

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA

“DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA VIDA ÚTIL DE UNA PLACA DE
COMPRESIÓN DINÁMICA PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS A NIVEL
DE LA DIÁFISIS DEL FÉMUR”.

AUTOR

Andrés David Rojas Espinosa

DIRECTOR

Ing. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio, PhD.

Ibarra – Ecuador

2020



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1003779376		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Rojas Espinosa Andrés David		
DIRECCIÓN:	Otavalo, calles Atahualpa y García Moreno		
EMAIL:	adrojase@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	06 292 1409	TELÉFONO MÓVIL:	0991048133

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA VIDA ÚTIL DE UNA PLACA DE COMPRESIÓN DINAMICA PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS A NIVEL DE LA DIÁFISIS DEL FÉMUR
AUTOR:	Rojas Espinosa Andrés David
FECHA:	26/11/2020
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Ing. Brizeida Gámez, PhD.

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 26 días del mes de noviembre de 2020.

EL AUTOR:



Firma.....

Nombre: Rojas Espinosa Andrés David

Certificación

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA VIDA ÚTIL DE UNA PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS A NIVEL DE LA DIÁFISIS DEL FÉMUR”, certifico, que el presente trabajo fue desarrollado por la egresado Rojas Espinosa Andrés David, bajo mi supervisión.



Ing. Brizeida Gámez, PhD.

DIRECTOR DEL PROYECTO

Agradecimientos

Agradezco a Dios, por permitir cumplir las metas que me he propuesto. Agradezco el apoyo incondicional que me han brindado mis padres, han sido mi principal motivación, a mis hermanos quienes, con su amor y perseverancia, me han acompañado día a día en mi formación personal y profesional.

A mi tutor académico, la Ing. Brizeida Gámez, por su aporte profesional, su paciencia y su tiempo durante el desarrollo del presente trabajo de titulación, de la misma manera agradezco a mis profesores, quienes a lo largo del periodo académico han compartido con mucha bondad sus conocimientos.

A las personas que tuve el honor de conocer durante esta investigación, quienes supieron acompañarme en los momentos buenos y malos, me han compartido sus experiencias profesionales y enseñado que la vida tiene muchos matices, las metas propuestas hacerlo con el corazón y no tener miedo al fracaso.

Andrés David Rojas Espinosa

Dedicatoria

Este logro lo dedico a mis padres por apoyarme durante mi formación profesional, me han acompañado con mucho amor en cada paso, a mis hermanos, quienes me enseñaron la importancia de perseverar, aprender de los errores y nunca rendirme, a mis sobrinas Antonella, Luisa y Valentina, quienes con sus ocurrencias llenan mi vida de felicidad.

A aquellas personas que conocí durante esta etapa, me acompañaron y siguen conmigo.

Andrés David Rojas Espinosa

Resumen

Las Placas de Compresión Dinámica (DCP), utilizadas principalmente en el tratamiento de fracturas diafisarias de huesos largos, tienen la capacidad de conseguir una reducción anatómica de las porciones óseas fracturadas. El presente trabajo tiene como finalidad determinar la vida útil de la placa, para una fractura en el fémur a nivel de la diáfisis; para ello, se realiza el diseño de la placa, y se elabora el análisis de esfuerzos bajo la acción de cargas de compresión, flexión, torsión, a las cuales puede estar sometida la placa en condiciones de operación; adicionalmente, considero un cuarto caso referente a una carga de impacto. Para el análisis se llevaron a cabo estudios estáticos mediante el uso de un programa basado en el Método de Elementos Finitos (MEF) en un sistema de interacción definido por el hueso-placa-tornillo, las cargas se aplican en el hueso y se restringe el movimiento en la región distal. Además, se realizó la simulación de fatiga con la finalidad de obtener el número de ciclos de falla para la placa. Se determinó que la concentración de esfuerzos se da en los agujeros más cercanos al foco de la fractura y que para las principales cargas el material de la placa no supera el límite elástico; no obstante, para el caso de carga de impacto la placa no soporta el incremento de carga, lo cual provoca un sobreesfuerzo en la misma. Por otra parte, los resultados de la simulación de fatiga determinaron en el número de ciclos de carga antes del fallo por fatiga de la placa. Finalmente, la placa fue construida de acero inoxidable AISI 316L, prestando especial atención en conseguir un buen acabado superficial.

Abstract

The Dynamic Compression Plates (DCP), used primarily in the treatment of shaft fractures of long bones, have the ability to achieve an anatomical reduction of the fractured bone portions. The present work aims to determine the useful life of the plate for a fracture in the femur at the level of the diaphysis. For this, the design of the plate is carried out, and the stress analysis is carried out under the action of compression, bending, torsion to which the plate can be subject under operating conditions; in addition, it considered a fourth referring to an impact load. For the analysis, static studies were performed using a program based on the Finite Element Method (FEM) in an interaction system is defined by the bone-plate-screw, the loads are applied to the bone and movement in the distal region. In addition, the fatigue simulation was performed in order to obtain the number of cycles of the plate. It was determined that the stress concentration occurs in the holes closest to the fracture site and that for the main loads the plate material does not exceed the elastic limit. However, in the case of impact loading, the plate does not support the increased load, which causes an overstrain on the plate. On the other hand, the results of the fatigue simulation were determined in the number of load cycles before the failure due to fatigue of the plate. Finally, the plate was built in AISI 316L stainless steel, paying special attention to achieving a good surface finish.

Índice general

INTRODUCCIÓN.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
OBJETIVO GENERAL	3
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	3
JUSTIFICACIÓN.....	3
ALCANCE	4
CAPITULO I. BASES TEÓRICAS	5
1.1 Antecedentes	5
1.2 Fundamentos teóricos	9
1.2.1 Anatomía del fémur.....	9
1.2.2 Biología ósea.....	9
1.2.3 Hueso cortical o compacto	10
1.2.4 Hueso esponjoso o trabecular.....	10
1.2.5 Fracturas	11
1.2.5.1 Clasificación de fracturas	11
1.2.5.2 Fracturas en el fémur	12
1.2.5.3 Biomecánica y mecanismo de fractura.....	14
1.2.5.4 Consolidación ósea.....	16
1.2.6 Tratamientos de fracturas	17
1.2.6.1 Elementos en el tratamiento cerrado	18
1.2.6.2 Fijadores externos.....	19
1.2.6.3 Dispositivos de fijación interna	19
1.2.7 Biomateriales.....	24
CAPÍTULO II. MARCO METODOLÓGICO	26
2.1 Modelo de la investigación	26
2.2 Diseño de la investigación	26

CPÍTULO III. RESULTADOS Y ANÁLISIS	29
3.1 Especificaciones del sistema a diseñar	29
3.2 Diseño de la placa	30
3.2.1 Descripción de la placa	30
3.2.2 Descripción de los tornillos.....	32
3.2.3 Análisis del sistema.....	33
3.2.4 Materiales	34
3.2.5 Interacciones.....	35
3.2.6 Condiciones de carga para análisis estático	36
3.2.6.1 Caso 1: Carga de compresión	36
3.2.6.2 Caso 2: Carga de momento flector	36
3.2.6.3 Caso 3: Carga de momento torsor	37
3.2.6.4 Caso 4: Carga de impacto.....	38
3.2.7 Modelos propuestos para el análisis.....	39
3.2.7.1 Modelo 1: Porciones óseas unidas.....	39
3.2.7.2 Modelo 2: Porciones óseas separadas 1 mm	39
3.2.8 Discretización del sistema por elementos finitos	39
3.2.9 Simulación por fatiga	41
3.2.10 Resultados y análisis para condiciones estáticas.....	46
3.3 Proceso de fabricación	54
3.4 Análisis de costos.....	57
CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	59
4.1 Conclusiones	59
4.2 Recomendaciones	60
REFERENCIAS	62
ANEXOS	67
Anexo 1: Planos de la placa DCP	67

