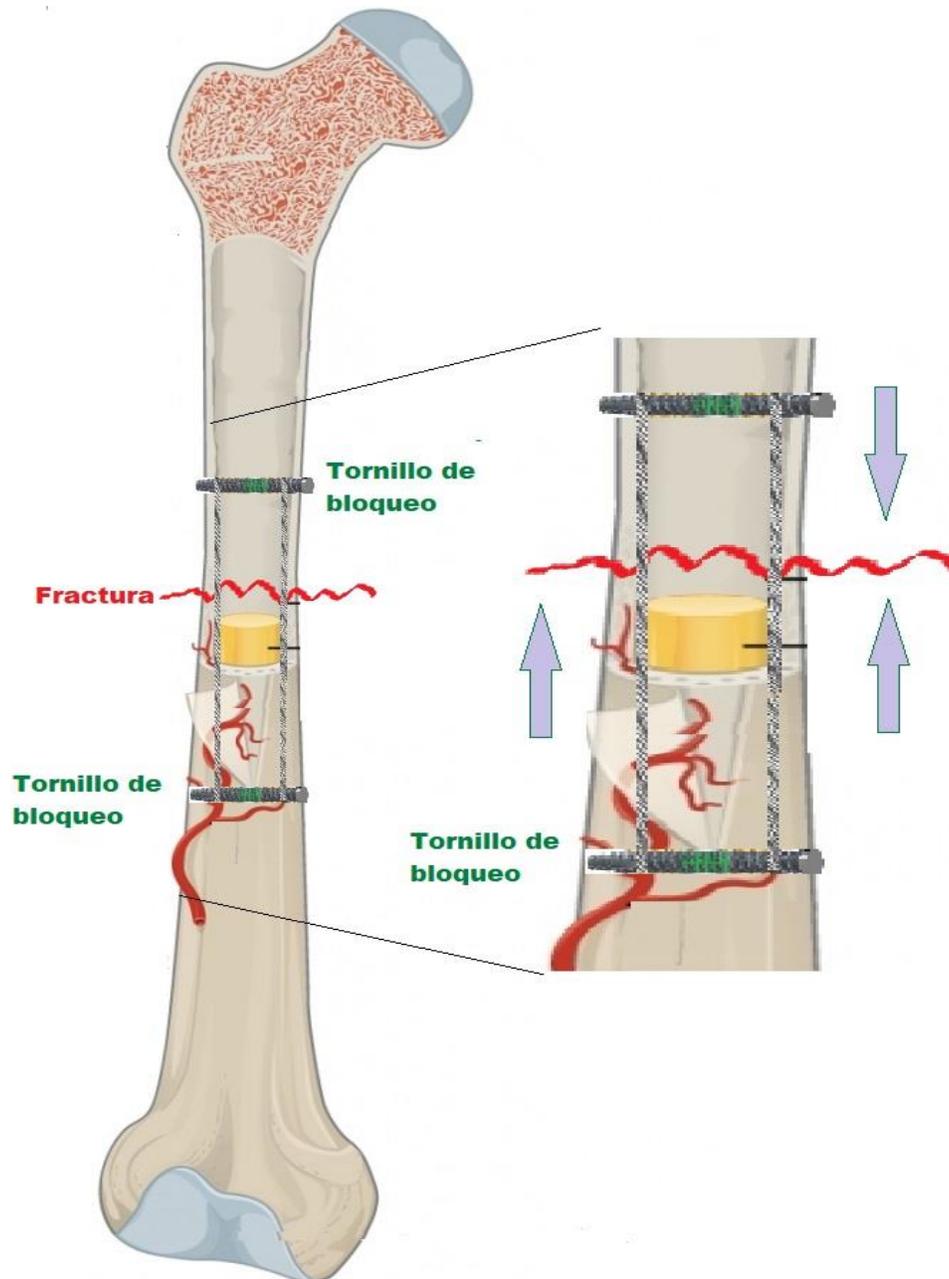


Figura 3.5 Estructura conceptual clavo intramedular hueco.

### 3.3 Modelo C

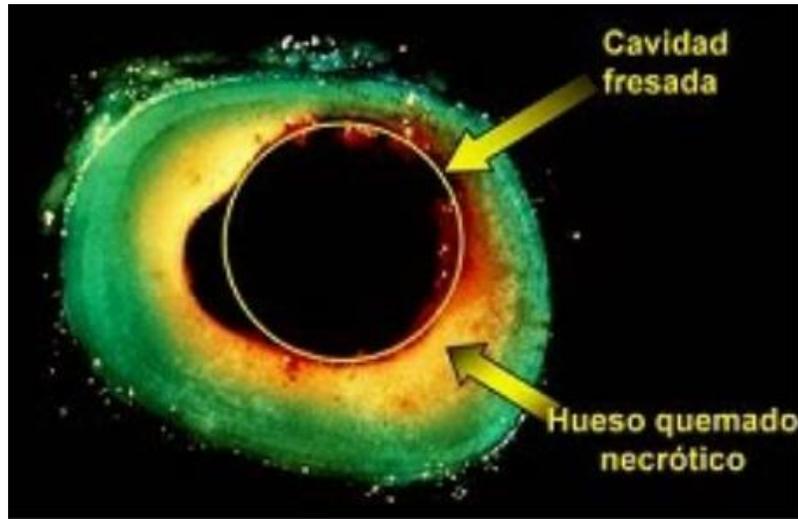
En el modelo siguiente la consolidación de la fractura es mediante cable mecánico, que en sus extremos está apoyado por los tornillos de bloqueo, el mecanismo de tensión de cada cable es mediante roscas tensoras en sus extremos, y esto genere el acortamiento a tensión del cable para lograr la consolidación.



**Figura 3.6** Conjunto tornillos, cable de acero a tensión.

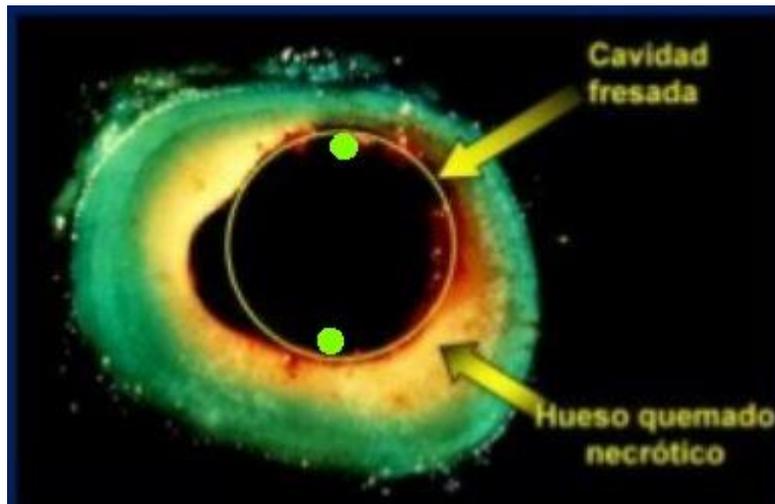
---

En el modelo "C", la estructura interna de la cavidad medular es conservada en su mayoría en su estructura natural, y el desplazamiento para insertar los cables tensores es menor, con esto se reduce la necrosis del hueso provocada por el daño que provoca la inserción mayor de una fresa de barrenado, esto para retirar el volumen necesario para un clavo intramedular tradicional sólido.



**Figura 3.7** Corte de perfil muestra daño por fresado para inserción de clavo tradicional.

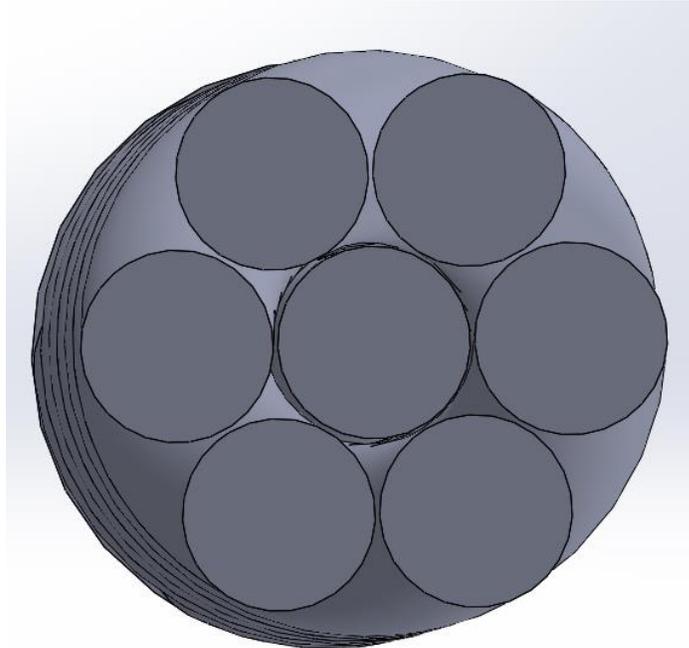
Adicionalmente es beneficioso conservar la cavidad interna del hueso, para que la sangre circule transportando los glóbulos rojos y estos a su vez llevan el colágeno necesario para la formación de callo óseo posterior a la fractura.



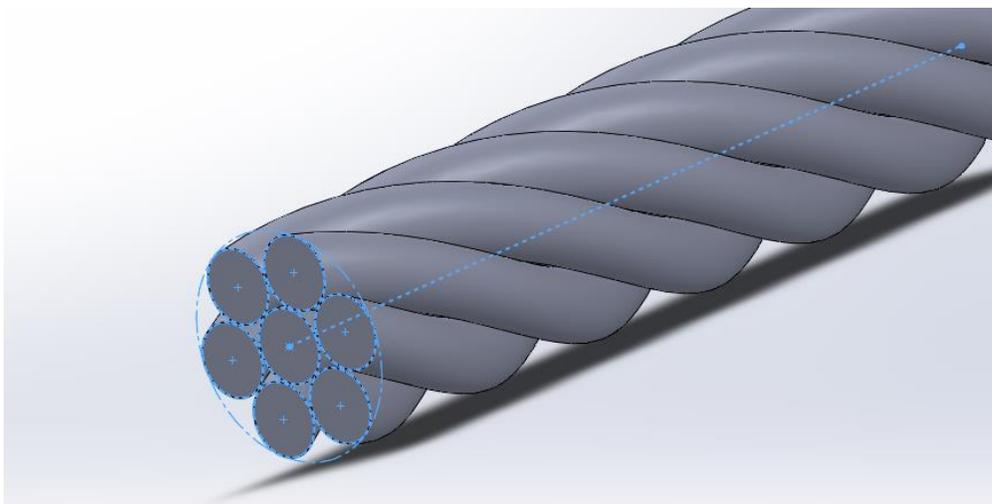
**Figura 3.8** Representación marcada círculos verdes, del volumen a desplazar para la inserción del cable trenzado.

---

La cuestión ahora es modelar y diseñar un cable con las características para la fijación de la fractura del fémur. Dando como resultado un cable de 7 hilos que satisface la resistencia a la tensión que está sometido el hueso fémur.

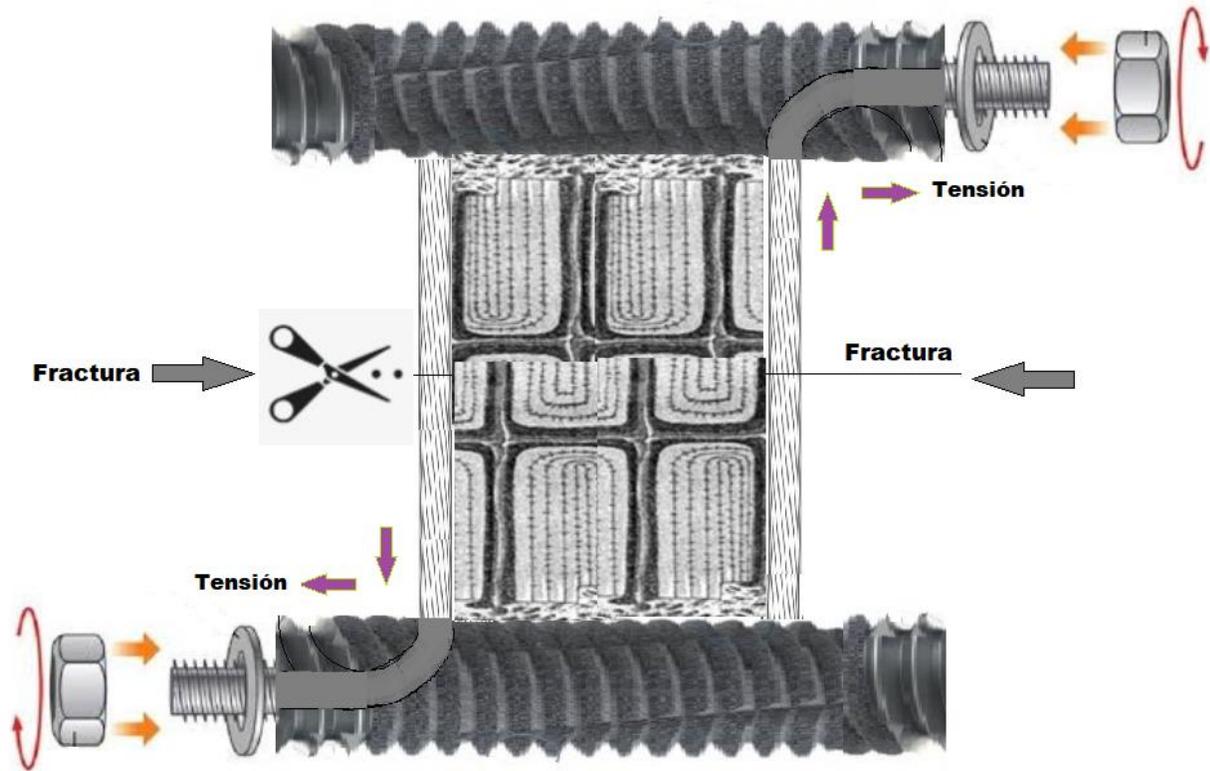


**Figura 3.9** Primer modelo cable de cable 7 hilos, diámetro total 1/8".



**Figura 3.10** Primer modelo cable, giro de un hilo rotación total cada 70mm.

Este primer diseño satisface la tensión, pero se requiere que el cable tenga la opción de inserción interna dentro del tornillo como se aprecia en la siguiente imagen.



**Figura 3.11** Modelo armado: tornillos, cables, tuercas.

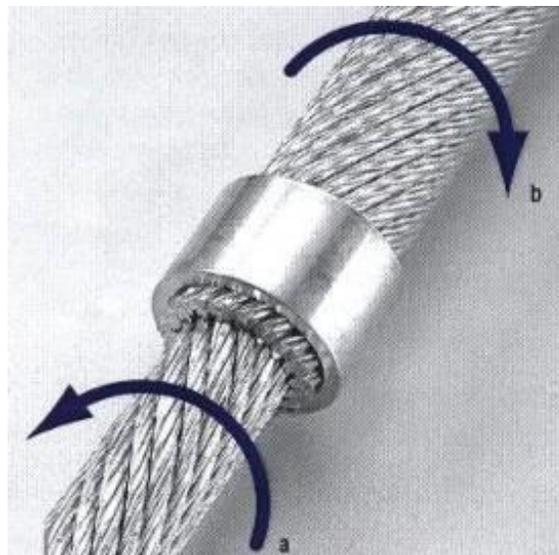
Como se aprecia en la figura, el cable necesita ser flexible, para poder girar los 90 grados internos dentro del diseño de la cavidad del tornillo. Se necesita aumentar el número de hilos para una mayor flexibilidad,



**Figura 3.12** Segundo modelo cable de cable 19 hilos, diámetro total 1/8"

El cálculo necesario da como resultado un cable de 19 hilos, y de diámetro total 1/8". El aumento de número de hilos no solo proporciona más flexibilidad al cable, también da mayor resistencia a la tensión, teniendo la posibilidad de reducir el diámetro total, aun satisfaciendo la tensión deseada.

Adicional a la tensión, flexibilidad se requiere que el cable tenga cierta resistencia a poder soportar la inserción en la médula, o sea, evitar principalmente el giro o arremangamiento de sus hilos.



**Figura 3.13** Configuración helicoidal de hilos soportando torsión.

---

Finalmente, en un tercer modelo, dando como resultado un cable de 7 subcables entrelazados con conjunto de 6 cables alrededor de uno central, en total 49 hilos. Un espesor total de cable de 1/8". Acero quirúrgico 316.