Anexo 2. Código G 67

Índice de figuras

Figura 1.1 Anatomía del fémur; (a) vista anterior, (b) vista posterior.....	9
Figura 1.2 Esquema de los distintos niveles de la estructuración del hueso	10
Figura 1.3 Tipos de fracturas según la forma; a) Transversales, b) Oblicua, c) Espiral, d) Conminuta	12
Figura 1.4 Localización anatómica de las fracturas del fémur.	12
Figura 1.5 Clasificación de fracturas simples a nivel de la diáfisis del fémur; a) Fractura espiral (32A1*), b) Fractura oblicua (32A2*), c) Fractura transversal (32A3*).....	13
Figura 1.6 Tipos de fractura de cuña a nivel de la diáfisis del fémur; a) Fractura de cuña intacta (32B2*), b) Fractura de cuña fragmentaria (32B3*)	13
Figura 1.7 Tipos de fractura segmentarias a nivel de la diáfisis del fémur; a) Fractura segmentaria intacta (32C2*), b) Fractura segmentaria fragmentaria (32C3*)	14
Figura 1.8 Trazos de fractura y principales cargas hacia el hueso; (a) carga de tracción- fractura transversal, (b) carga de compresión- fractura oblicua, (c) carga de flexión- fractura en ala de mariposa, (d) carga de torsión- fractura espiroidal	15
Figura 1.9 Fracturas óseas por carga simple; a) carga lenta, b) carga rápida.....	15
Figura 1.10 Etapas de consolidación ósea	17
Figura 1.11 Molde circular de yeso	18
Figura 1.12 Tracción esquelética temporal.....	18
Figura 1.13 Reducción y fijación de una fractura simple, espiral, en el eje de la tibia, utilizando un fijador externo modular	19
Figura 1.14 Clavado intramedular	20
Figura 1.15 Principio de funcionamiento de una placa de compresión dinámica de agujeros asimétricos; las flechas indican el movimiento axial, a través de la inserción del tornillo excéntrico.....	21
Figura 1.16 Placa de compresión dinámica de contacto limitado (LC-DCP)	22
Figura 1.17 Placa de reconstrucción.....	22
Figura 1.18 Estabilización absoluta mediante una placa de neutralización	23
Figura 1.19 Placa de sostén en forma de T.....	23
Figura 1.20 Placa de compresión de bloqueo.	24
Figura 1.21 Comportamiento de un implante de acero inoxidable 316L y de un implante de titanio	24

Figura 1.22 Resistencia a la fatiga de un implante de titanio y de un implante de acero inoxidable 316L.....	25
Figura 3.1 Placa de compresión dinámica; a) Vista isométrica, b) Detalle de los orificios ovalados.....	30
Figura 3.2 Modelamiento de los agujeros ovalados mediante la operación corte recubrir de SolidWorks.....	31
Figura 3.3 Sección transversal del agujero de la placa DCP; a) Modelo diseñado, b) Geometría según el estándar ISO 5836.....	31
Figura 3.4 Tornillo cortical 4.5 mm; a) Modelo diseñado, b) Geometría según el estándar ISO 5853.....	32
Figura 3.5 Ensamble placa-hueso-tornillo.....	33
Figura 3.6 Representación de las direcciones que corresponde al sistema de referencia.....	35
Figura 3.7 Caso 1: Carga de compresión aplicada en la cabeza del fémur correspondiente al peso del paciente.....	36
Figura 3.8 Caso 2: Momento flector aplicado en el plano XY.....	37
Figura 3.9 Caso 3: Momento torsor aplicando alrededor del eje del hueso en sentido horario.....	38
Figura 3.10 Caso 4: Carga de impacto aplicado en la cabeza del fémur.....	38
Figura 3.11 Representación gráfica de la discretización por elementos finitos.....	40
Figura 3.12 Mallado del modelo con 143414 elementos.....	41
Figura 3.13 Carga cíclica durante la marcha.....	42
Figura 3.14 Ciclos de vida de la placa DCP.....	45
Figura 3.15 Detalle del lugar donde se presenta la falla por fatiga.....	46
Figura 3.16 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de compresión del primer modelo.....	47
Figura 3.17 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de momento flector del primer modelo.....	48
Figura 3.18 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de torsión del primer modelo.....	48
Figura 3.19 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de impacto del primer modelo.....	49
Figura 3.20 Esfuerzo máximo de von Mises para la carga de compresión.....	50
Figura 3.21 Distribución de esfuerzos en la parte central de la placa.....	50

Figura 3.22 Esfuerzo máximo de von Mises para la carga de momento flector.	51
Figura 3.23 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de torsión.	52
Figura 3.24 Esfuerzo máximo en la parte central de la placa.....	52
Figura 3.25 Esfuerzos de von Mises para los modelos y casos de carga del sistema hueso-placa-tornillo.....	53
Figura 3.26 Fijación de soportes el material.....	54
Figura 3.27 Trayectoria de la herramienta de corte en la simulación del proceso de mecanizado.	55
Figura 3.28 Mecanizado de los agujeros de la placa DCP.	56
Figura 3.29 Placa de compresión dinámica.	57

INTRODUCCIÓN

Las fracturas de la diáfisis femoral son comunes en personas jóvenes de sexo masculino provocados por accidentes en motocicletas o impactos directos de alto energía también en adultos mayores por alguna caída. En el Hospital San Vicente de Paúl, ubicado en Ibarra-Ecuador; en el año 2017 se reportaron 41 casos de fracturas de fémur, en el año 2018, 21 fracturas de fémur, y en el año 2019 se reportaron 57 fracturas en el fémur, lo que significa que a nivel solo de este centro de salud se reportan 119 fracturas de fémur que podrían ser tratadas con el uso de placas de osteosíntesis.

Las personas que han sufrido este traumatismo deben ser intervenidos quirúrgicamente para su correcto tratamiento en la reducción de la fractura y dependiendo del tipo de fractura diafisaria, los especialistas pueden decidir por la utilización de clavos intramedulares, fijadores externos o placas de compresión dinámica.

Las placas de compresión dinámica son una alternativa en la reducción y fijación de fracturas, tiene como objetivo realizar una reducción directa; se fijan el hueso y una vez consolidada la fractura deben retirarse en una posterior operación; sin embargo, algunos pacientes optan por quedarse definitivamente con el implante en la zona ósea, lo que genera un riesgo de falla ya que la placa constantemente está sometida a cargas.

En el Ecuador no se fabrica este tipo de implante, por tanto, cuando son requeridas se obtienen a través de importaciones lo cual hace que el costo sea elevado, dependiendo de su geometría y material.

De acuerdo con lo anterior, la presente investigación tiene como propósito realizar el diseño y análisis específicamente de una placa de compresión dinámica, para la reducción de fracturas a nivel de la diáfisis y determinar la vida útil de dicha placa en fracturas de la diáfisis femoral; además, de construir la placa teniendo en cuenta el acabado superficial. Adicionalmente, los resultados obtenidos podrían aportar en la generación de alternativas de suministro de placas en la reducción de fracturas a casas hospitalarias, analizando una posible implementación de un centro fabricación de este tipo de implementos ortopédicos en el país.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las fracturas óseas se pueden definir como la interrupción de la continuidad ósea y cartilaginosa debido a un traumatismo mecánico [1]. Según la Asociación de Traumatología Ortopédica y la Asociación de Osteosíntesis (AO), se pueden identificar los tres tipos de fracturas simples a nivel de la diáfisis; fractura espiral, fractura oblicua ($\geq 30^\circ$), fractura transversal ($< 30^\circ$) [2].

En el Hospital San Vicente de Paúl, ubicado en Ibarra-Ecuador se reportaron 41 casos de fracturas de fémur en el año 2017, 21 fracturas de fémur en el 2018, y 57 fracturas de fémur en el año 2019; es decir que a nivel solo de este centro de salud se reportan 119 fracturas de fémur que podrían ser tratadas con el uso de placas [3]. Si se incorporan datos de otras instituciones se incrementará la estadística, la cual indica que existe una cantidad significativa de fracturas de fémur en la población local. La causa más común es por accidentes de tránsito [3].

Estas fracturas son tratadas con métodos de fijación empleando clavo intramedular, fijador externo, reducción abierta, yeso y fijación interna con placa. En la mayoría de los casos se recurre a la reducción y fijación interna haciendo uso de placas de diferentes modelos, tienen varios orificios ovalados y se colocan sobre la superficie de los huesos, son fabricadas de acero inoxidable o titanio y aseguradas con tornillos, produciendo la compresión intrafragmentaria en el foco de la fractura para ayudar a la consolidación ósea [4]. Aunque se han desarrollado novedosos modelos, tales como la placa de bloqueo y la placa de contacto limitado, la placa de compresión dinámica continúa representando una alternativa para muchos cirujanos [5]. Las Placas de Compresión Dinámica (DCP) son dispositivos de osteosíntesis utilizados frecuentemente en corrección de fracturas [6] de las diferentes porciones anatómicas, a través del procedimiento de reducción abierta, una vez consolidada la fractura deben ser retiradas usando procedimiento quirúrgico; sin embargo, muchos pacientes no han querido volver a pasar por una cirugía, por lo que deciden quedarse con la placa, sin considerar que a futuro la placa podría fallar ya que se encuentra soportando cargas producidas por el cuerpo, otro tipo de complicaciones pudieran ser infecciones o nuevas lesiones.

Actualmente, en el Ecuador no existen empresas que se dediquen a la manufactura de las DCP, pero existen casas comerciales que se concentran a la importación y distribución

de placas de osteosíntesis. El costo de una DPC en el país varía desde los \$150 hasta los \$700, depende del material, el número de orificios y la longitud [4] [7].

De acuerdo con lo anterior y como una alternativa para el desarrollo de productos en el país, se propone un trabajo de investigación a través del cual se determine, de manera numérica, la vida útil de un modelo de DCP para fractura diafisaria de fémur.

OBJETIVO GENERAL

Determinar experimentalmente la vida útil de una Placa de Compresión Dinámica (DCP) para la reducción de fracturas diafisarias del fémur.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar los aspectos relacionados con los dispositivos de osteosíntesis empleados en la reducción de fracturas diafisarias en el fémur.
- Diseñar una placa de compresión dinámica en base a los modelos estandarizados.
- Construir la placa de compresión dinámica.
- Validar numéricamente la vida útil de una placa de compresión dinámica.

JUSTIFICACIÓN

La determinación numérica de la vida útil de una placa DCP, es importante si se consideran como referencia a pacientes a quienes no se le ha retirado una DCP después de la consolidación de la fractura. Es importante destacar que este tipo de placas tiene aplicación en humanos y en animales, que someten diariamente este dispositivo a la aplicación de cargas repetidas. Por otra parte, el desarrollo de la presente investigación se fundamenta en los siguientes aspectos:

Ámbito social; los pacientes que por alguna razón se han quedado con una DCP, corren el riesgo de que placa falle ocasionando infecciones, lesiones, molestias. La presente investigación busca mejorar la calidad de vida de los pacientes, dado que con los resultados de esta investigación se determinaría el tiempo de vida útil de una DCP.

Ámbito económico; dado que en el Ecuador existe demanda en los centros hospitalarios públicos el estudio también brindaría información importante que permitiría analizar la posibilidad de implementar empresas que se dediquen a fabricación de

dispositivos de osteosíntesis mejorando las condiciones socioeconómicas, reconociendo la capacidad técnica y tecnológica de los investigadores de estas áreas.

Ámbito académico; la investigación se desarrollará empleando los conocimientos adquiridos durante la carrera siendo las bases para la realización de la investigación, además servirá para futuras investigaciones en el área de bioingeniería.

Ámbito de la investigación; con los resultados obtenidos se podría informar sobre las consecuencias de permanecer con la placa y dar una opción a personas que han decidido quedarse con el implante colocado en su cuerpo. Adicionalmente, el presente estudio permitiría incorporar insumos y criterios técnicos que permitan mejorar el diseño de las placas en función de incrementar la vida útil de estas placas.

ALCANCE

La investigación está limitada al diseño de una DCP para fracturas diafisarias de fémur de una persona adulta, basada en las normas que contienen las especificaciones estándar y los métodos de pruebas de las placas. Para garantizar la resistencia del dispositivo, el análisis mecánico se llevará a cabo a través de un programa basado en el Método de Elementos Finitos (MEF). Finalmente, se construirá un modelo a escala y se realizarán el ensayo numérico para determinar la vida útil de la placa.

CAPITULO I. BASES TEÓRICAS

En el presente capítulo se muestran los antecedentes de la investigación, así como también aspectos anatómicos, biológicos y funcionales que caracterizan al fémur. También se presenta la respuesta ósea bajo la aplicación de cargas que puedan provocar la ruptura del hueso, produciendo diversas formas de fractura. Además, se presentan los métodos de fijación para que se produzca el proceso biológico en la consolidación ósea.

1.1 ANTECEDENTES

De acuerdo con [8] se simuló el comportamiento mecánico mediante un software de cálculo basado en el método de elementos finitos (MEF), de dos fijadores internos, la placa DHS (Dynamic Hip Screw) y un clavo Gamma, empleados en el tratamiento de fracturas de cadera, en la cual se realizaron estudios estáticos, teniendo en cuenta la acción de los músculos y el peso corporal, en cuatro instantes del ciclo de marcha. Además, con base en los estudios estáticos y las curvas S-N tanto para el acero quirúrgico AISI 316L como para el titanio Ti-6Al-4V de cada modelo, se realizaron los estudios de fatiga. Se determinó que en la placa DHS los máximos valores de tensiones se producen en la zona de contacto del último tornillo de cortical con la placa y en el caso del clavo Gamma, los máximos valores de tensiones se producen en la ranura donde se coloca el tornillo de bloqueo distal y en el propio tornillo, además los resultados de fallo por fatiga en la placa DHS fue a los 1,832 millones de ciclos y para el clavo Gamma fue a los 3,539 millones.

Se presentan en [9] tres casos de falla del implante, con la finalidad de demostrar las causas más frecuentes de falla prematura en implantes ortopédicos. Se utilizaron técnicas de evaluación, incluida la microscopía electrónica de barrido y óptica (SEM), para evaluar los aspectos macroscópicos y microestructurales de los implantes fallidos, y se analizó la composición química de cada material. Estas evaluaciones mostraron que los implantes ortopédicos pueden fallar por un error en el diseño del implante que puede provocar concentradores de esfuerzos, o un procedimiento de cirugía inadecuado, al dejar una marca de superficie dejada por una operación de perforación durante el proceso de instalación del implante, actuó como un elevador de tensión y, por lo tanto, se convirtió en un sitio preferencial para el inicio de grietas por fatiga.