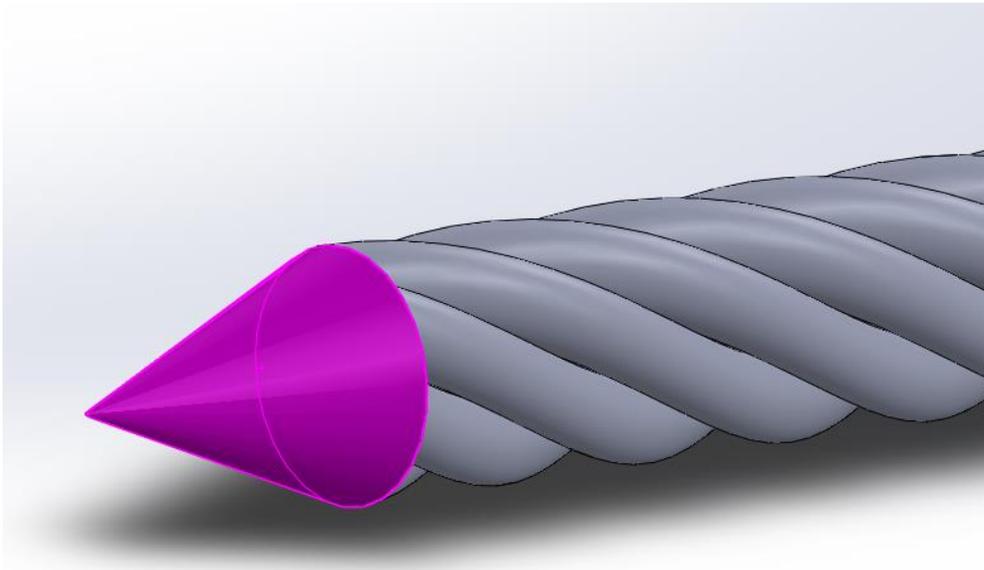


**Figura 3.14** Tercer modelo, Vista de corte frontal de los 49 hilos totales del cable.

---

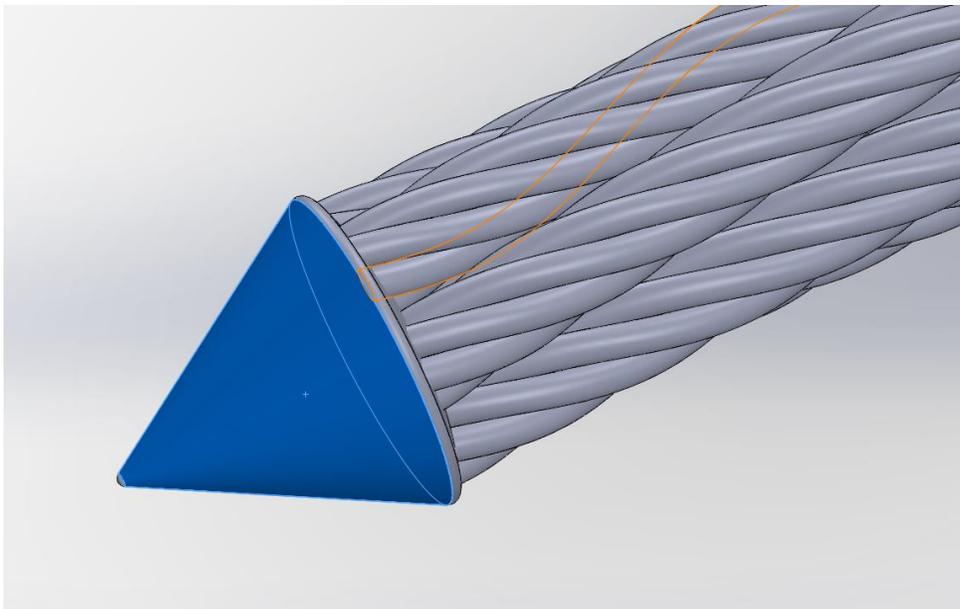
### 3.4 Punta de inserción

La inserción del cable requiere de una geometría inicial para la penetración de la médula ósea interna, esto se traduce en una punta cónica para la penetración.



**Figura 3.15** Primer diseño de punta de penetración del cable.

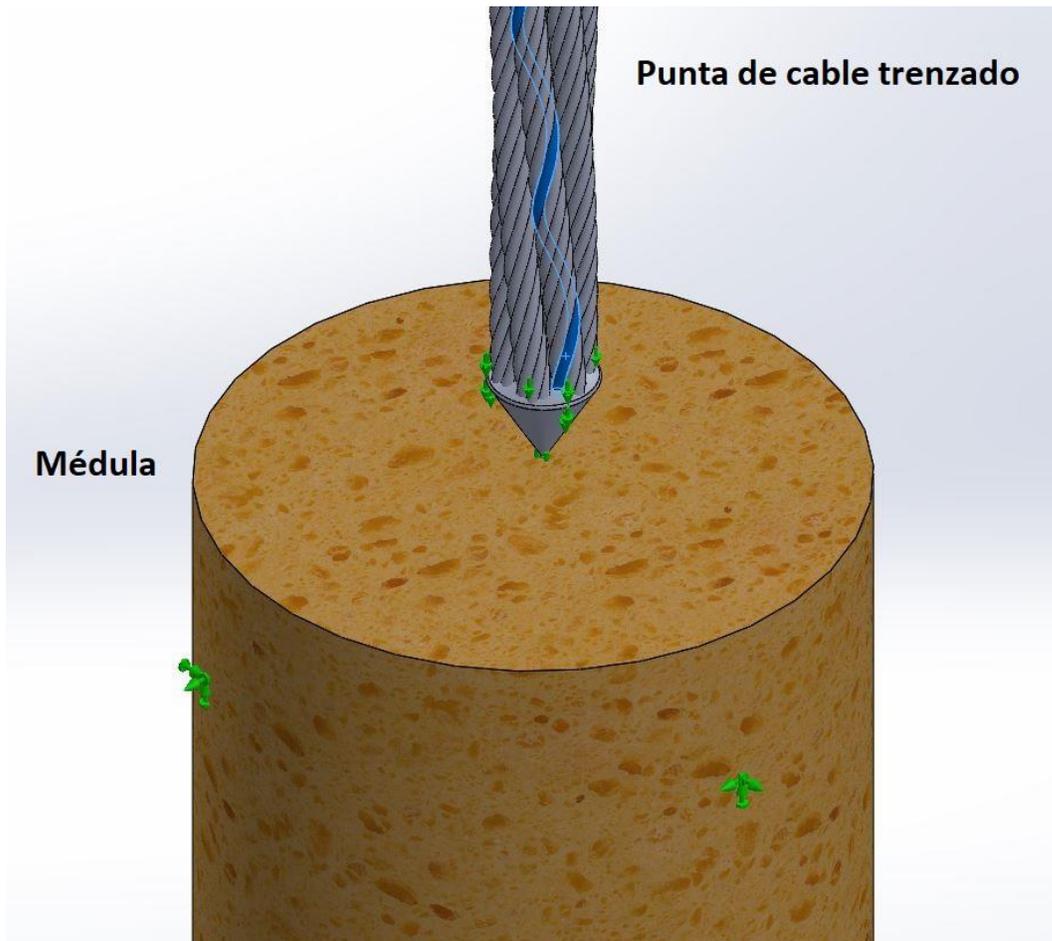
El primer diseño de la punta de penetración es basado en el primer diseño del cable de 7 hilos, adicional se tiene el mismo diámetro máximo de la punta que el espesor del cable 1/8".



**Figura 3.16** Segundo diseño de punta de penetración del cable.

---

El segundo diseño de la punta de penetración es basado en el tercer diseño del cable de 49 hilos, adicional se tiene un diámetro mayor de la punta que el espesor del cable  $1/8" + 1/32"$ , esto con el fin de que exista cierta holgura entre la cavidad de penetración y evitar el contacto del cable en su inserción con la médula del hueso fémur.



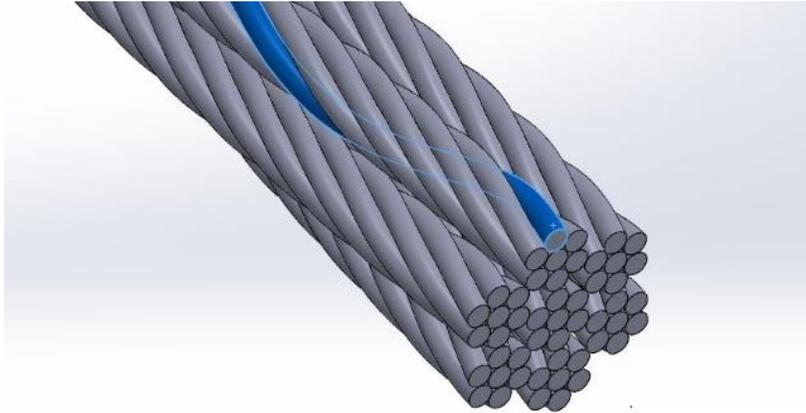
**Figura 3.17** Punta de inserción en la médula.

### **3.5 Condiciones iniciales del modelo.**

El comportamiento biomecánico del hueso resulta extremadamente complejo debido a su carácter heterogéneo, anisotrópico y viscoelástico. En este trabajo se presentan los conceptos básicos de la mecánica de materiales, así como ciertas propiedades características del hueso fémur, todos ellos necesarios para caracterizar dicho comportamiento y cuya comprensión resulta importante para interpretar la gran cantidad de información que podemos encontrar en la literatura referente a las propiedades mecánicas del hueso.

---

El elemento finito necesario para el mallado se selecciona bajo la condición de que sea adecuado para desarrollar figuras complejas espaciales y pudiera soportar elementos de contacto. En el modelo, los alambres están enrollados de forma helicoidal por lo que al someterlos a un esfuerzo de tracción se comprimen y deslizan entre ellos generando esfuerzos de contacto.



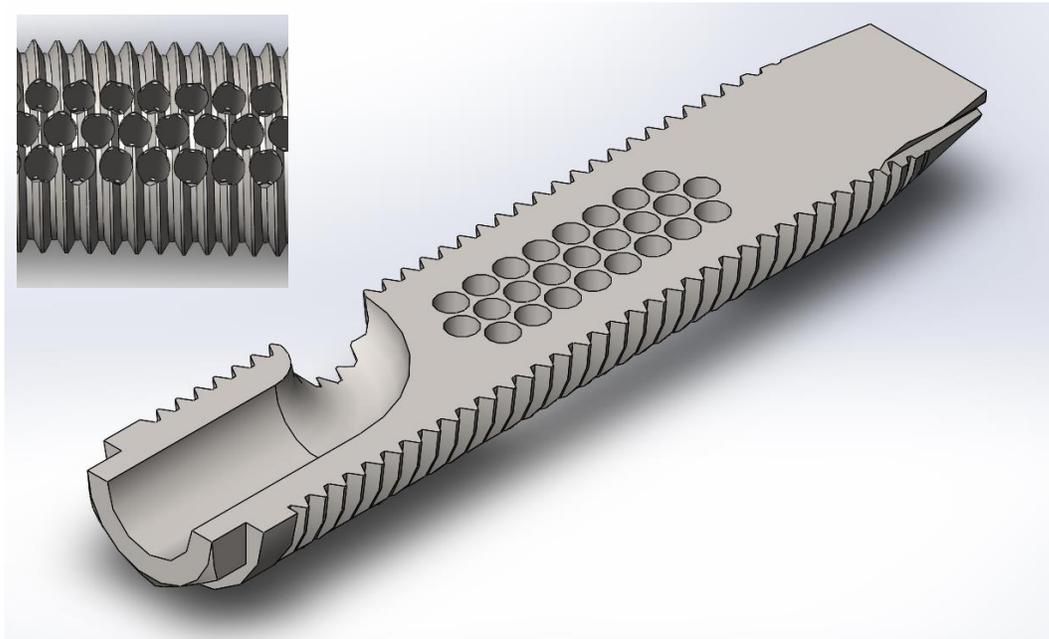
**Figura 3.18** Sección de un solo hilo del cable.

Los elementos finitos para modelar el contacto se colocan en todos los pares de alambres en contacto. El alambre central de cada conjunto recibe el contacto de los alambres de la primera capa, mientras que los alambres de la primera capa reciben el contacto de los alambres de la segunda capa. En todos los casos, la relación entre los alambres se tiene que considerar sin penetración, con un coeficiente de fricción entre alambres de 0,3 y un coeficiente de penalidad de 0,1. Además, las condiciones impuestas a la simulación serán las siguientes:

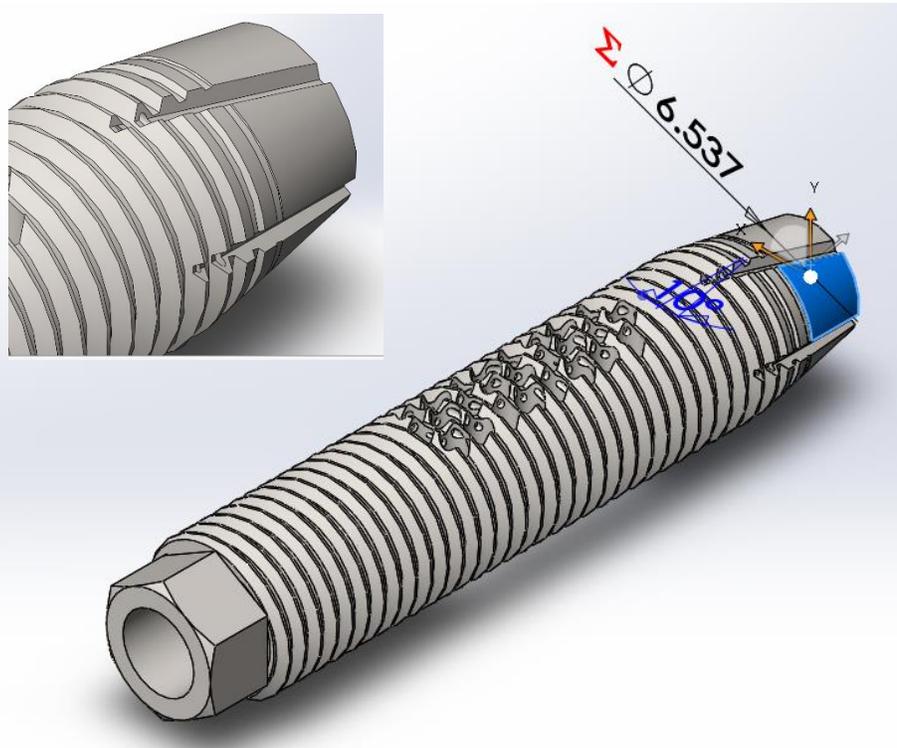
- Pequeños desplazamientos.
- Tiempo al final del paso de carga: 100 seg.
- Control automático del paso del tiempo.
- Número de subpasos: 100
- Número máximo de subpasos: 1000
- Número mínimo de subpasos: 10

El mallado tiene que ser del tipo inteligente con forma de tetraedro y aplicado a volúmenes. Durante el estudio, en el modelo por elementos finitos se tiene que variar la calidad del mallado para analizar su influencia en los resultados.

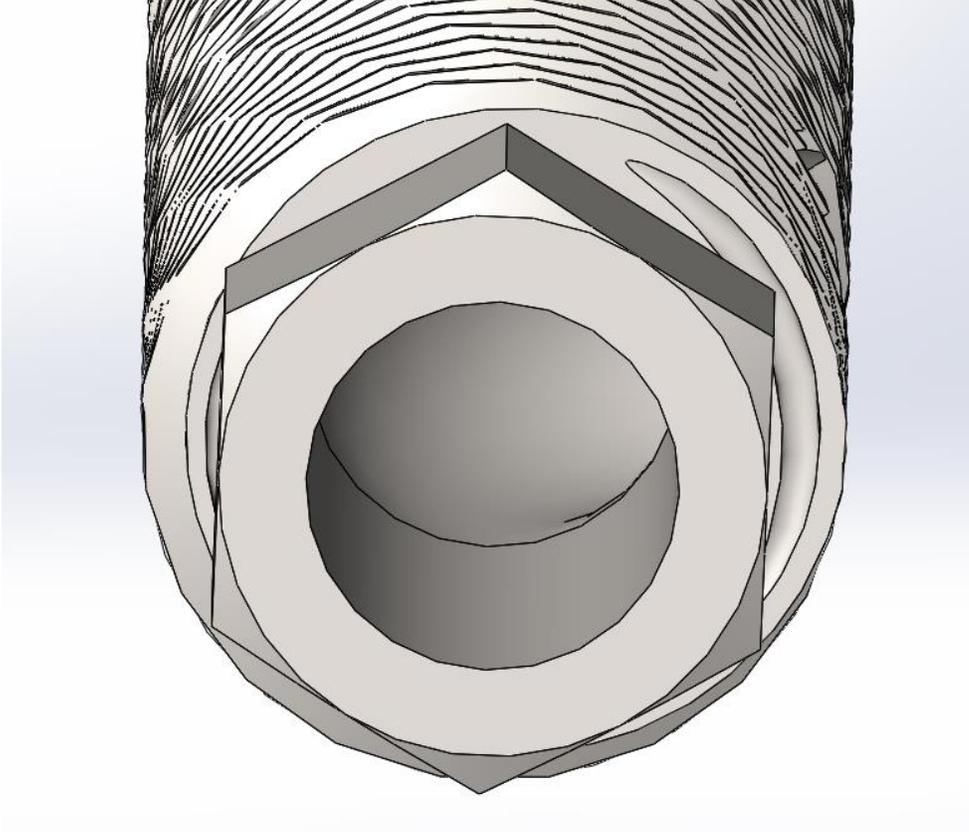
### 3.6 Tornillo de bloqueo.



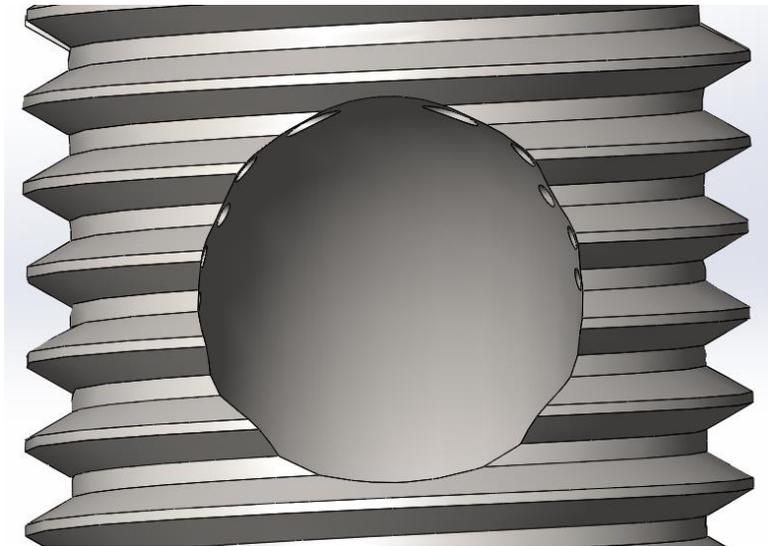
**Figura 3.19** Tornillo de bloqueo sección interna que satisface los canales de Havers, comprendida en 25 perforaciones de 1.66 milímetros de diámetro.



**Figura 3.20** Angulo 10 grados, de punta autobarrenante efecto machuelo.



**Figura 3.21** Entrada del cable en la cavidad del tornillo de bloqueo.



**Figura 3.22** Salida del cable en la cavidad del tornillo de bloqueo.

---

# CAPITULO 4

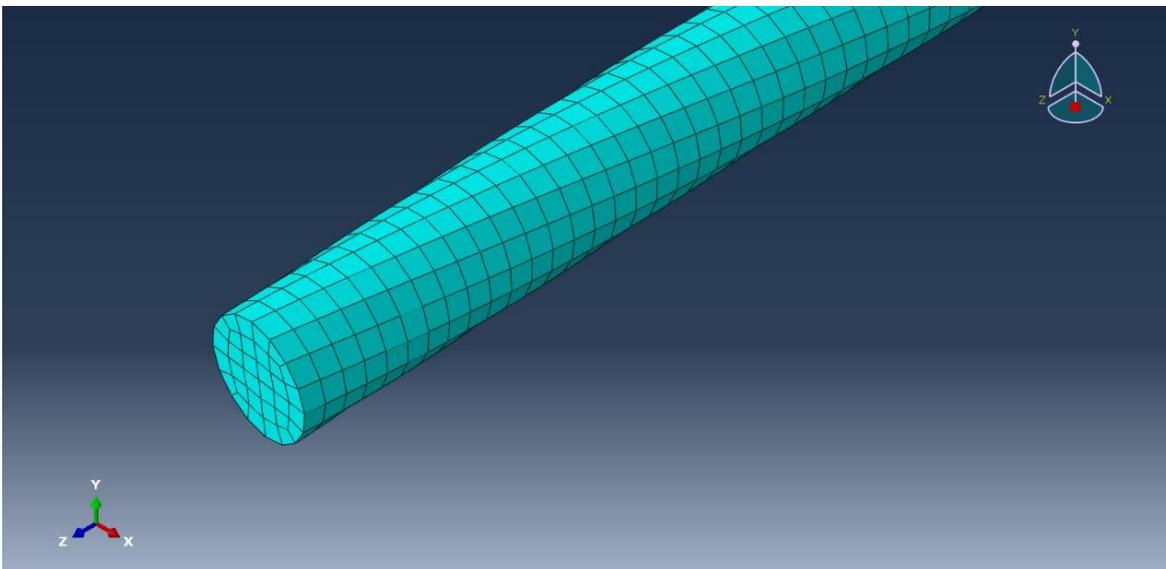
## PRUEBAS Y RESULTADOS

### 4.1 Introducción.

En este capítulo se muestra los resultados de los análisis realizados a los elementos consistentes en un análisis estático de las cargas que se pueden presentar durante el proceso de curación de la fractura.

### 4.2 Modelado del cable de acero.

Una vez asignadas las propiedades del material y Las condiciones de frontera se indican para los extremos de cable considerando el conjunto en los extremos como una sola pieza. El diseño propuesto se sometió a cargas que soporta el hueso a fin de determinar su aplicación durante el proceso de curación de la fractura. Se asignó las propiedades del material del cable en el caso acero 316 quirúrgico.

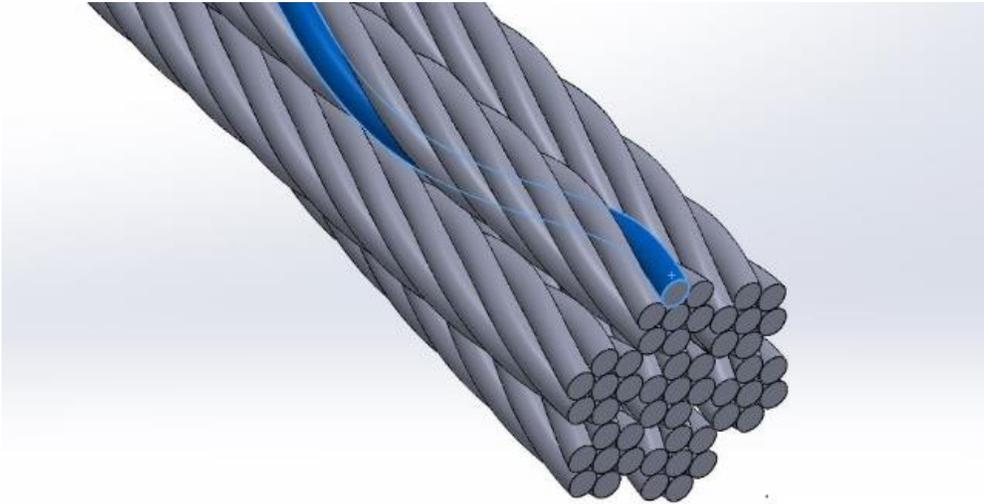


**Figura: 4.1.** El modelo consta de 41779 nodos y 32576 elementos C3D8R.

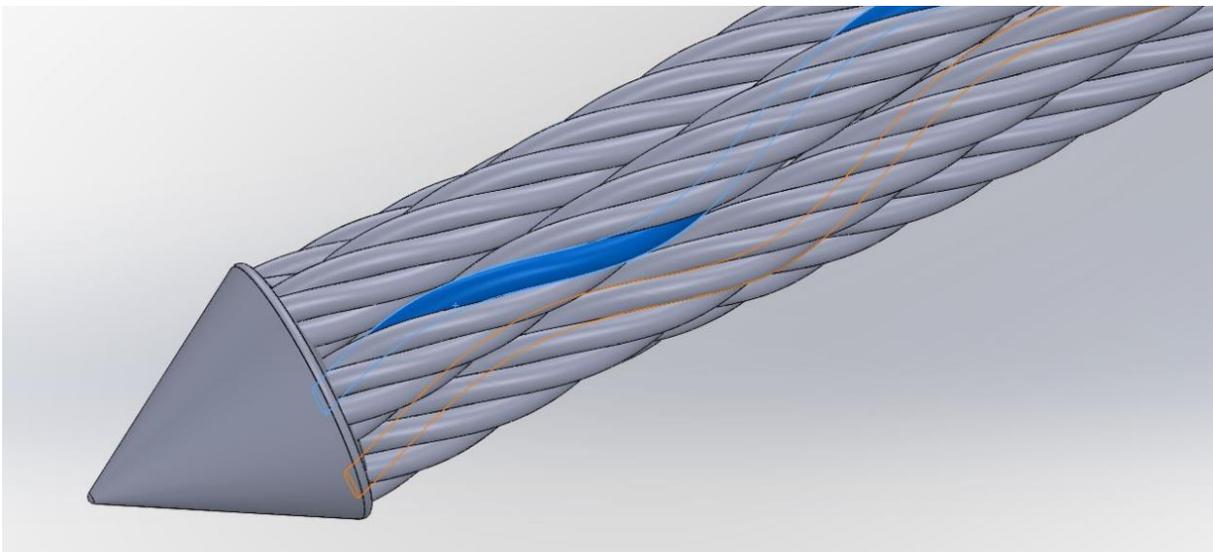
---

#### 4.2.1 Modelo estático.

Analizando el modelo estáticamente sometido a tensión, se obtiene la distribución de los esfuerzos, Se puede observar que para determinar el modelo se puede realizar haciendo la comparativa de una sola sección de hilo, aplicando las condiciones de frontera iniciales del modelo. Determinando un valor de esfuerzo para referencia de cada hilo.

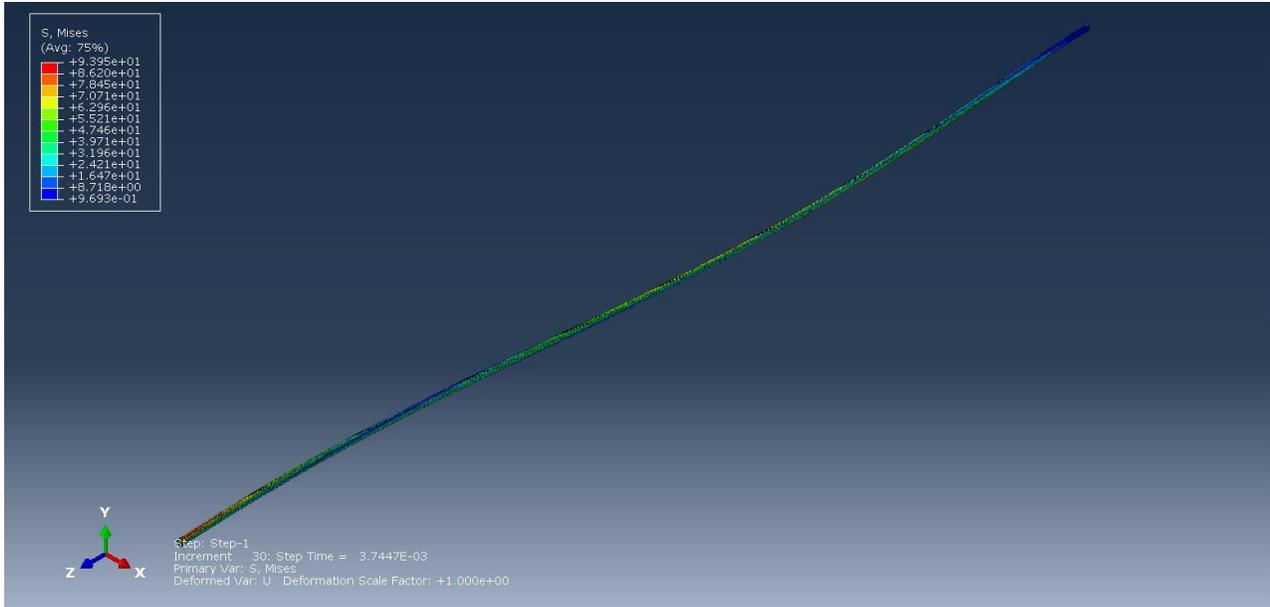


**Figura 4.2** Diagrama de corte transversal del cable tensor, simulación realizada en un solo hilo del conjunto.

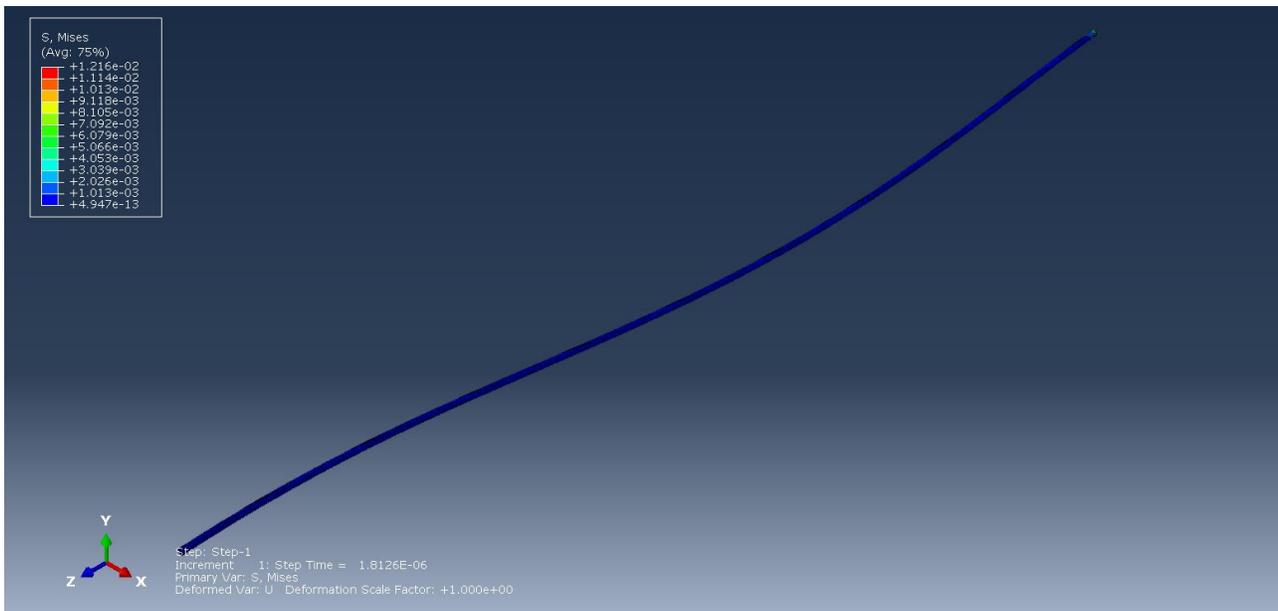


**Figura 4.3** Extremo con punta de penetración, se consideró una condición de frontera en uno de los extremos de un hilo.

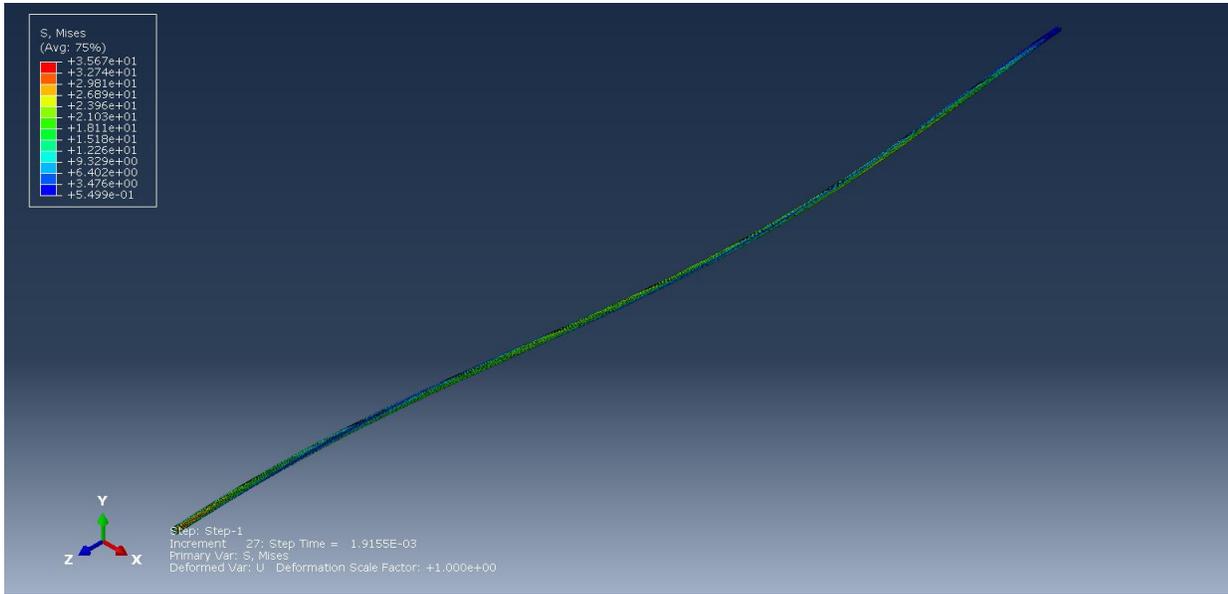
Del cable de 1/8", Se modeló un solo alambre de 150mm de longitud con un diámetro de 0.352 mm en una forma helicoidal de diámetro y un paso de 104mm por revolución del trenzado.



**Figura: 4.4** De la simulación de 140 pasos se puede obtener para cada paso esfuerzo de Von mises, en diferentes comparativas, teniendo el valor máximo mostrado  $9.39 \times 10^1$  N/m<sup>2</sup> y variando con el tiempo de la prueba.



**Figura: 4.5** Cable a tensión efecto de deformación.



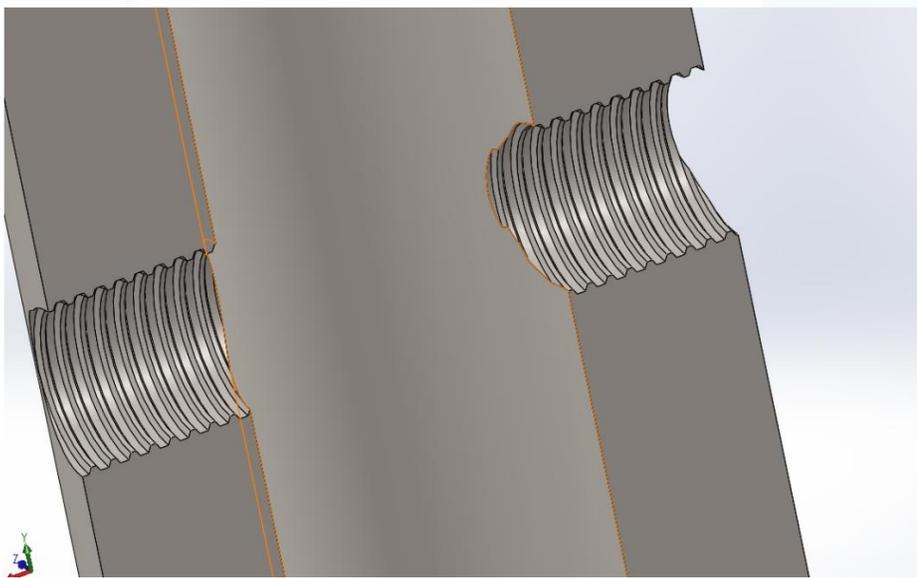
**Figura: 4.6** De la simulación de deformación de 147 pasos se obtuvieron valores máximos de  $6.051 \times 10^3 \text{ N/m}^2$ .

Los valores de inicio de la prueba son valores de aumento constantes desde inicio y al final de la prueba. Se observa que la deformación es distribuida en toda su longitud, no se concentra en una sola sección del hilo.