En [10], se evaluó la vida de fatiga bajo carga de flexión de una Placa de Compresión de Bloqueo (LCP) de tibia de ocho agujeros fabricada con acero inoxidable 316L en la

cual se utilizó una plantilla de flexión de cuatro puntos para las pruebas de fatiga, aplicando una carga de compresión y así estimar los ciclos de vida de la placa. De acuerdo con los resultados aplicando una carga de compresión de 500 N el número de ciclos es de 450.000 lo que corresponde a 125 días de caminata para el paciente, por lo que se recomienda que el paciente no aplique la carga de caminata completa hasta el cuarto mes después de la cirugía. La grieta se inició desde el borde del orificio de compresión y se propagó desde la superficie inferior a la superior del LCP de acuerdo con las marcas de la playa. Finalmente, la grieta de la superficie fractura se observó mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) en la cual reveló estrías como prueba del crecimiento de grietas por fatiga. Se encuentra que el espacio de estriación cerca del sitio de inicio de la grieta es menor que este espacio lejos de la zona de inicio. La vida útil de propagación de grietas por fatiga se estima en 1.600 ciclos de acuerdo con el número de espacios de estriación.

De acuerdo con [11] se realizó el análisis por elementos finitos de placas de fijación de fracturas de fémur, para obtener la distribución de esfuerzos del fémur con implantes de diferente material de titanio, acero inoxidable, cromo cobalto, para una masa de 70 kg masculino, cuando se somete a cargas de torsión y compresión junto con varias etapas de curación, en fracturas transversales y oblicuas. Del análisis se obtuvo que la carga torsional tiene un efecto significativo sobre la tensión resultante en el sistema de fijación de fracturas. Así mismo, se determinó que al usar el material de titanio en lugar de acero inoxidable y cromo cobalto las tensiones en la placa ósea disminuyen significativamente debido a la flexibilidad de la placa hecha de titanio en comparación con otras placas. Se concluye también que, cuando el tiempo de curación aumenta, la zona fracturada se vuelve más fuerte en comparación con la etapa de curación inicial y la carga puede transferirse al hueso, ya que inicialmente el hueso no puede cargar debido a la inmadurez de la zona fracturada debido a su bajo módulo de Young. Por lo tanto, la tensión que se produce en las placas óseas es relativamente alta incluso en la placa de titanio.

En [12] se realizó el diseño y construcción de una Placa de Compresión Dinámica de acero inoxidable 316L, para la reducción de fracturas diafisarias en el antebrazo. Se determinó la distribución de esfuerzos de von Mises en diversas condiciones de cargas que puede estar sometido el hueso, tales como compresión, flexión y torsión, en el caso de una reducción completa de fractura y en el caso de tener un espacio de 1mm en la zona

de fractura, para ello se empleó un programa computacional basado en el método de elementos finitos. Además, para validar los resultados numéricos se realizó un ensayo experimental aplicando carga a compresión de 50 N a un modelo placa-barra-tornillos mediante la máquina de ensayo GALDABINI 34/M. Se obtuvo que las regiones más vulnerables a la falla en la placa son los orificios obteniéndose las tensiones más elevadas, ya que se comportan como concentradores de esfuerzos, y encontrándose una distribución más o menos uniforme alrededor de todos los agujeros e incrementándose en un 40% aproximadamente en los más cercanos a los extremos de la placa. En el caso de la separación de 1mm en la zona de la fractura, la placa queda expuesta absorbiendo todas las cargas aplicadas, los esfuerzos que se generaron exceden la resistencia de fluencia y última del material bajo cargas de flexión y torsión, siendo capaz de soportar únicamente los esfuerzos de compresión, generándose las tensiones más altas en los agujeros cercanos a la fractura. Con los resultados experimentales se obtuvo un error porcentual de 0,55%, pudiéndose verificar que los resultados son aproximados, y la placa diseñada resiste las condiciones a la cual fue sometida.

En [13] se llevó a cabo un análisis biomecánico de la fijación femoral con el diseño de una Placa de Compresión Dinámica de Contacto Limitado (LC-DCP) de titanio Ti-6Al-4V utilizando el método de elementos finitos, para diferentes modos de carga durante la subida de escaleras. Además, se analizó la protección contra el estrés y la resistencia del fémur fijado con placa de compresión TC4, para lo cual el modelo del fémur obtenido por tomografía computarizada se dividió en dos para simular la fractura del fémur distal. Los resultados demostraron que el esfuerzo máximo de la placa durante el ascenso de escaleras se ubicó cerca de la línea de fractura y cerca de la parte lateral, mientras que el esfuerzo máximo de los tornillos se ubicó en la posición de contacto en la superficie inferior de la placa fijada con el tornillo. La tensión máxima de la placa y los tornillos durante la subida de escaleras no excedió el límite elástico del material. Finalmente, la tasa de protección contra el esfuerzo sin que los tornillos hayan impuesto la precarga en el fémur y la placa es mayor que en el caso que si haya una precarga.

Se presenta en [14] un estudio de caso clínico de una placa de compresión de bloqueo del eje humeral que se produjo una ruptura completa, y se necesitó un reemplazo de implante. Este estudio se realizó mediante el método de elementos finitos, con el fin de determinar los modos de falla de dicha placa, para ello se tomó en cuenta cuatro

escenarios de carga que corresponde a una tendencia de movimiento y, como resultado, a una activación del grupo muscular, y así determinar la distribución de esfuerzos en la placa de compresión de bloqueo, la cual estaba fijada con 8 tornillos, de los cuales cinco tornillos son de bloqueo y tres tornillos son de compresión. En base al mismo modelo de simulación y los mismos parámetros de carga se realizó un análisis de fatiga. Además, el implante fallido fue estudiado para identificar el modo de falla utilizando métodos de investigación de superficie de fractura, estereomicroscopio y microscopía electrónica de barrido. En referencia a los resultados de la simulación, se obtuvo que independientemente del escenario de carga la región crítica era en la sección de la pared del orificio de la placa cerca de la fractura ósea, y justamente en esa sección donde los ciclos mínimos de falla por fatiga ocurrieron. El análisis de falla que se realizó en el implante determinó una falla en modo mixto, por sobrecarga y el aspecto cristalino específico de falla frágil. Se evidenció que se produjo una falla de fatiga inicial seguida de una falla repentina del implante de placa como consecuencia de la caída del paciente. La morfología de la fractura estaba enmascarada principalmente por irritación.

En [15] se realizó un análisis de elementos finitos con el fin de comparar la estabilidad en la construcción, la distribución de tensiones y el micromovimiento de una fractura de clavícula del eje medio mediante la fijación de tres implantes de osteosíntesis; una placa de bloqueo, un clavo intramedular recto y un clavo intramedular anatómico, para lo cual el modelo de clavícula se consiguió mediante tomografía computarizada (TC) de un voluntario masculino, se dividió en dos porciones, así mismo se modeló los tres tipos de fijadores y se realizó el respectivo ensamble de cada caso, se aplicó dos escenarios de carga, compresión axial y flexión en el extremo distal de la clavícula para simular la abducción del brazo, y se fijó el extremo esternal. Los resultados determinaron que, en ambas condiciones de carga, la placa de bloqueo fue más rígida, seguida por el clavo intramedular anatómico, y el clavo intramedular recto fue el más débil. Los tres tipos de fijadores sufrieron un mayor nivel de esfuerzo bajo la condición de carga de flexión que la compresión. Además, bajo la condición de carga a compresión la placa de bloqueo presentó un mayor esfuerzo a diferencia que el clavo recto y el clavo anatómico, mientras que bajo la condición de carga de flexión el clavo intramedular recto presentó un esfuerzo mayor que el resto de los implantes.

1.2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.2.1 Anatomía del fémur

El fémur es el único hueso del muslo, es un hueso largo, voluminoso y resistente. Su forma se adapta a la estación de pie que caracteriza al hombre. Como en todos los huesos largos, se considera que el fémur tiene un cuerpo y dos extremidades, epífisis superior e inferior. El cuerpo presenta tres caras, anterior, lateral, y media. La extremidad superior presenta una cabeza redonda la cual presenta aproximadamente los dos tercios de una esfera, un cuello que presenta un cilindro aplastado de adelante hacia atrás el diámetro vertical es oblicuo hacia abajo y hacia atrás, y un macizo trocantérico constituido por el trocánter mayor y trocánter menor. La extremidad inferior participa en la articulación de la rodilla presenta un cóndilo medial y un cóndilo lateral (ver figura 1.1) [16].

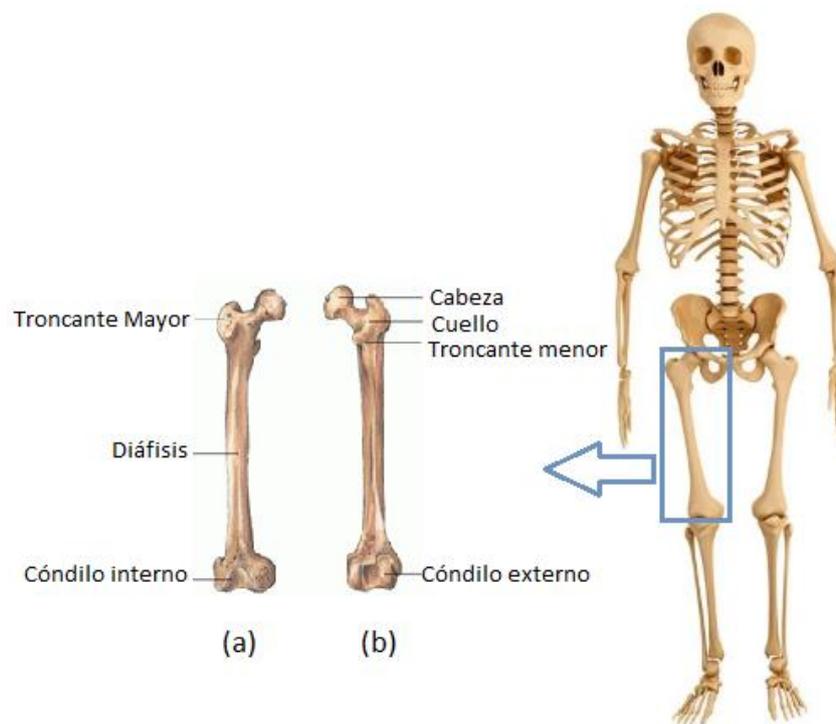


Figura 1.1 Anatomía del fémur; (a) vista anterior, (b) vista posterior

1.2.2 Biología ósea

El hueso es una estructura que incluye células, y una matriz ósea, la matriz extracelular, está formada por sustancias orgánicas como fibras de colágeno y proteínas no colágenas; y sustancias inorgánicas como sales minerales cristalinas y calcio en forma de hidroxiapatita [17]. Los huesos están cubiertos por una membrana ósea que está formada por dos capas llamadas periostio cuya función es proteger la superficie ósea y brindar un

punto de fijación para los tendones y la otra capa es el endostio que reviste el canal interno de los huesos largos, rellenan los espacios entre las células del hueso medular, así como los canales de Havers. El endostio inicia el crecimiento óseo y brindan sustancia nutricional al hueso [18].

Desde el punto de vista macroscópico, según la porosidad, se distinguen dos tipos de tejido óseo:

1.2.3 Hueso cortical o compacto

Está formado por estructuras cilíndricas conocidos como osteonas o sistemas de Havers y laminas que rodean el canal de Havers. El hueso cortical, se encuentra en la diáfisis de los huesos largos como el fémur, el húmero o la tibia y alrededor del hueso trabecular formando la cubierta externa de los huesos planos [19]. Además, el hueso cortical proporciona funciones mecánicas y protectoras [20].

1.2.4 Hueso esponjoso o trabecular

El hueso esponjoso forma el marco interno poroso de los huesos. Contiene médula ósea rica en células madre que es esencial para el crecimiento de nuevo tejido conectivo (por ejemplo, músculo, cartílago, hueso y tendones) y la producción de células sanguíneas [21]. Está presente en los huesos planos y cuboides y en las extremidades de los huesos largos que están formados por placas y puntales llamados trabéculas [17], y está más involucrado en las funciones metabólicas [20].

En la figura 1.2, se pueden diferenciar los dos tipos de tejido óseo.

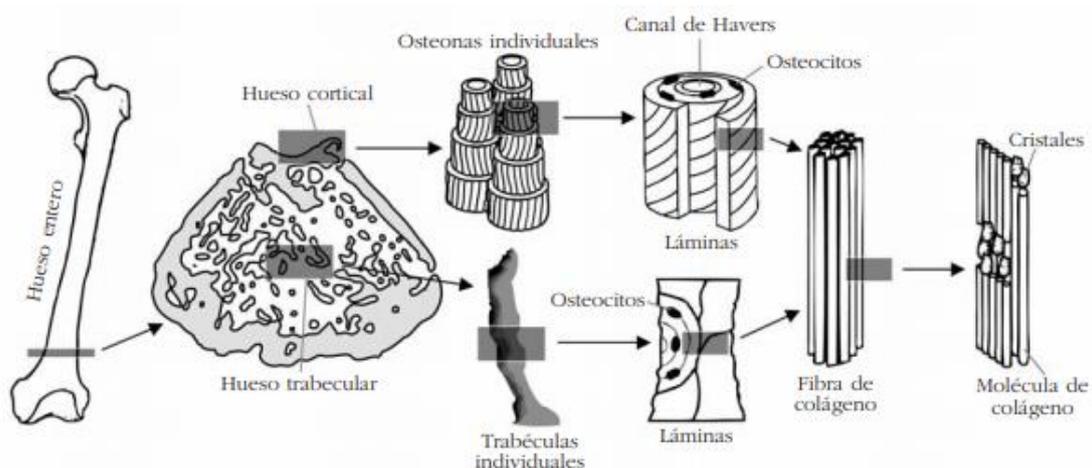


Figura 1.2 Esquema de los distintos niveles de la estructuración del hueso [22].

Adicionalmente, en el tejido óseo existe cuatro tipos de células óseas (ver figura 1.2) encargadas de producir, mantener y modificar la estructura de dicho tejido, son las células que actúan en el mecanismo de reparación de las fracturas.

- Osteoblastos son las células mesenquimales diferenciadas que producen hueso. Se crean en la capa del periostio o en el tejido estromal de la médula ósea.
- Osteoclastos eliminan el hueso, es decir son células encargadas de reabsorción, lo desmineralizan con ácido y disuelven el colágeno con enzimas. Estas células se originan en la médula ósea [19].
- Osteocitos son las células más abundantes del hueso. Poseen forma estrellada y su cuerpo se sitúa en el interior de lagunas, su función principal es la de controlar el remodelado óseo, detectando las variaciones mecánicas de las cargas, fenómeno denominado mecanotransducción [23].
- Células del revestimiento óseo son osteoblastos inactivos que no están enterrados en hueso nuevo. Permanecen en la superficie cuando se detiene la formación de hueso y pueden reactivarse en respuesta a estímulos químicos y / o mecánicos [19].