---

### 4.3 Modelo fémur.

Para tener resultados óptimos se realizaron varias pruebas para el mallado interno de la cavidad de la perforación para la inserción del tornillo, los elementos más finos de la malla corresponden sección interna inferior.

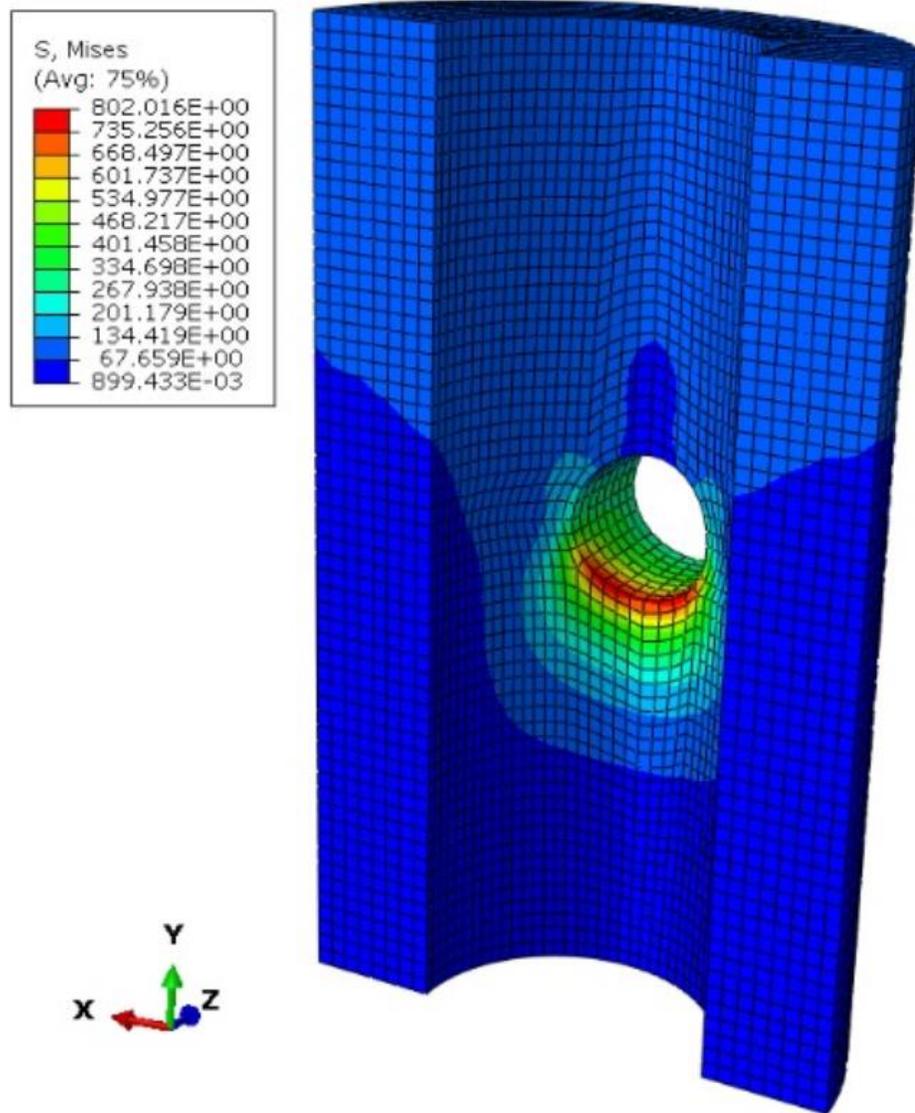


**Figura: 4.7** Vista de corte de sección de la cara interna del hueso fémur, ya con rosca.

Independiente del valor del esfuerzo y de las características de la malla empleada en los análisis, ya existentes, los esfuerzos equivalentes máximos se ubican en la zona cortical del fémur de manera natural, es por ello que las tensiones equivalentes máximas se encuentran en la menor sección transversal del hueso cortical del fémur.

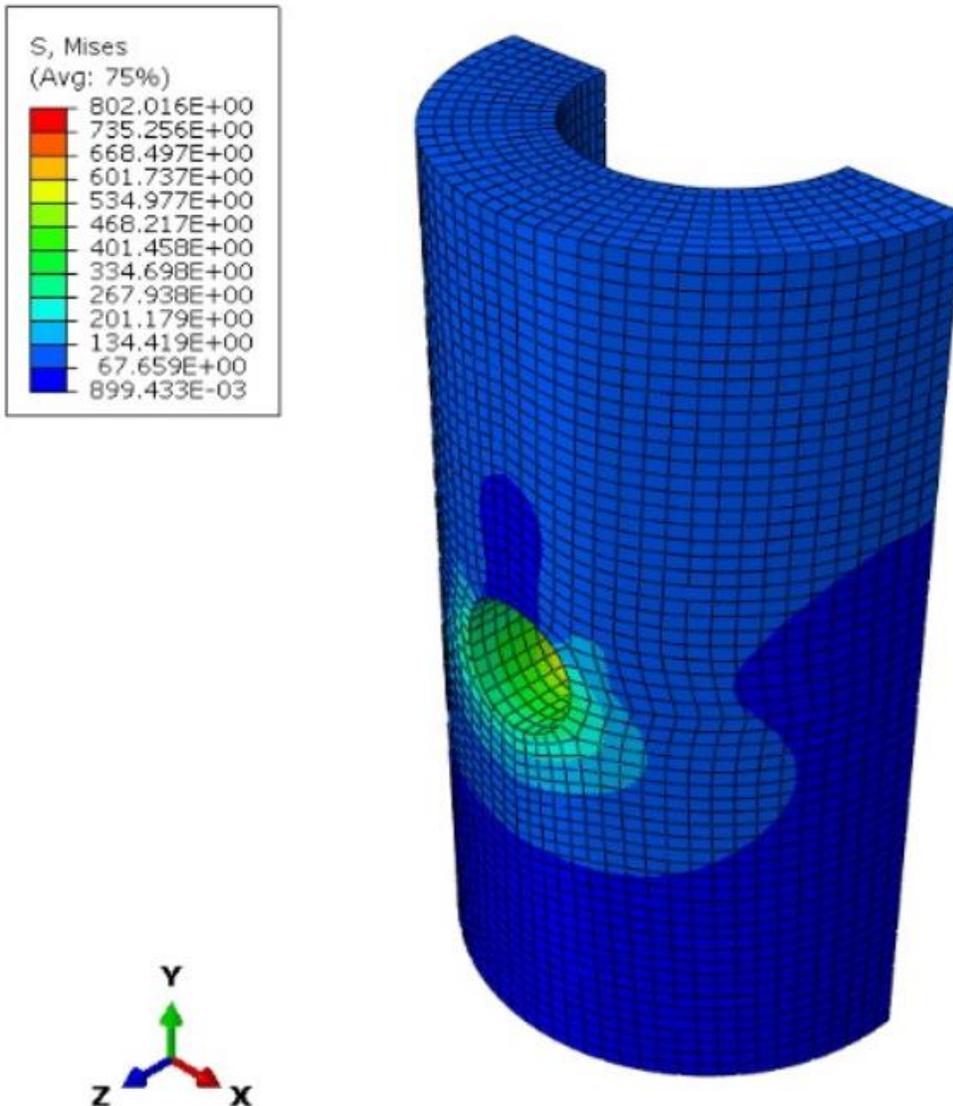
El modelo estudiado presenta una primera aproximación al estudio del comportamiento real de este dispositivo, por cuanto se ha considerado inicialmente el tornillo y el cable tensor armado, en la zona cortical de la fractura del fémur.

### 4.3.1 Modelo Fémur cara interior.



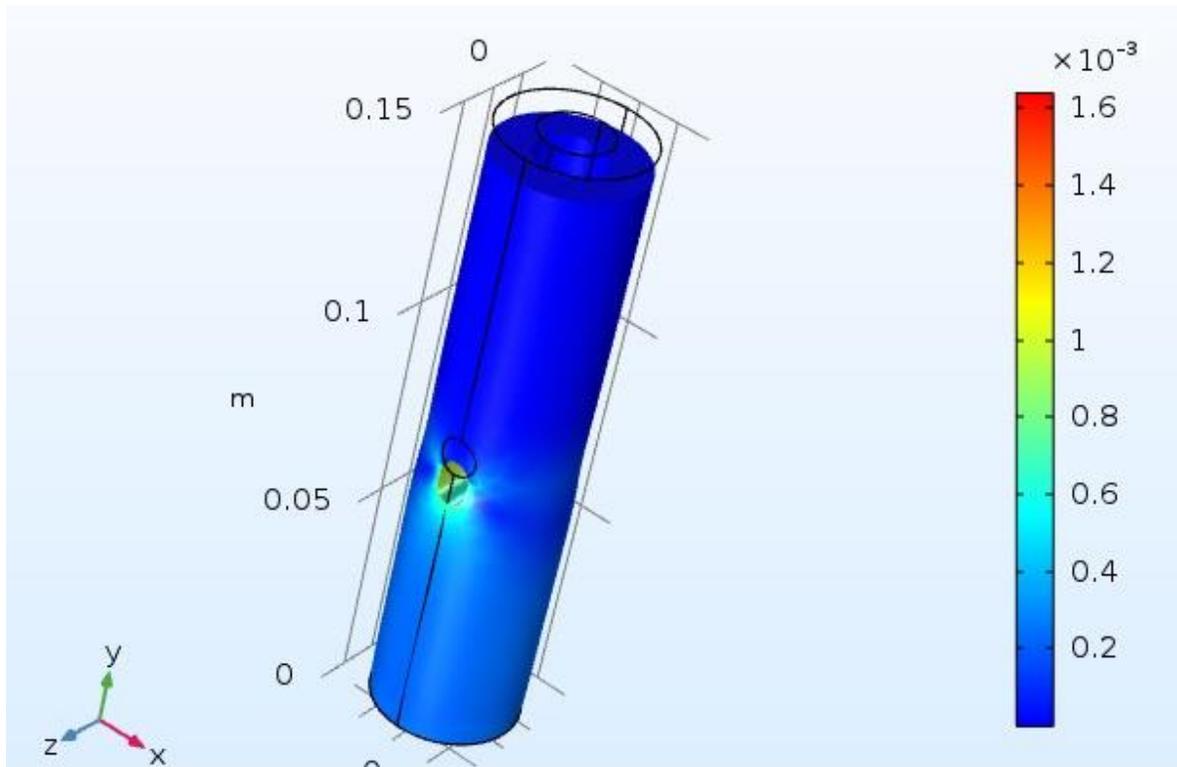
**Figura. 4.8.** Sección de hueso fémur esfuerzos máximos en el modelo armado.

En la figura se observa una sección cortical de hueso fémur sometido a cargas, La parte superior del fémur se cargó con una fuerza de 2kN correspondiente a 3 veces el peso corporal de una persona promedio, estas cargas en contacto con el tornillo de bloqueo, se realizó la prueba en la mitad de la sección, se aprecia claramente que la concentración de los esfuerzos está en la cara interna. Se puede apreciar esto debido que la condición de frontera del extremo contrario de la carga del tornillo es libre.

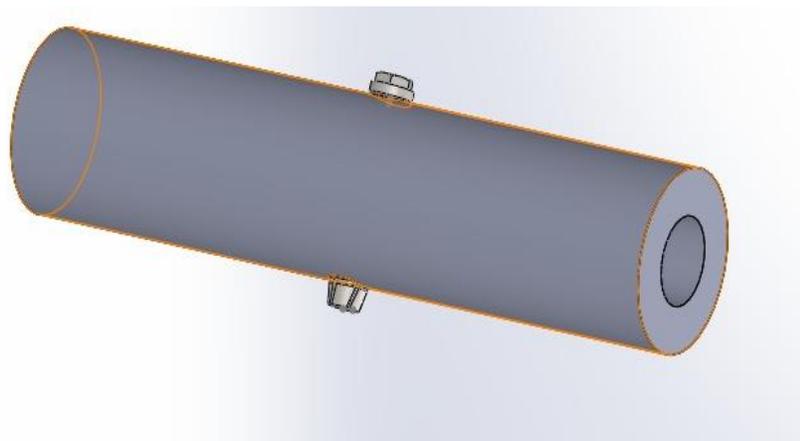


**Figura 4.9.** Se observan los esfuerzos máximos en la sección interior de la cavidad, y que la distribución no es pareja debido a que se genera una tensión al momento del ajuste del cable tensor de consolidación que se encuentra en la pared interna medular del fémur, los valores están dentro de las cargas que llega a soportar en hueso fémur.

Para ahorrar recursos de cómputo se realizaron las pruebas en una sección de la fractura, con las condiciones de ambos elementos hueso y tonillo, aplicado la tensión que sería la del cable, sin deformación.



**Figura 4.10.** En la figura se muestran las distintas intensidades en el punto de inserción del tornillo de bloqueo dentro del hueso; se puede observar en el caso de la deformación máxima con valores rotura del cable el hueso no se fracturaría solo tiene una elongación mínima, provocada por la tensión ejercida por el cable.

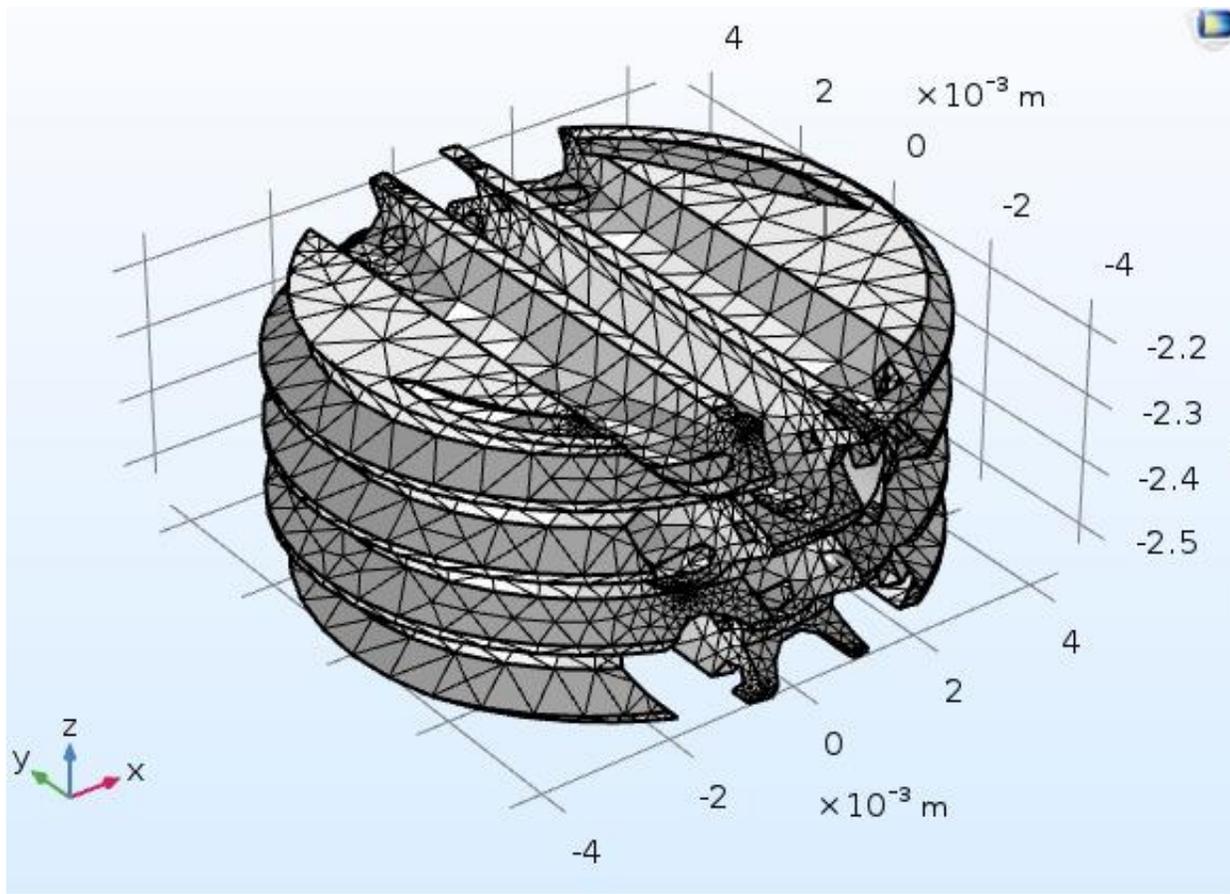


**Figura 4.11** Para las condiciones de mallado del tornillo se aplicaron mallas del doble más finas en relación a las del hueso.

#### 4.4 Modelo del tornillo de bloqueo.

La simulación del tornillo de bloqueo, se realizó sobre una sección del tornillo, las condiciones de frontera se aplicaron en las caras de la rosca. Se aplicaron elementos tetraédricos para el modelado de geometría sólidas complejas o irregulares, por ser más adecuadas, como el caso de la geometría del tornillo.

Dichos elementos constan de 10 nodos y con 3 grados de libertad por nodo en ambos casos, UX, UY, UZ como se observa

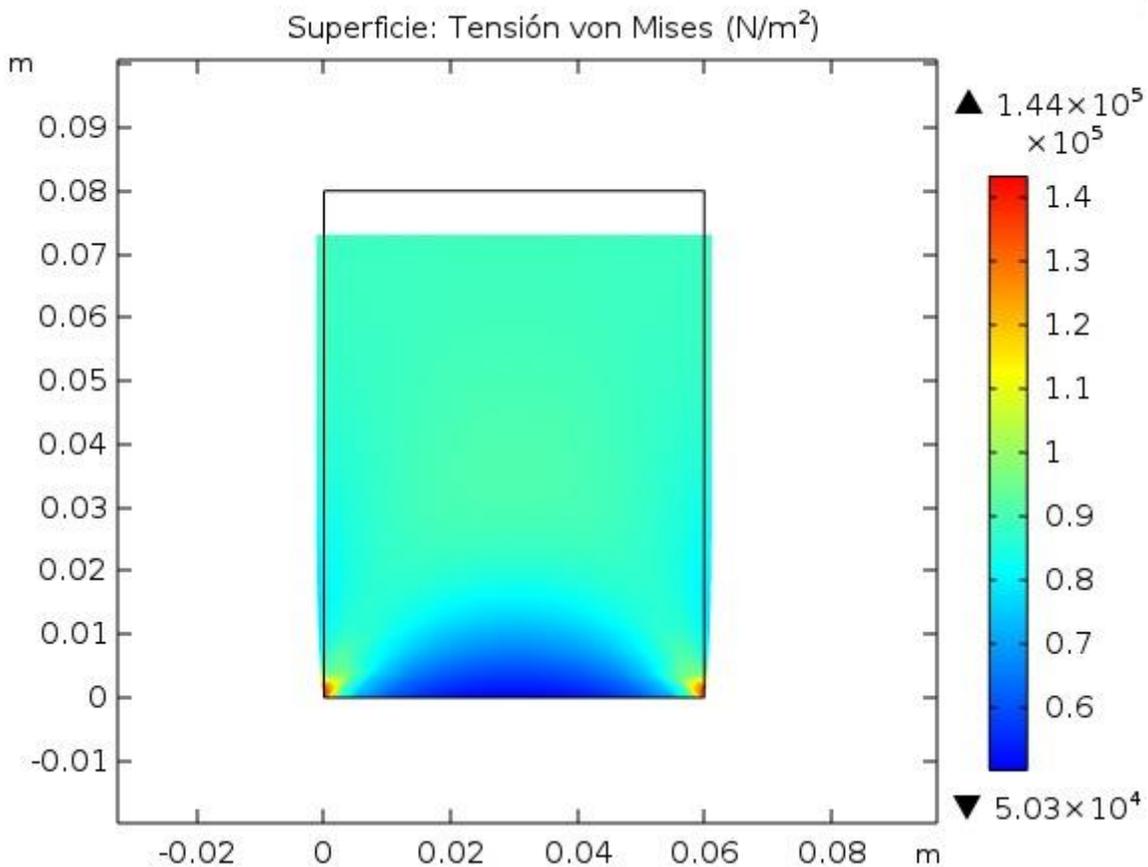


**Figura 4.12.** Convergencia de malla aplicada, con teselado en la cavidad de las perforaciones.

#### 4.4.1 Aplicación de las inclusiones en la cara de la rosca.

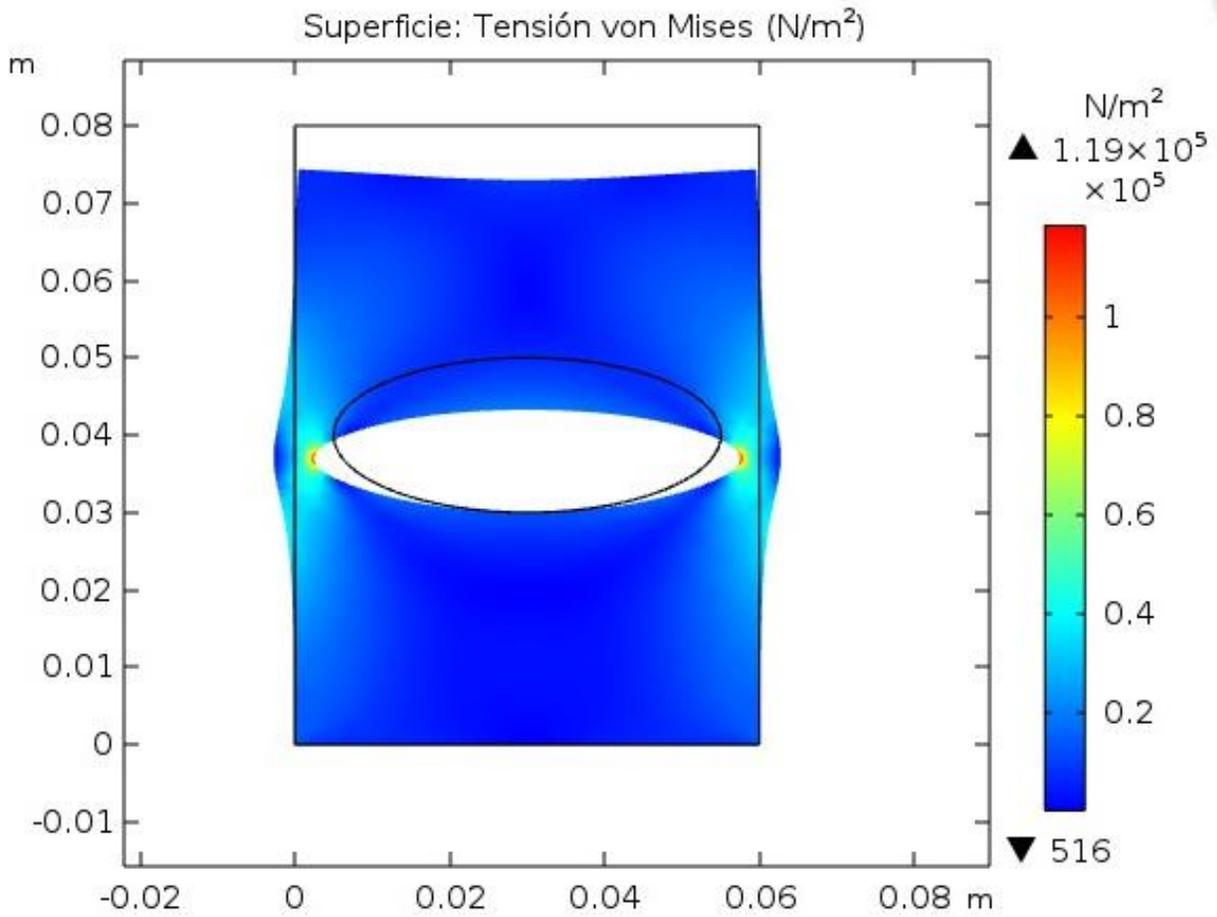
Se establecieron las condiciones de frontera para el primer modelado, para evaluar el comportamiento elástico y las diferencias que se presenta entre usar inclusiones o no.

Antes de realizar las aplicaciones elípticas en el tornillo de bloqueo, se realizaron en probetas segmentadas a diferentes ángulos, la relación de aspecto utilizada fue de 0.5 para cada elemento. Las propiedades del material se indican para polietileno de alta densidad.

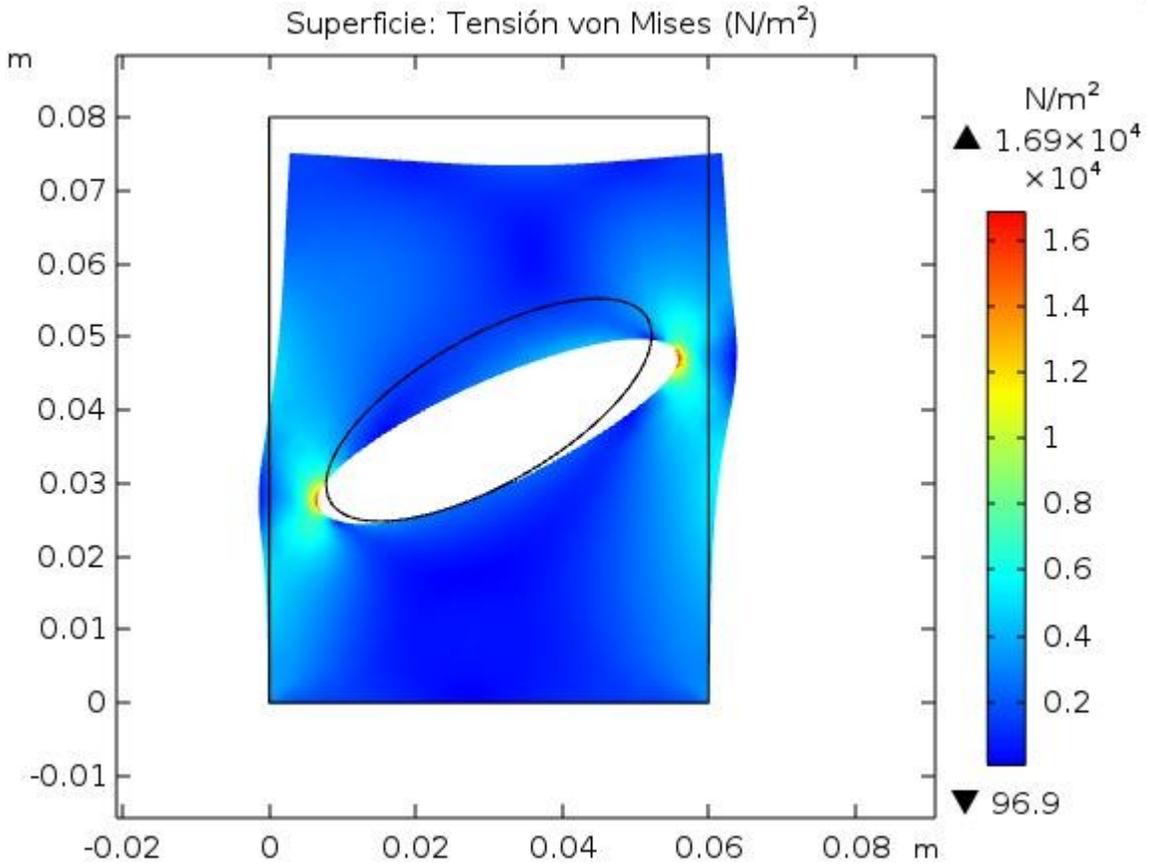


**Figura 4.13.** Elemento de prueba sin elipse.

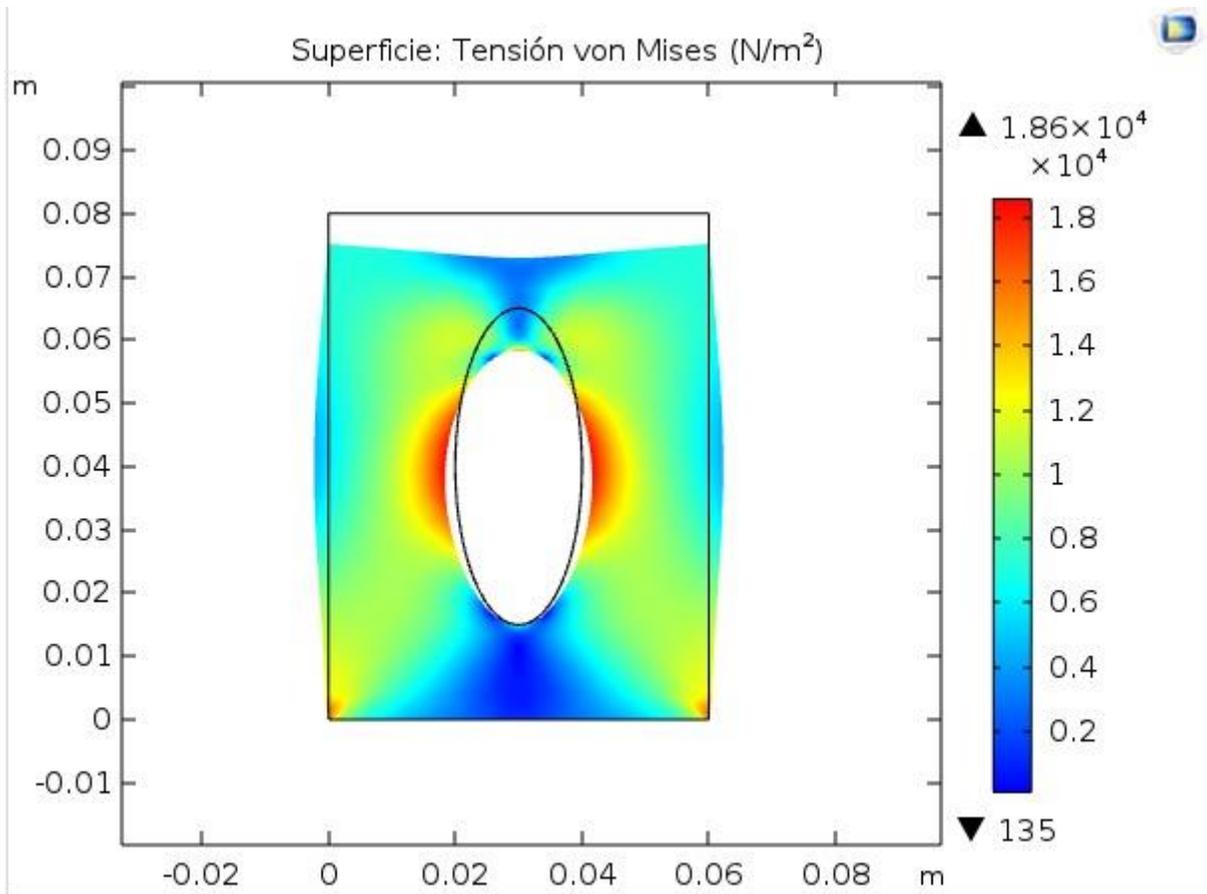
Como se aprecia en el primer elemento, se utilizó un análisis sin inclusiones elípticas, como ordinariamente están los tornillos existentes disponibles en el mercado. Para el análisis por elemento finito cada componente del diseño se tomó como un sólido homogéneo.



**Figura 4.14.** Elemento de prueba con elipse sobre la horizontal a cero grados.



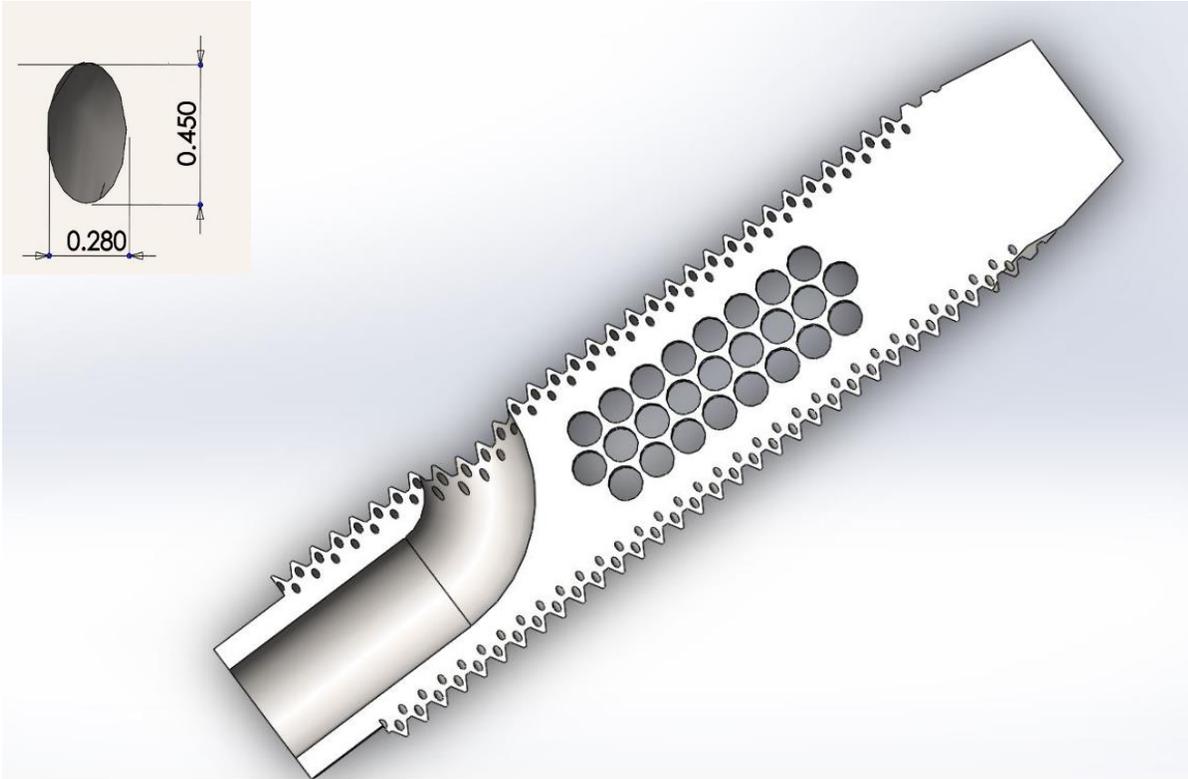
**Figura 4.15.** Elemento de prueba con elipse sobre la horizontal a 60 grados.



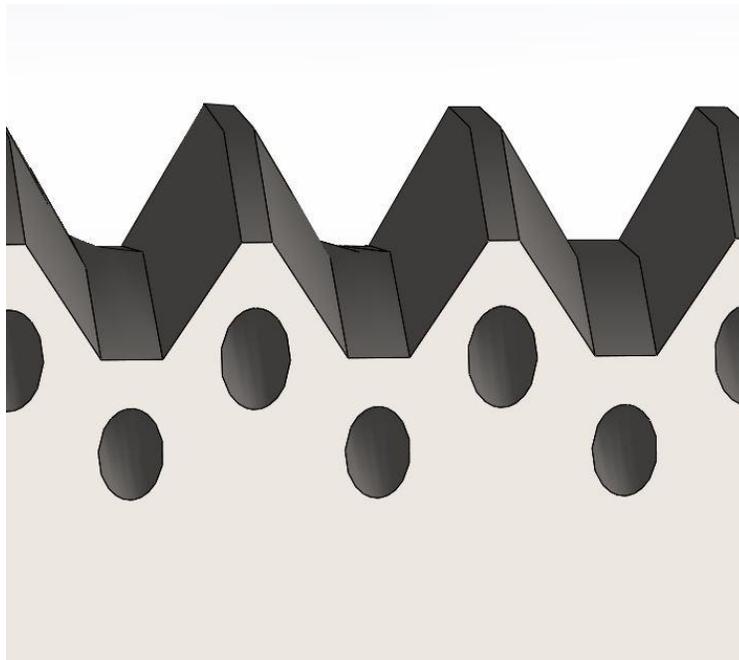
**Figura 4.16.** Elemento de prueba con elipse sobre la horizontal a 90 grados.