1.2.5 Fracturas

Las fracturas óseas se pueden definir como la interrupción de la continuidad ósea y cartilaginosa debido a un traumatismo mecánico [1]. También se puede provocar por enfermedades ósea específicas.

1.2.5.1 Clasificación de fracturas

Las fracturas óseas se pueden clasificar en función de diversas características. Según la forma o el patrón de los fragmentos fracturados, las fracturas se dividen en transversales, oblicuas, espirales y conminutas (ver figura 1.3). Otros tipos incluyen compresión o fractura por aplastamiento, fractura por disparo, así como fractura por punción verde y fractura por avulsión. Según la etiología, hay tres tipos de fracturas que incluyen traumática, fatiga y patológica. Finalmente, de acuerdo con la naturaleza de la fractura, se presentan fracturas cerradas y abiertas.

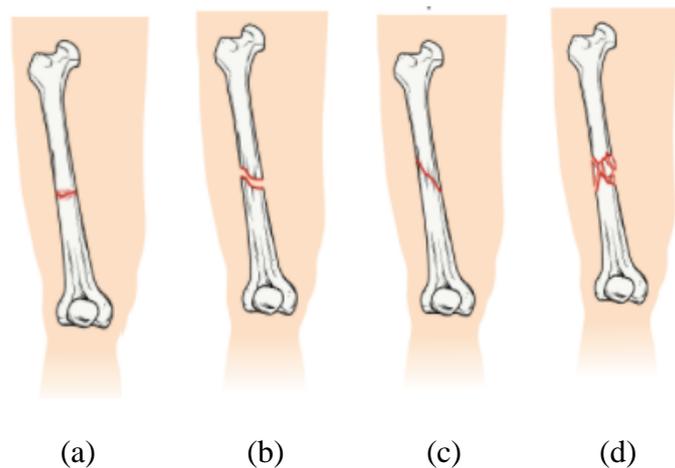


Figura 1.3 Tipos de fracturas según la forma; a) Transversales, b) Oblicua, c) Espiral, d) Conminuta [24].

1.2.5.2 Fracturas en el fémur

La edad de mayor incidencia de fracturas diafisarias del fémur varía según el género: en los hombres se produce más frecuente entre los 15 y 24 por traumatismos de alta energía y en las mujeres a partir de los 75 años por caídas de baja energía [25].

Según la Asociación de osteosíntesis (AO) la ubicación anatómica para fracturas del fémur a nivel de la diáfisis es designado por dos números 32 fémur/diáfisis (ver figura 1.4) [2].

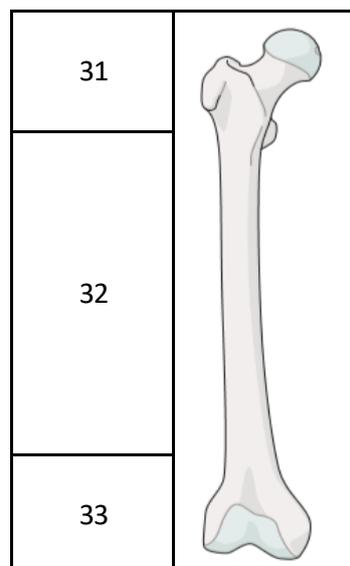


Figura 1.4 Localización anatómica de las fracturas del fémur.

Las fracturas tipo A corresponde a las fracturas simples, que se caracterizan por tener una sola interrupción circunferencial en la diáfisis, en este tipo de fractura se tienen:

fracturas espirales (32A1*), fracturas oblicuas con un ángulo mayor o igual a 30° (32A2*), y fracturas transversales con un ángulo menor a 30° (32A3*) (ver figura 1.5).

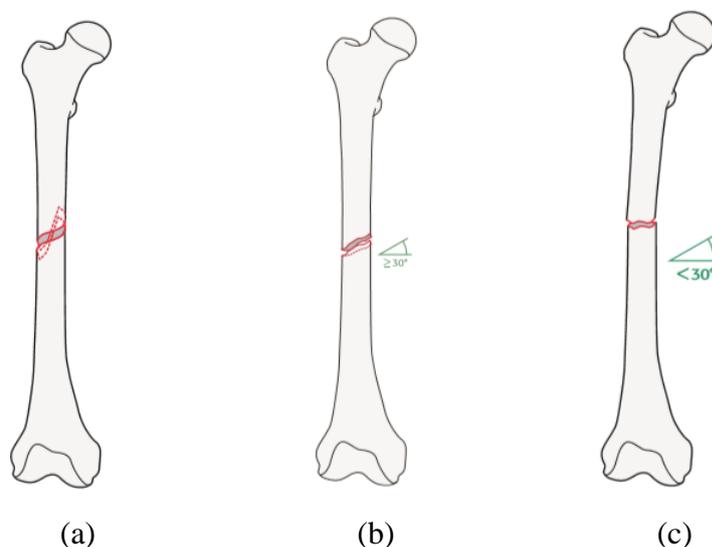


Figura 1.5 Clasificación de fracturas simples a nivel de la diáfisis del fémur; a) Fractura espiral (32A1), b) Fractura oblicua (32A2*), c) Fractura transversal (32A3*) [2].*

Las fracturas tipo B, se caracterizan por el contacto entre los fragmentos principales después de la reducción que generalmente restaura la longitud del hueso. En este tipo de fractura se tienen las fracturas de cuña intacta (32B2*) y la fractura de cuña fragmentada (32B3*) (ver figura 1.6).

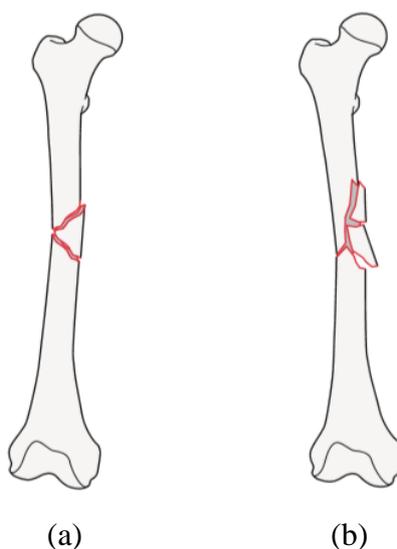


Figura 1.6 Tipos de fractura de cuña a nivel de la diáfisis del fémur; a) Fractura de cuña intacta (32B2), b) Fractura de cuña fragmentaria (32B3*) [2].*

Las fracturas tipo C, consiste en muchas líneas de fractura y fragmentos de fractura, en este tipo de fracturas se encuentran fracturas segmentarias intactas (32C2*) y la fractura segmentaria fragmentaria (32C3*) (ver figura 1.7).

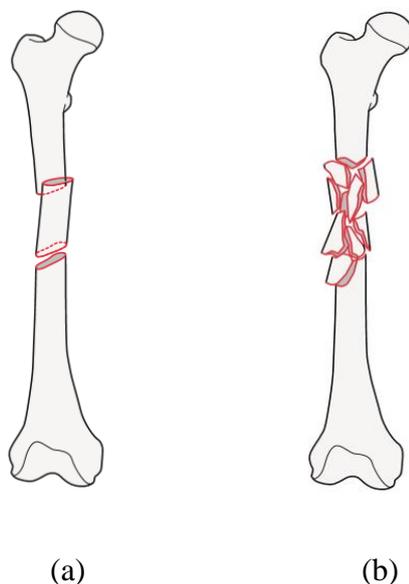


Figura 1.7 Tipos de fractura segmentarias a nivel de la diáfisis del fémur; a) Fractura segmentaria intacta (32C2), b) Fractura segmentaria fragmentaria (32C3*) [2].*

1.2.5.3 Biomecánica y mecanismo de fractura

En una fractura fijada pueden actuar muchas cargas, incluyendo el peso del cuerpo o carga funcional, y las fuerzas incluidas por la tracción muscular y la distensión ligamentosa. Las fuerzas básicas que actúan sobre los huesos largos son compresión, carga transversal, torsión y flexión las cuales producen deformaciones predecibles en su forma. Una fuerza compresiva lleva a un acortamiento de la longitud del hueso, mientras que una fuerza de tensión lo alarga. La torsión provoca rotación del hueso alrededor de su eje, mientras que la de flexión lo dobla en el centro. Las fuerzas y momentos que actúan en un hueso largo durante el uso funcional provocan tres tipos de esfuerzos básicos en el área de cicatrización de la fractura: tensión, compresión y cizallamiento (ver figura 1.8) [26].