Como se puede apreciar en las pruebas se obtienen mejores resultados con la aplicación de las elipses a 90 grados, para el caso de la relación de aspecto indicada de 0.5. Se puede notar que, para cada caso, la ubicación, así como la distribución es diferente y esto se debe simplemente al cambio de orientación en las inclusiones.

Las inclusiones de las elipses están en la periferia de la rosca para disminuir los efectos de la carga y tener una mejor distribución de los esfuerzos, con el ángulo indicado de 90 grados. Por otro lado, al cambiar las distintas orientaciones en los modelos consecuentes, sin inclusiones, a 0°, y a 60 ° se pueden obtener diferentes configuraciones para otras aplicaciones del tornillo.

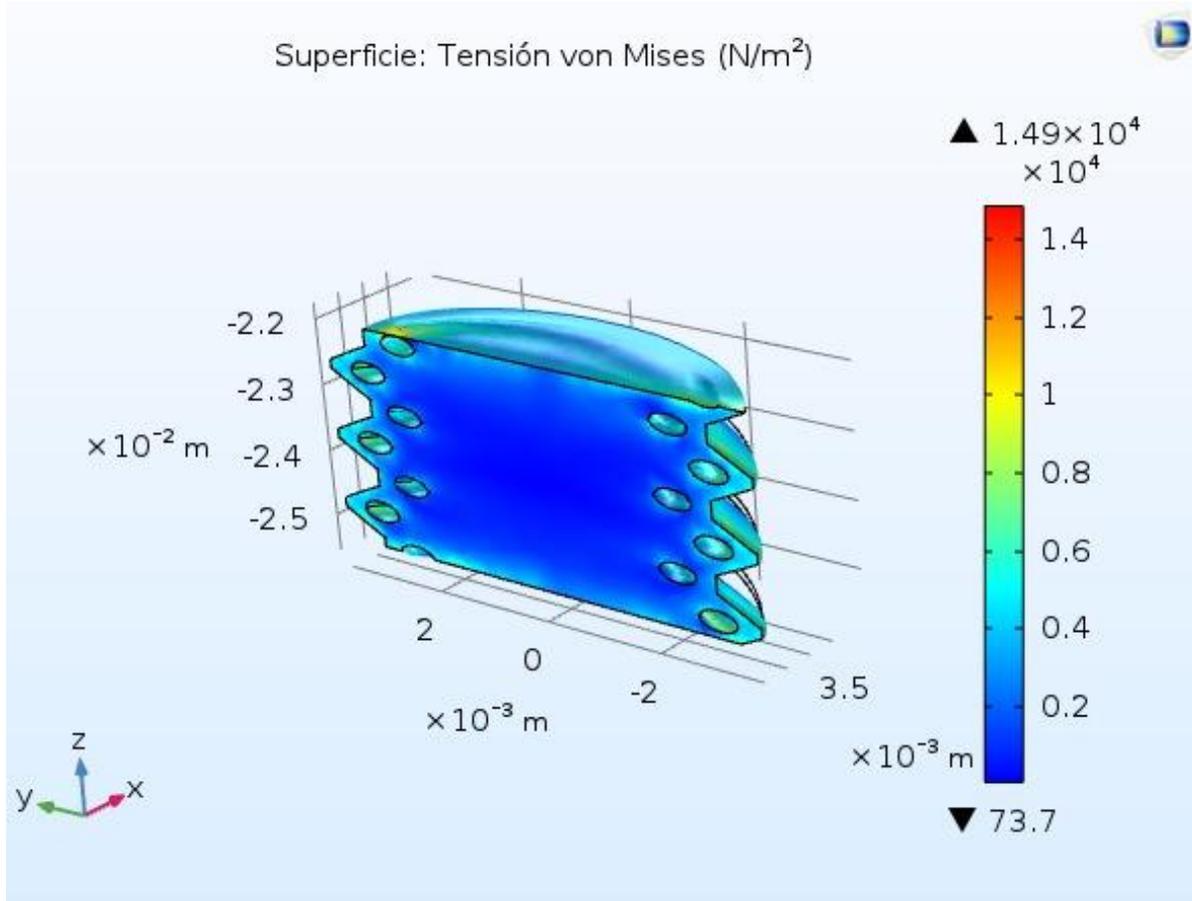


**Figura 4.17.** En el modelo optimizado final del tornillo, las dimensiones de la cavidad elipsoide, son en la periferia de la rosca del tornillo. La medida de la cavidad elíptica es de 0.45mm de alto por 0.28mm de ancho.



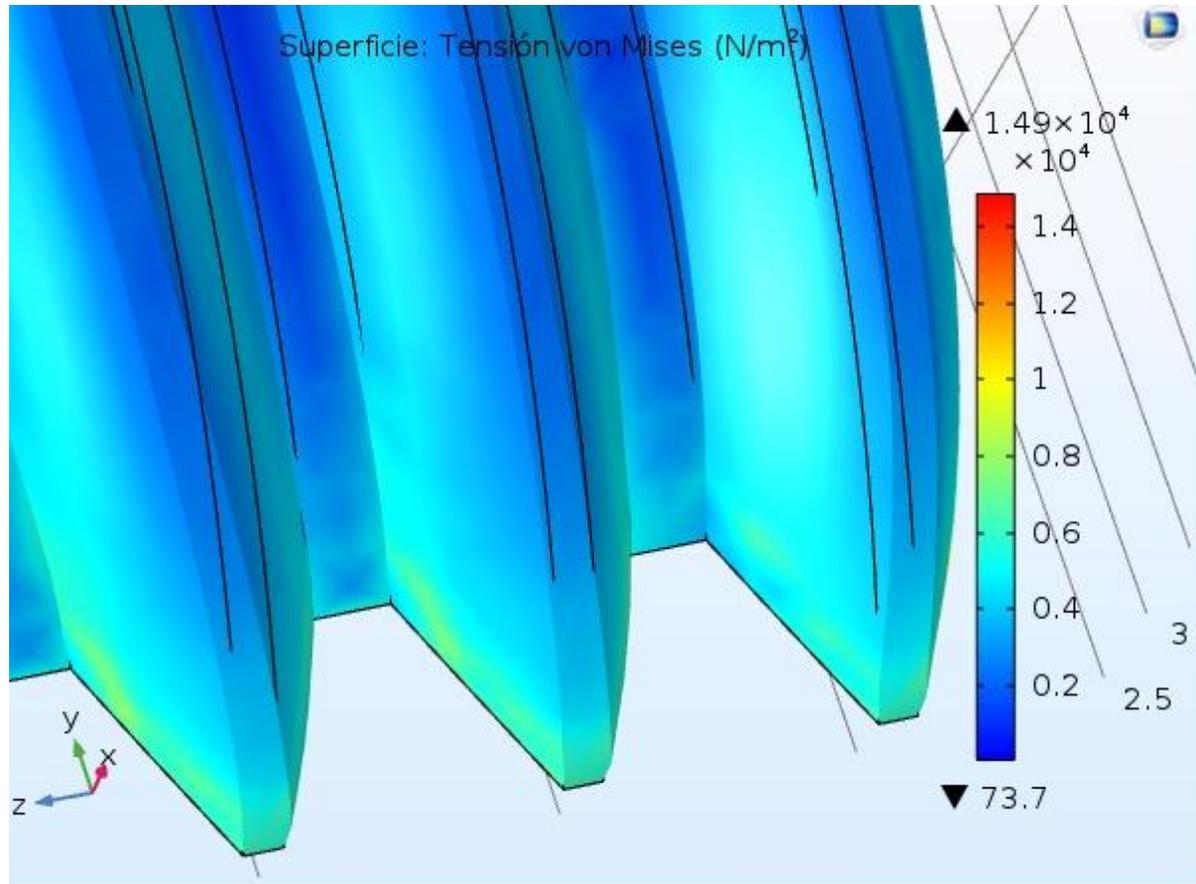
**Figura 4.18.** Distribución de las elipses en la sección de la rosca del tornillo de bloqueo.

#### 4.4.2 Caso #1 Aplicación de inclusiones elípticas.



**Figura 4.19.** En la aplicación de las inclusiones se aprecia la distribución de los esfuerzos, siendo estos disipados en las áreas donde está la sección de la rosca.

En comparación al modelo sólido, como se aprecia en la figura 4.19. Siendo las mismas condiciones de frontera en ambos modelos. Con el uso de inclusiones se comprueba que se puede influir tanto en la disipación como en la distribución de la energía, logrando un cambio en el comportamiento del material, bajo las condiciones de carga mencionadas



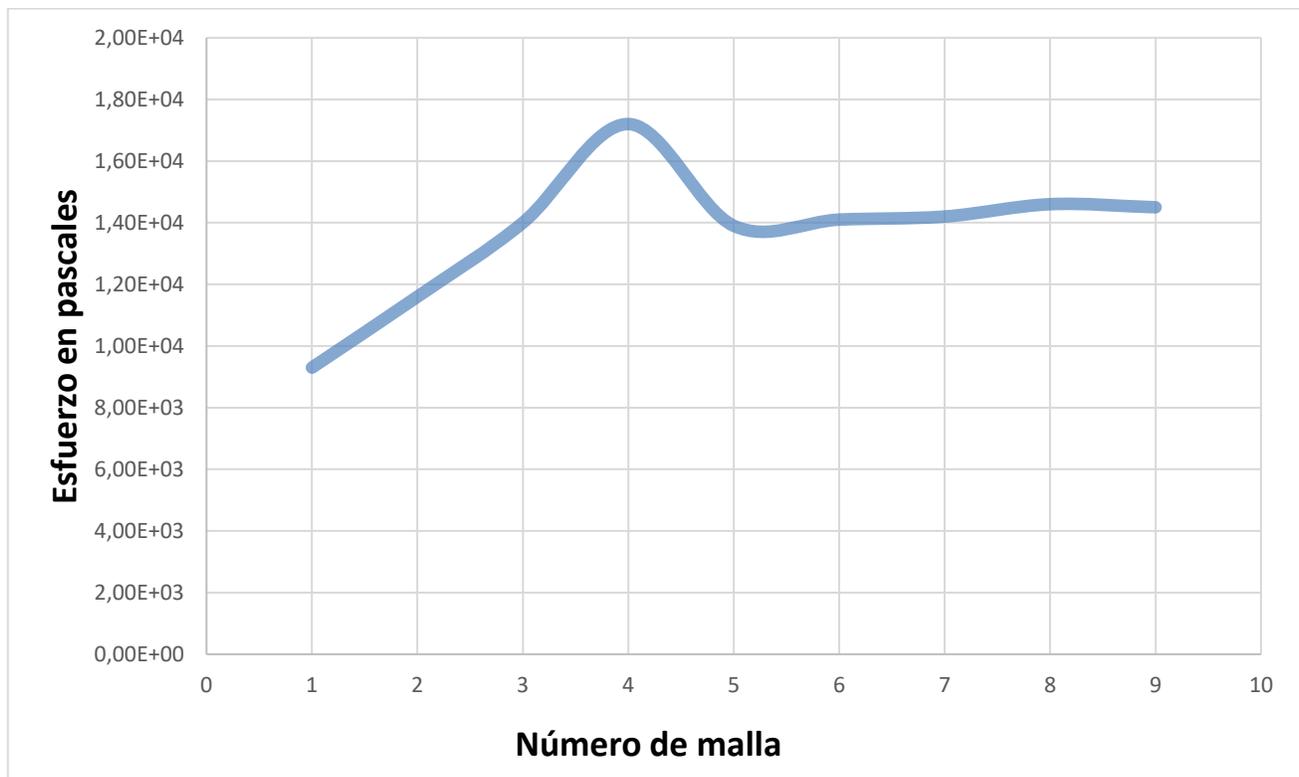
**Figura 4.20.** Sección de la rosca, vista externa, con aplicación de las inclusiones elípticas.

Se establecieron las condiciones de frontera para el primer modelado, para evaluar el comportamiento elástico y las diferencias que se presenta entre usar inclusiones o no. Por lo que para el modelo sólido con una carga de 2kN en dirección negativa sobre el eje “y”, que es el eje longitudinal del fémur, y condiciones de frontera sobre el extremo del tornillo, Se evaluaron con varios números de corridas, dentro de las cuales se observa que a medida que se aumenta el número de elementos, alrededor de 37701 elementos, la aproximación al valor de referencia es más precisa.

<i>Numero de Malla</i>	<i>Número de elementos</i>	<i>Esfuerzo en Pascales</i>
<i>Valor referencia</i>		<b>1.47E+04</b>
<b>1</b>	<b>16758</b>	<b>9.35 E+03</b>
<b>2</b>	<b>17563</b>	<b>1.16 E+04</b>
<b>3</b>	<b>21745</b>	<b>1.40 E+04</b>
<b>4</b>	<b>27561</b>	<b>1.72 E+04</b>
<b>5</b>	<b>30268</b>	<b>1.39 E+04</b>
<b>6</b>	<b>32912</b>	<b>1.41 E+04</b>
<b>7</b>	<b>35448</b>	<b>1.42E+04</b>
<b>8</b>	<b>37701</b>	<b>1.46E+04</b>
<b>9</b>	<b>40745</b>	<b>1.45E+04</b>

**Figura 4.21** Análisis de convergencia de malla del modelo con inclusiones.

La gráfica de la figura 4.22 muestra el comportamiento de la convergencia de malla contra el valor de esfuerzo en pascales. Para la corrida 1 a 5 los valores presentan una gráfica tipo senoidal, mientras que, para el resto los valores permiten una gráfica cuya pendiente tiende a ser cero. Por lo que se concluye que la malla utilizada es adecuada para obtener resultados confiables.

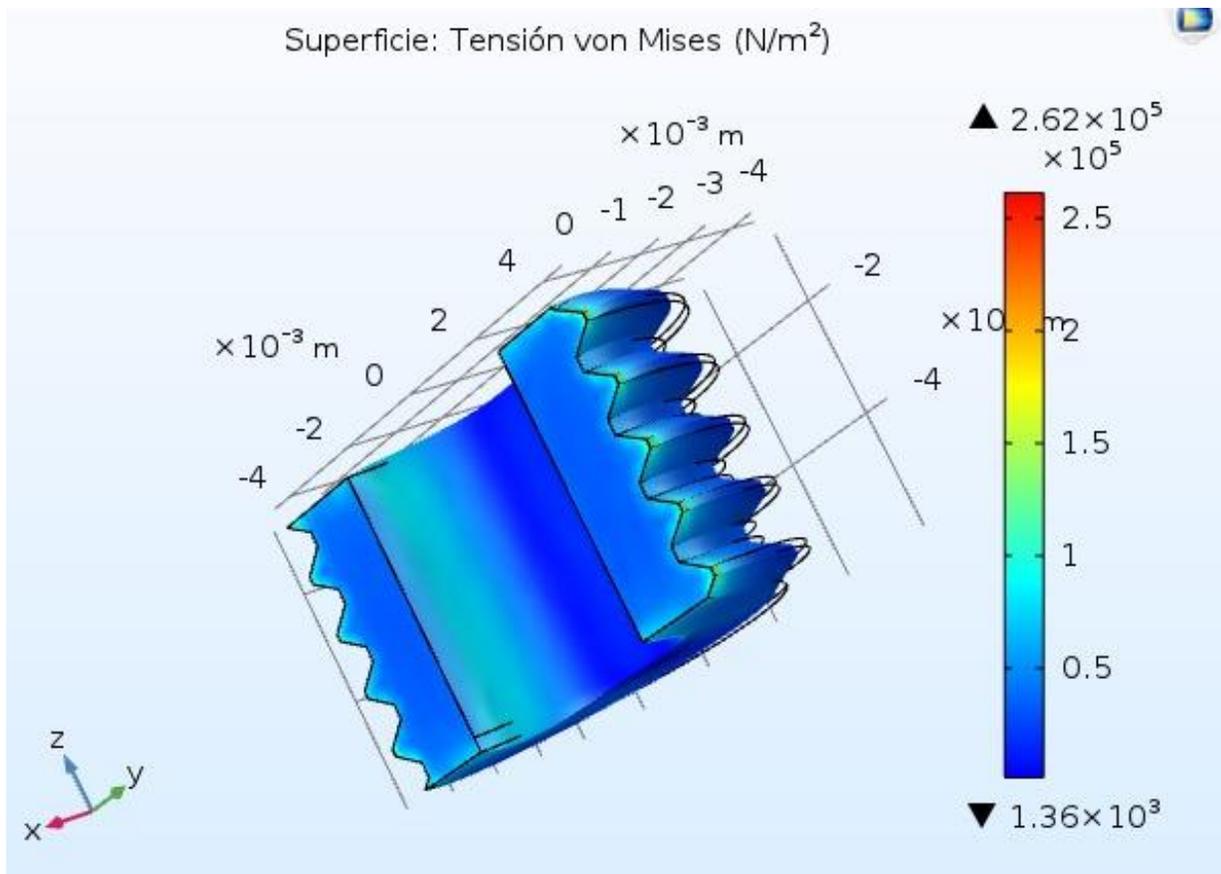


**Figura 4.22** Comportamiento de los esfuerzos para las diferentes mallas

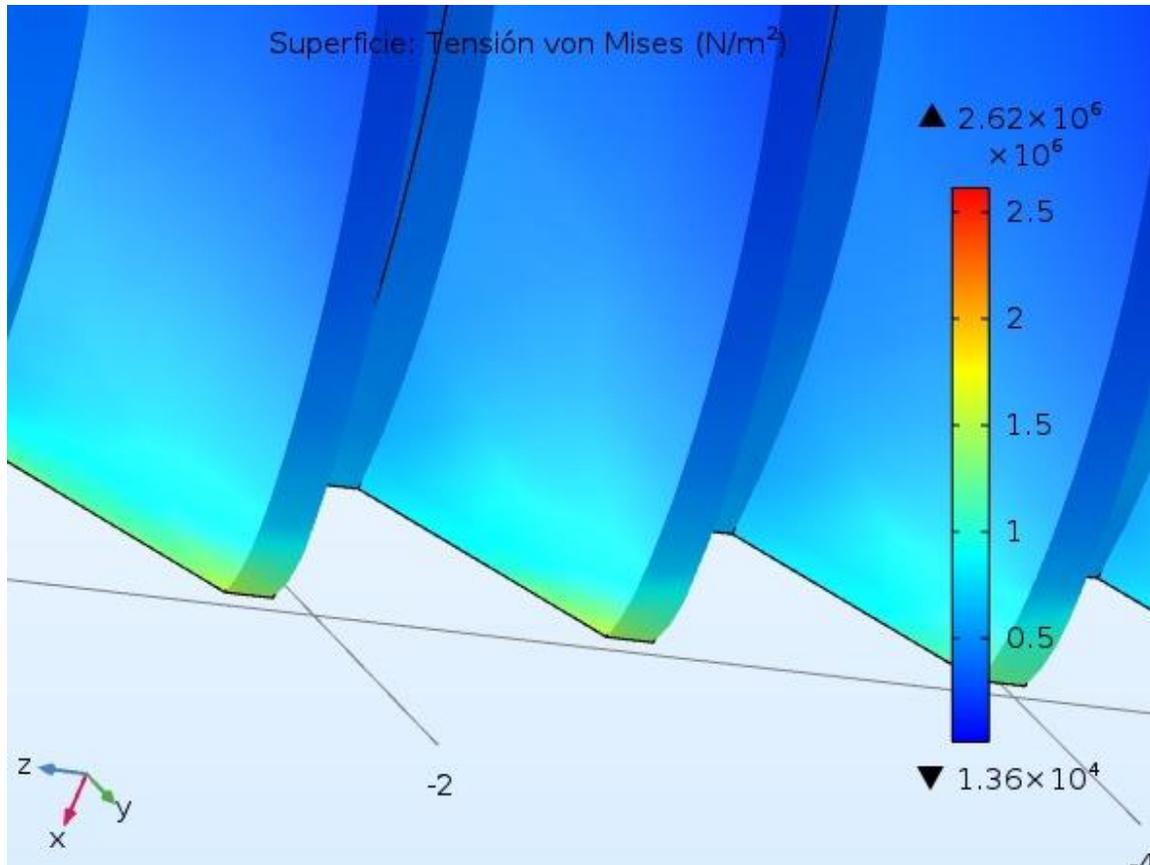
En los análisis siguientes para el mismo modelo sin inclusiones se realizó con el mismo número aproximado de elementos de malla. Se considera que el tamaño de los elementos es suficientemente fino como para aceptar los resultados.

#### 4.4.3 Caso # 2 Aplicación del modelo sin inclusiones elípticas.

Las características y condiciones de frontera aplicadas anteriormente serán las mismas que se usaron en el modelo con inclusiones, y ahora será sin inclusiones, para poder realizar un análisis comparativo de los resultados que se vayan obteniendo entre ambos modelos

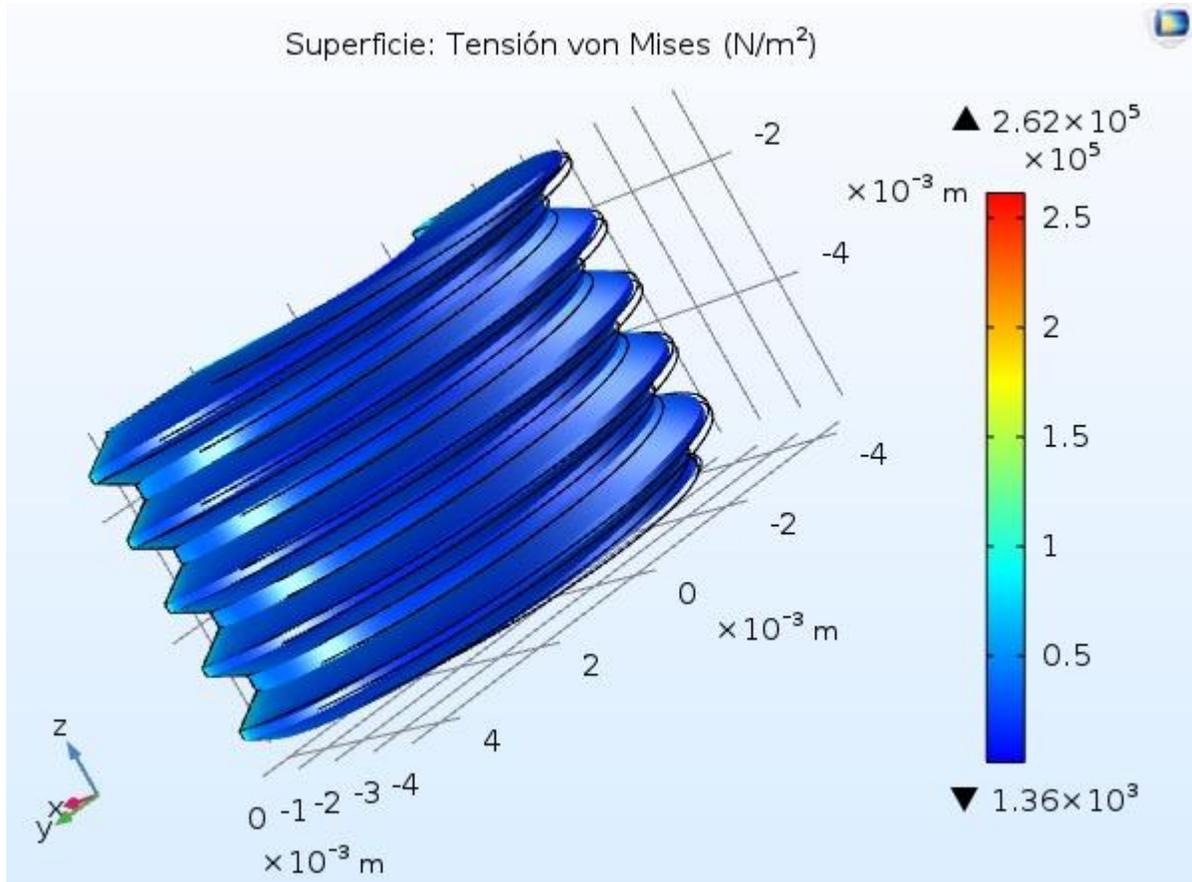


**Figura 4.23** Sección del tornillo sin aplicación de inclusiones, se aprecia que no hay disipación de esfuerzos en las áreas donde está la sección de la rosca.

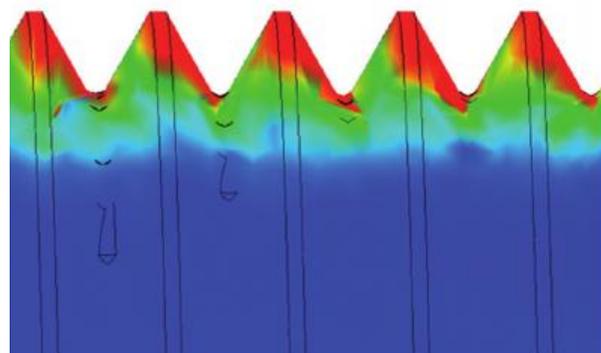


**Figura 4.24** Distribución de los esfuerzos de la rosca externa de una sección del tornillo de bloqueo, sin aplicación de inclusiones.

Como se muestra en la figura para el segundo caso donde no se aplican las inclusiones elípticas, se observa que los cambios descritos con anterioridad en la teoría del capítulo 2, los valores de tensión de Von Mises son de un valor más alto comparados con los que se obtienen en el primer caso donde se aplican las inclusiones elípticas.



**Figura 4.25** Distribución de los esfuerzos de la rosca externa de una sección del tornillo de bloqueo.



**Figura 4.26** Ilustración que muestra donde se presentan los esfuerzos en una sección de la rosca normal sin inclusiones, con un par de apriete.

---

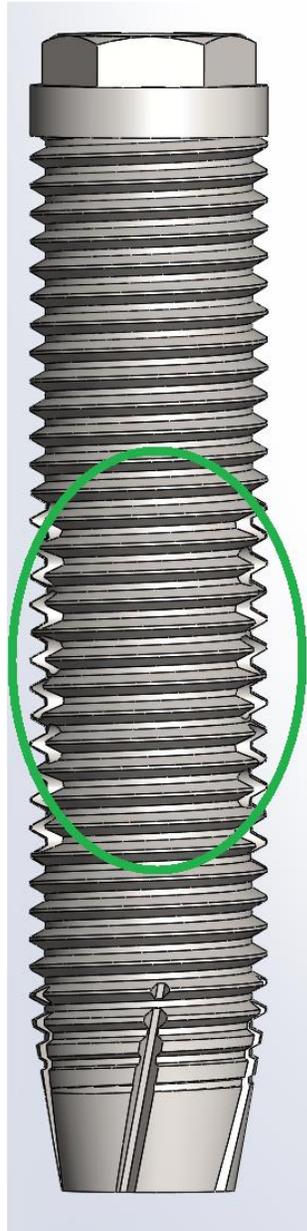
Una vez analizados los resultados de un modelo convencional sin la inclusión de elipses. Para aplicar el diseño, se requiere observar el efecto del uso de las inclusiones elípticas en el material, como si de porosidad del hueso se tratara.

En comparación al modelo sólido, como se aprecia con las mismas condiciones de frontera en ambos modelos, con el uso de inclusiones se comprueba que se puede influir tanto en la disipación como en la distribución de la energía, logrando un cambio en el comportamiento del material, bajo las condiciones de carga mencionadas.

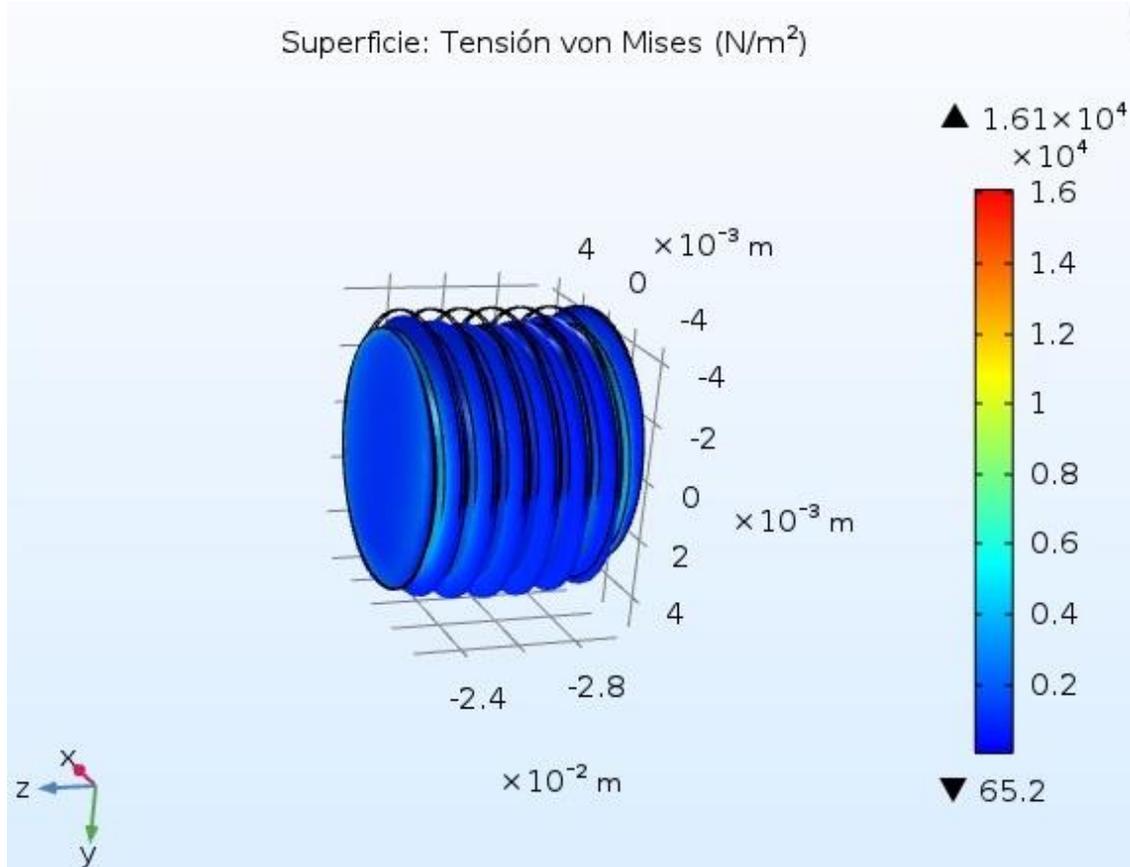
---

#### 4.4.4 Esfuerzos en la cara de la rosca.

Una vez armado el conjunto tornillo de bloqueo y cable, en la longitud total del tornillo del bloqueo queda una sección libre, correspondiente a la cavidad interna natural del hueso fémur, sección intramedular.



**Figura 4.27** Sección intramedular del tornillo del bloqueo.



**Figura 4.28** En la figura se observa el valor de esfuerzo máximo, debido al cambio de sección en la geometría del tornillo sometido a cargas en el eje “y” de la sección femoral.

La estructura interna del hueso presenta condiciones, que le permiten amortiguar y direccionar la energía de las cargas que se presentan durante el periodo de formación de callo oseó. Por lo que en este modelo se aplicó carga de apoyo en un solo pie y entre 2 cables tensores, se indican los valores máximos de esfuerzos.

---

# CAPITULO 5

## CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

### 5.1. Conclusiones.

Tomando en consideración el objetivo del clavo intramedular que es la fijación por medio de la osteosíntesis, encontramos que los diseños actuales existentes, pueden tener mejoras en cuanto a la estructura y fijación de la pieza. Adicionalmente si es posible obtener un diseño tal que pueda satisfacer los sistemas de Havers y conductos de Volkmann, evitando así la no vascularización, con esto podemos ayudar en gran medida a la consolidación correcta de la fractura y reducir los esfuerzos que se producen en los puntos de fijación del clavo intramedular.

Los análisis mediante software por el método de los elementos finitos (MEF) permiten evaluar la biomecánica de la estabilización de las fracturas corticales de fémur. El desarrollo de un modelo conceptual de fijación de la fractura del fémur y someterlo a las pruebas por elementos finitos permite validar el nuevo diseño del clavo intramedular y su aplicación mecánica, adicionalmente es necesario fundamentar la biomecánica y necesidades del hueso fémur fracturado.

El nuevo diseño del modelo "C" propuesto del clavo intramedular evita la necrosis térmica por el barrenado de toda la estructura de la cavidad medular del hueso fémur, esto porque no existe la necesidad de insertar una broca grande de fresado, adicional la rápida inserción del mecanismo de fijación ofrece una sanación más rápida y remoción después de la curación de la fractura, esto fundamentado en los micro desplazamientos necesarios en la zona de fractura, para la formación de callo.

Para el cálculo del cable de acero, con empleo del método de los elementos finitos puede ser estimado el límite de rotura de un cable de acero con más seguridad, que el planteado por el método común.

---

La exactitud de los resultados depende de la calidad del mallado, pero con una calidad de mallado con convergencia de malla adecuada se obtuvieron resultados satisfactorios en un periodo de tiempo aceptable.

Según los resultados obtenidos, la influencia del enrollado helicoidal de los cordones, alrededor del alma, tiene una importante significación en la resistencia a la rotura del cable.

A la vista de los resultados, se comprueba que la búsqueda de contacto entre los extremos fracturados es fundamental para evitar el fracaso del implante. Existe controversia acerca del movimiento que se puede emplear en la unión de la consolidación, pero si el mismo modelo es efectivo para la consolidación, entonces de esta manera se comprueba la efectividad de la pieza de estudio. Puesto que si una pieza, siendo más práctica en su inserción, menos invasiva y es más ligera, entonces se considera como la mejor opción.

En comparación al modelo sólido del tornillo, como se aprecia con las mismas condiciones de frontera en ambos modelos. Con el uso de inclusiones se comprueba que se puede influir tanto en la disipación como en la distribución de la energía, logrando un cambio en el comportamiento del material, bajo las condiciones de carga mencionadas, resultando en un mejor diseño a los convencionales.