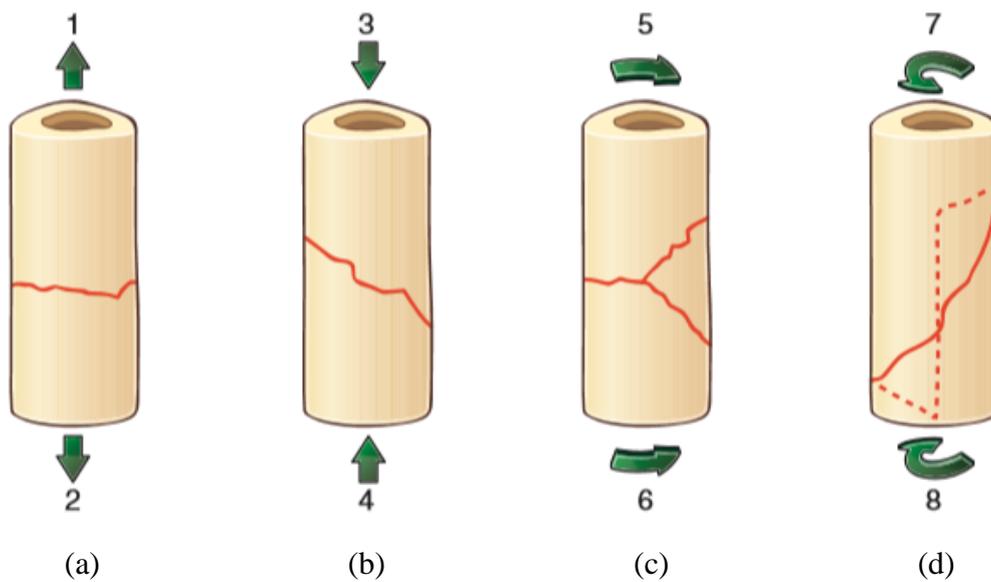


Figura 1.8 Trazos de fractura y principales cargas hacia el hueso; (a) carga de tracción-fractura transversal, (b) carga de compresión-fractura oblicua, (c) carga de flexión-fractura en ala de mariposa, (d) carga de torsión-fractura espiroidal [27].

La rotura del hueso tiene lugar a través de dos mecanismos diferentes:

El primer mecanismo de la fractura aparece por una carga simple, es decir, cuando una carga excede la resistencia límite. Esta fractura puede ser originada por una carga de gran magnitud que sobrepase el índice de seguridad del tejido, o bien por una fuerza pequeña que se aplique a gran velocidad. La diferencia entre ambos al aplicar la fuerza de forma lenta, la línea de fractura es simple, en cambio, si la fuerza ha sido aplicada a alta velocidad se produce una fractura conminuta por estallido (ver figura 1.9) [28].

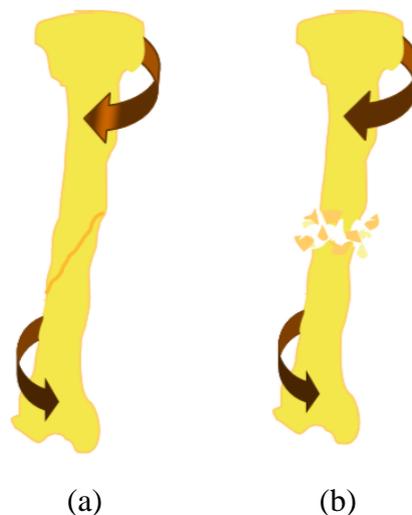


Figura 1.9 Fracturas óseas por carga simple; a) carga lenta, b) carga rápida [28].

El segundo mecanismo de la fractura aparece por múltiples cargas repetidas, en este caso la ruptura del hueso se produce por fluencia o fatiga. Los huesos a menudo soportan cargas más o menos constantes durante períodos prolongados de tiempo y cargas cíclicas que pueden producir microdaños. Si la acumulación de microdaños es más rápida que la reparación mediante remodelación, las microfisuras pueden multiplicarse para producir microgrietas y hasta el fallo del material ósea [19].

1.2.5.4 Consolidación ósea

La consolidación ósea es un proceso natural que tiene la capacidad de reconstituir el tejido lesionado y recuperar su función y forma originales, desde un punto de vista biológico empieza desde el instante de la fractura, este proceso para recuperar la función total puede llevar seis meses o más, especialmente en los huesos largos, el proceso regenerativo se llama callo de fractura. La curación de la fractura se divide en dos grupos: curación de fracturas primarias o directas y curación de fracturas secundarias o indirectas. La curación directa tiende a ser más rápida que una curación indirecta, requiere una reducción anatómica correcta de los extremos de la fractura, sin formación de espacios, y en caso de extrema estabilidad [29]. Este tipo de curación implica la formación de hueso intramembranoso y la remodelación cortical directa sin ninguna formación de tejido externo (callos). Las osteonas (sistema de Havers) que viajan a lo largo del hueso pueden atravesar el sitio de la fractura y cerrar la brecha, colocar cilindros de hueso y progresivamente, la fractura se cura por la formación de numerosas osteonas [30]; mientras que la curación indirecta ocurre cuando no hay suficiente estabilización y el tamaño del espacio es moderado. En este caso, la curación activa las respuestas dentro del periostio y los tejidos blandos externos que forman un callo externo, lo que reduce el movimiento inicial al aumentar la rigidez. Esta curación atraviesa las siguientes fases:

- **Fase inflamación**

Inmediatamente después del trauma, se genera un hematoma, debido a microtraumatismos vasculares locales. La inflamación hace que el hematoma se coagule entre y alrededor de los extremos de la fractura, y dentro de la médula, formando una plantilla para la formación de callos. Los fibroblastos de la zona de la lesión crean una red de tejido de granulación, matriz suave y esponjosa de tejido conectivo y vasos sanguíneos. La

respuesta inflamatoria aguda alcanza su punto máximo dentro de las primeras 24 horas y se completa después de 7 días [29].

- **Fase de consolidación y osificación**

La característica principal de esta fase es la formación de un callo primario (callo blando) que llenan el espacio existente entre los fragmentos óseos. Este tejido se organiza de forma progresiva en el aspecto histológico permite el paso a la siguiente fase la mineralización del callo. La osificación se produce a medida que el callo fibroso es reemplazado por minerales óseos y células óseas formando finalmente el callo duro [27].

- **Fase de remodelado**

La fase de remodelación adapta el hueso a las fuerzas mecánicas al organizar el hueso laminar secundario, es decir convertir el callo óseo irregular en hueso laminar. Histológicamente se trata de reconstruir la estructura ósea haversiana de laminillas concéntricas y el canal medular. Esta fase permite restituir las características morfológicas mecánicas del hueso. Para que este proceso sea correcto es importante un suministro sanguíneo adecuado y un aumento gradual de la estabilidad mecánica [27] (ver figura 1.10).