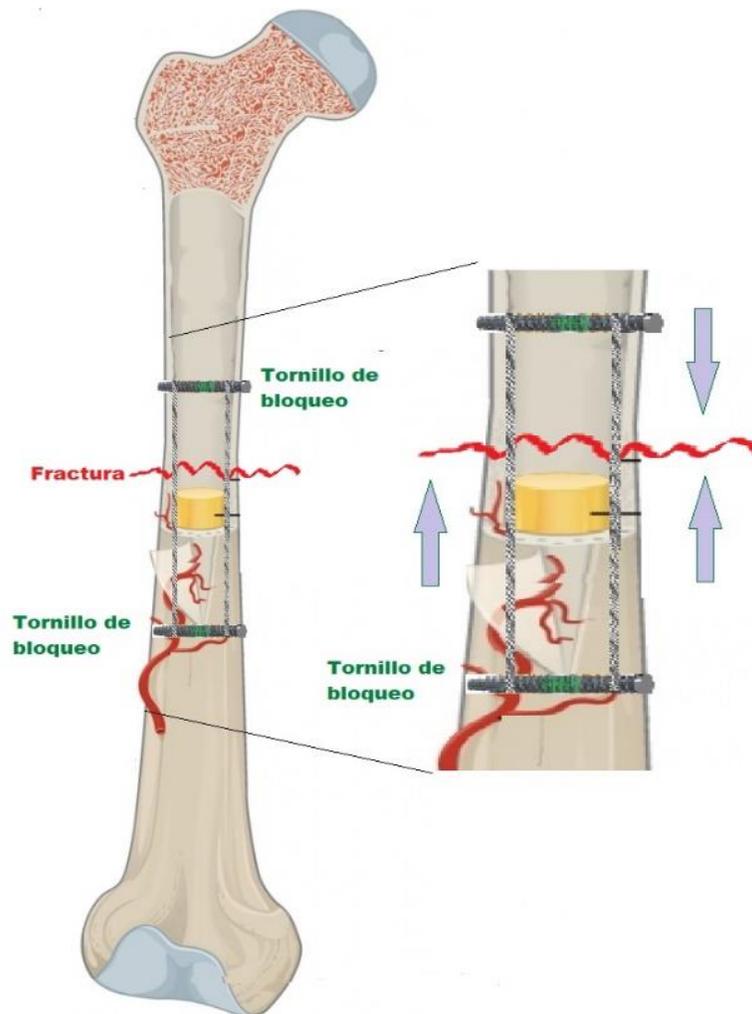
## **5.2 Trabajos Futuros**

- Aplicación del diseño para otro tipo de fracturas en huesos largos, como húmero o tibia.
- Realizar un estudio del uso de material biodegradable en el componente de fijación tornillo.
- Determinar una comparativa del tiempo de consolidación de la fractura, con un diseño real fabricado, contra casos en el uso de clavos tradicionales.

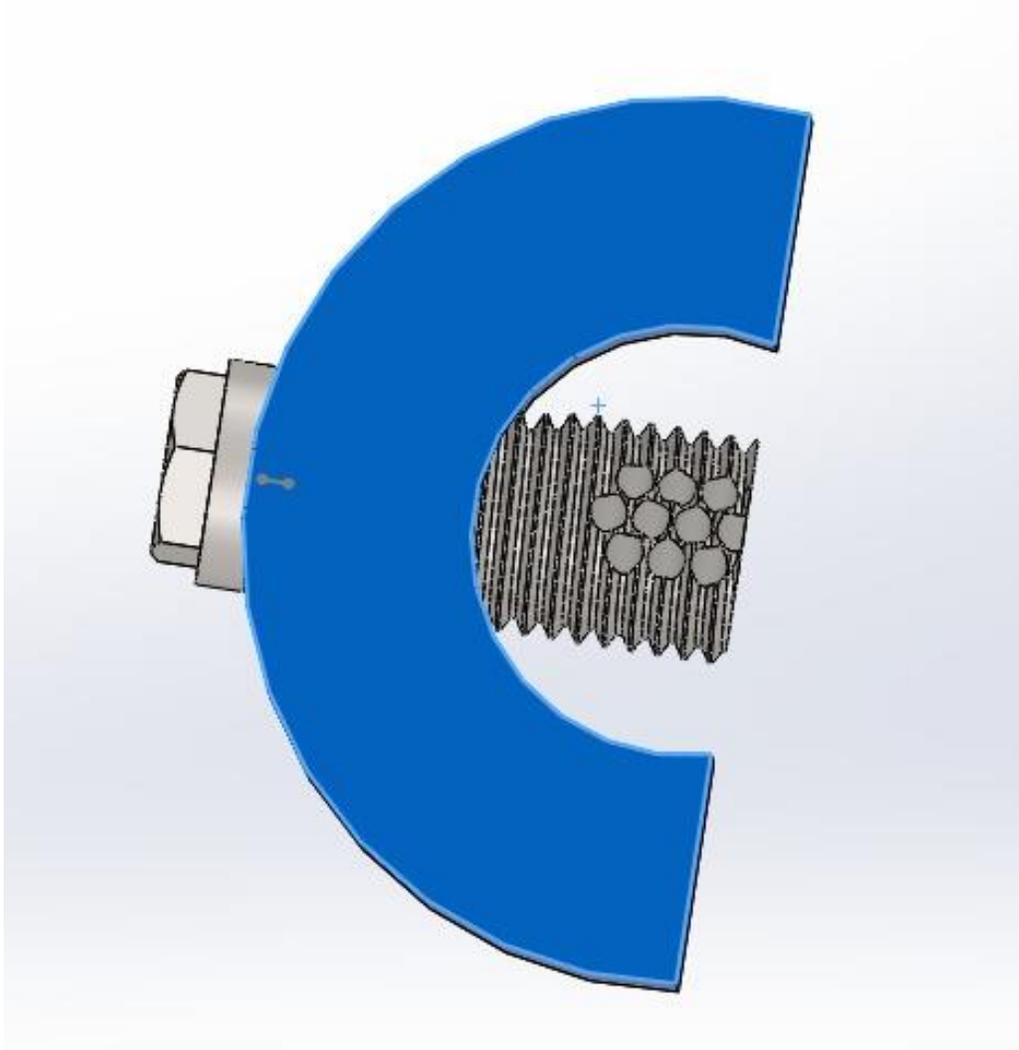
---

## 5.3 Anexos

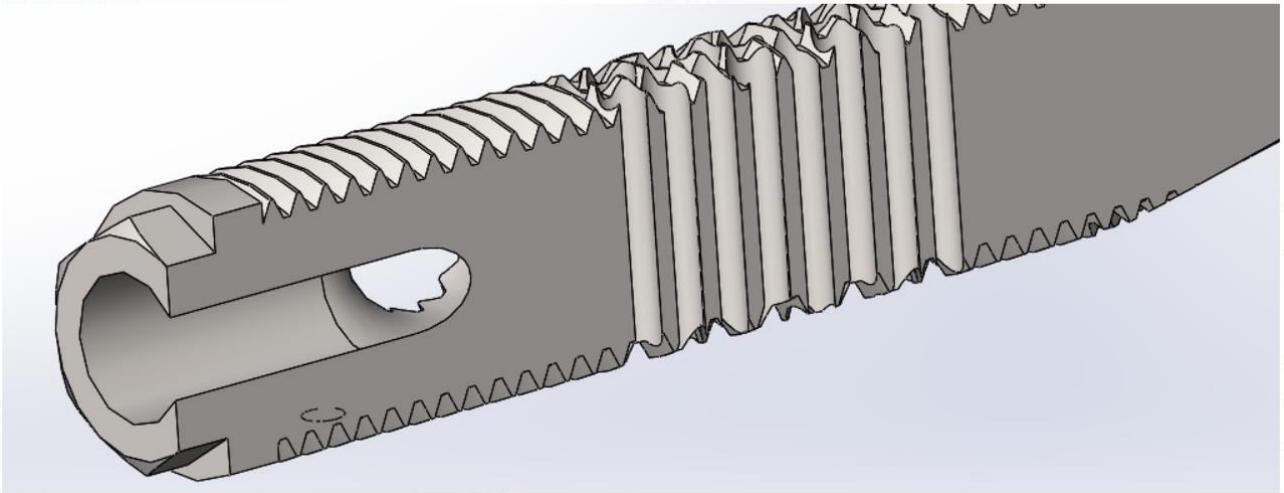
### PLANOS #1 “Sección del cable, corte de hilos”



**Figura 5.1.** Esquema del conjunto cables tornillos en la consolidación de la fractura.



**Figura 5.2.** Sección del conjunto de tornillo de bloqueo - fémur.



**Figura 5.3.** Corte se sección de entrada del cable, en la cabeza del tornillo

---

## Bibliografía.

- [1] García M, César, & Ortega T, Dulia. (2005). ELEMENTOS DE OSTEOSINTESIS DE USO HABITUAL EN FRACTURAS DEL ESQUELETO APENDICULAR: EVALUACION RADIOLOGICA. *Revista chilena de radiología*, 11(2), 58-70.
- [2] FN – Sistema de clavo trocantéreo de titanio. Para la fijación intramedular de las fracturas del fémur proximal. DePuy Synthes, Técnica quirúrgica  
Chew FS, Pappas CN. Radiology of the devices for fracture. Treatment in the extremities. Clin Radiol North Am 1995; 33: 375-389.
- [3] Benjamin BB, Lund PJ. Orthopaedic devices. In: Hunter TB, Bragg DG eds. Radiographic guide to medical devices and foreign bodies. St. Louis. Mo: Mosby-Year Book, 1994; 348-385.  
Althausen PL, Hak DJ. Lower extremity traction pins: Indications, technique, and complications. Am J Orthop 2002; 31: 43-47.
- [4] Taljanovic MS, Jones MD, Ruth JT, Benjamin JD, Sheppard JE, Hunter TB. Fracture Fixation. RadioGraphics 2003; 23: 1569-1590.
- [5] Slone RM, Heare MM, Van der Griend RA, Montgomery WJ. Orthopaedic fixation devices. RadioGraphics 1991; 11: 823-847.
- [6] Gugenheim JJ Jr. External fixation in orthopedics. JAMA 2004; 291: 2122-2124.  
El Hayek T, Daber AA, Meouchy W, Ley P, Chammas N, Griffet J. External fixators in the treatment of fractures in children. J Pediatr Orthop B 2004; 13: 103-109.
- [7] Bostman OM. Absorbable implants for fixation of fractures. J Bone Joint Surg Am 1991; 73 A: 148-153.
- [8] Bechtold JE, Meidt JD, Moed BR, Varecka TF, Bianco PT. The effect of staple size, orientation number on torsional fractures fixation stability. Clin Orthop 1993; 297:210-217.
- [9] Herscovici D Jr, Saunders DT, Johnson MP, Sanders R, Di Pasquale T. Percutaneous fixation of proximal humeral fractures. Clin Orthop 2000; 375: 97-104.
- [10] Manaster BJ, Romley K, Newman AP, Mann FA. Knee ligament reconstruction: plain film analysis. Am J Roentgenol 1998; 150: 337-342.
- [11] Ciccone WJ 2<sup>nd</sup> Motz C, Tasto JP. Bioabsorbable implants in orthopaedics and clinical applications. J Am Acad Orthop 2001; 9: 280-288.
- [12] Verhoftad MH, Werken CvC. DHS osteosynthesis for stable pertrocanteric fractures with four hole side plates. Injury 2004; 35: 999-1002.

- 
- [13] Chen CH, Chen TB, Cheng YM, Chang JK, Lin SY, Hung SH. Ipsilateral fractures of the femoral neck and shaft. *Injury* 2000; 31: 719-722.
- [14] Pai CH. Dynamic condylar screw for subtrochanteric femur fractures with great trochanteric extension. *J Orthop Trauma* 1996; 10: 317-322.
- [15] Redfern DJ, Syed SU, Davies SJ. Fractures of the distal tibia: minimally invasive plate osteosynthesis *Injury* 2004; 35: 615-620.
- [16] Krettek C, Müller M, Miclau T. Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the femur. *Injury* 2001; 32 Suppl 3: SC 14-23.
- [17] Haidukewich GJ. Innovations in Locking Plate Technology. *J Am Acad Orthop Surg* 2004; 12: 205-212.
- [18] Frigg R, Appenzeller A, Christensen R, Frenk A, Gilbert S, Schavan R. The development of the distal femur. Less Invasive Stabilisation System (LISS). *Injury* 2001; 32 Suppl 3: SC24- SC31.
- [19] Syed AA, Agarwal M, Giannoudis PV, Mathews SJ, Smith RM. Distal femoral fractures: long-term outcome following stabilisation with LISS. *Injury* 2004; 35: 599-607.
- [20] Larsen LB, Madsen JE, Hoinest P, Ovre S. Should insertion of intramedullary nails for tibial fractures be with or without reaming? A prospective randomised study with 3.8 years' follow up. *Orthop Trauma* 2004; 18: 144-149.
- [21] Fernandez FF, Mastschke S, Hulsbeck A, Egenol FM, Wentzensen A. Five years' clinical experience with the unreamed humeral nail in the treatment of humeral shaft fractures. *Injury* 2004; 35: 2645-271.
- [22] Ajmal H, O'Sullivan M, Mc Cabe J, Curtin W. Antegrade locked intramedullary nailing ihumeral shaft fractures. *Injury* 2001; 32: 692-694.
- [23] Vrsansky P, Bourdelat D, Al Faour A. Flexible intramedullary pinning in the treatment of paediatrics fractures. *J Pediatrics Orthop* 2000; 20: 23-27.
- [24] Pulosky S, Romano C, Buckley R, Powell J. Rotational malalignment of the tibia following reamed intramedullary fixation. *J Orthop Trauma* 2004; 18: 397-402.
- [25] Parikh SN. Bone grafts substitutes in modern orthopedics. *Orthopedics* 2002;25:1301-311.
- [26] Ladd AL, Pliam NB. Use of bone graft substitutes in distal radius fracture. *J Am Acad Orthop Surg* 1999; 7: 279-290.
- [27] Olsen RV, Munk PL, Lee MF, Fanzen DL, Mackay AL, Xinag Quing-San, Masri B. Metal-Artifact Reduction Sequence: Early Clinical Applications. *RadioGraphics* 2000; 20: 699-712.

- 
- [28] White LH, Buckwalter A. Technical Considerations: CT and MR Imaging in the Post-Operative Orthopedics Patient. *Seminars in Musculoskeletal Radiology* 2002; 6: 5-17.
- [29] Craig JG, Jacobson JA, Moed BR. Ultrasound of fractures and bone healing. *Radiol Clin North Am* 1999; 37: 737-751.
- [30] C.J Wang, A.L Yettram, Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur,
- [31] Duda GN, Mandruzzato F, Heller M, Goldhahn J, Moser R, Hehli M, Claes L, Haas NP: Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *J.Biomech.* 2001;34:639-650.
- [32] Baumgärtel F, Dahlen C, Stiletto R, Gotzen L (1994) Technique of using the AO-Femoral Distractor for Femoral Intramedullary Nailing. *J. Orthop Trauma* 8: 315–321
- [33] Krettek C (2000) Intramedullary nailing. In: Colton C, Fernández A, Holz U, Kellam J, Murphy WM, Ochsner P, AO/ASIF Principles of Fracture Management. Thieme, Stuttgart, New York: Thieme: 195–218
- [34] Krettek C, Schulte S, Schandelmaier P, Rudolf J, Tscherne H (1994) Osteosynthese von Femurschaftfrakturen mit dem unaufgebohrten AO-Femurnagel (UFN) – Operative
- [35] Technik und erste klinische Ergebnisse mit Standardverriegelung. *Unfallchirurg* 97: 549–567  
McFerran MA, Johnson KD (1992) Intramedullary nailing of acute femoral shaft fractures without a fracture table: Techniques of using a femoral distractor. *J Orthop Trauma*
- [36] 271–278 ISO Standard 2408 – 85. Steel wire ropes for general purposes. 1985.
- [37] Norma GOST 3070 – 74. Características constructivas de cables (en ruso). 1974.
- [38] Norma DIN 680. Cargas de roturas de cables (en ingles). 1998.
- [39] Anuriev, V. I. Manual del constructor de maquinaria. Editorial Mir, Moscú, 1991.
- [40] Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat". *Anat Rec* 1987;219:1-9.
- [41] Martin RB. Determinants of the mechanical properties of bone. *J Biomech* 1991;24(S1):79-88.
- [42] Ferretti JL. Biomechanical properties of bone. En: Genant HK, Guglielmi G, Jergas M, editors. *Bone densitometry and osteoporosis*. Springer (Berlin, Germany) 1998;pp.143-61

---

[43] Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Glüer CC, Genant HK. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: The study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1993;8:1211-7.

[44] Millard J, Augat P, Link TM, Kothari M, Newitt DC, Genant HK, et al. Power spectral analysis of vertebral trabecular bone structure from radiographs: Orientation dependence and correlation with bone mineral density and mechanical properties. *Calcif Tissue Int* 1998;63:482-9.

[45] Lespessailles E, Jullien A, Eynard E, Harba R, Jacquet G, Ildéfonse JP, et al. Biomechanical properties of human os calcanei: Relationships with bone density and fractal evaluation of bone microarchitecture. *J Biomech* 1998

[46] Majumdar S, Lin J, Link T, Millard J, Augat P, Ouyang X, et al. Fractal analysis of radiographs: Assessment of trabecular bone structure and prediction of elastic modulus and strength. *Med Phys* 1999;26:1330-40.

[47] Prouteau S, Ducher G, Nanyan P, Lemineur G, Benhamou L, Courteix D. Fractal analysis of bone texture: A screening tool for stress fracture risk? *Eur J Clin Invest* 2004;34:137-42.

[48] Malik MH, Harwood P, Diggle P, Khan SA. Factors affecting rates of infection and non union in the intramedullary fixation. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 556-560.

### **Nomenclatura**

A – Área

a – Eje mayor de la inclusión

b – Eje menor de la inclusión

C – Tensor de elasticidad

c0 – Fracción de volumen de la matriz

c1 – Fracción de volumen de la inclusión

Ei – Propiedades elásticas de la inclusión

Em – Propiedades elásticas de matriz

Eo – Tensor de elasticidad de la matriz

G – Función de Green, módulo de compresibilidad

n – vector unitario

P – Carga superficial

S – Superficie de control, tensor de Eshelby

S – Tensor de transformación de Eshelby

u – desplazamiento

V – Volumen

x – Desplazamiento