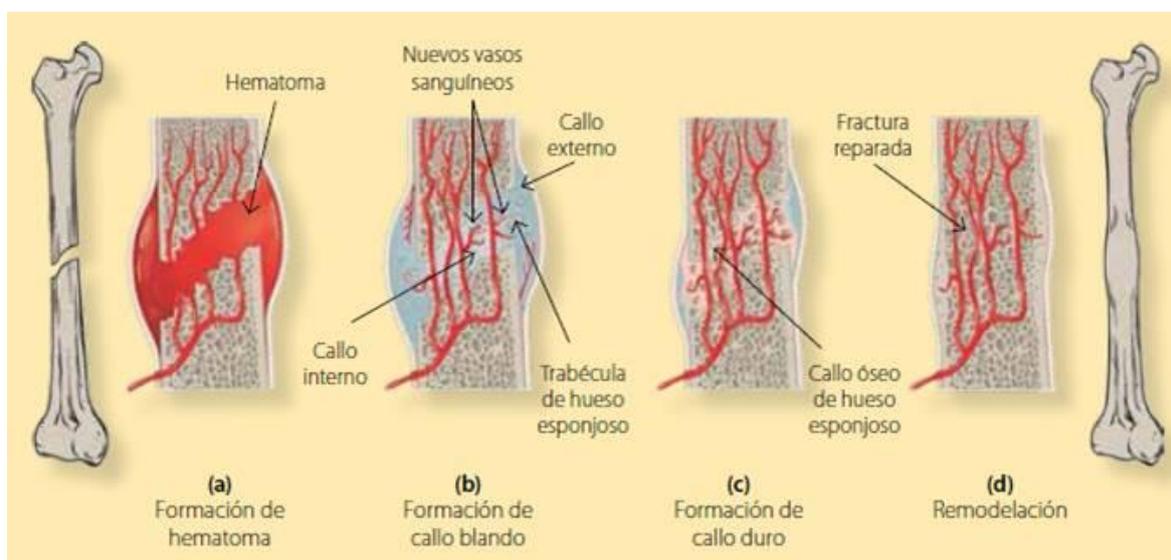


Figura 1.10 Etapas de consolidación ósea [31].

1.2.6 Tratamientos de fracturas

Los diferentes tipos de fracturas son tratados con: a) Métodos cerrados u ortopédico, en los que se hace reducción cerrada, estabilización e inmovilización con yeso y menos

comúnmente con aparatos de tracción. b) Métodos abiertos, en los que la reducción es quirúrgica o percutánea, y se efectúa estabilización y fijación interna con aparatos de osteosíntesis. c) Métodos externos con reducción, estabilización y uso de fijadores externos [32].

1.2.6.1 Elementos en el tratamiento cerrado

- **Yeso**

Se utiliza para mantener las fracturas reducidas en posición, el principio del cilindro hidráulico en donde su forma y rigidez relativa mantienen la longitud y el alineamiento, funcionando como un cilindro que resiste el edema y la deformación (ver figura 1.11).

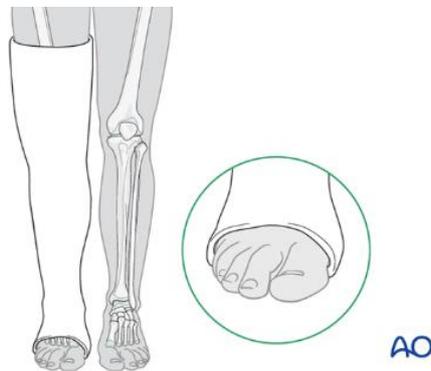


Figura 1.11 Molde circular de yeso [33].

- **Dispositivos de tracción**

En la actualidad, el uso de tracción es limitado. Se utiliza en casos como politraumatismo, recursos limitados, problemas de tejidos blandos, estado del paciente (ver figura 1.12).

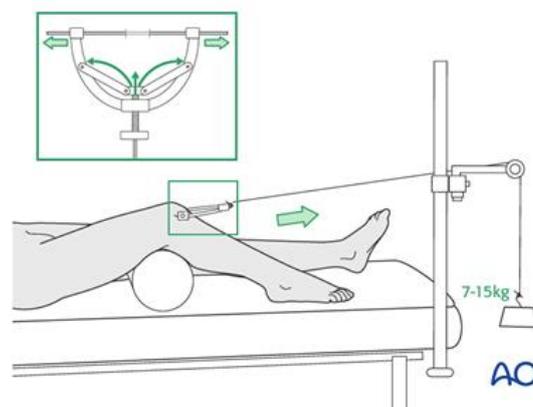


Figura 1.12 Tracción esquelética temporal [34].

1.2.6.2 Fijadores externos

Los fijadores externos consisten en clavos o tornillos metálicos de una longitud tal que puedan atravesar el hueso fracturado y los tejidos muscular y cutáneo. Después de ser alineados uniendo los extremos fracturados, los clavos o tornillos son fijados por medio de una barra externa. Este sistema permite variar, según sea el caso, la rigidez de la fijación durante el período de consolidación de la fractura. Como contrapartida, el empleo de fijadores externos implica el mantenimiento de un acceso a través del tejido cutáneo, con el consiguiente riesgo de infecciones (ver figura 1.13) [35].

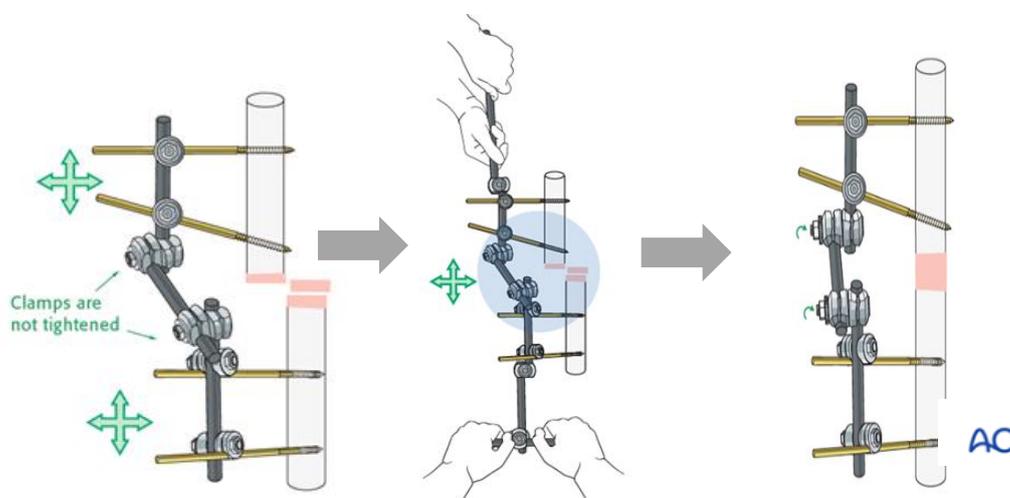


Figura 1.13 Reducción y fijación de una fractura simple, espiral, en el eje de la tibia, utilizando un fijador externo modular [36].

1.2.6.3 Dispositivos de fijación interna

Tal como su nombre indica, son implantados en contacto con el hueso del paciente. Los fijadores de este tipo más empleados son:

- **Clavos intramedulares**

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

generalmente requiere abrir la zona del hueso donde se encuentra la rotura [35]. La principal desventaja de los clavos intramedulares es su inestabilidad mecánica que puede conllevar inestabilidad rotacional, excesiva deformación de la fractura y reducción de la longitud del hueso (ver figura 1.14) [37].

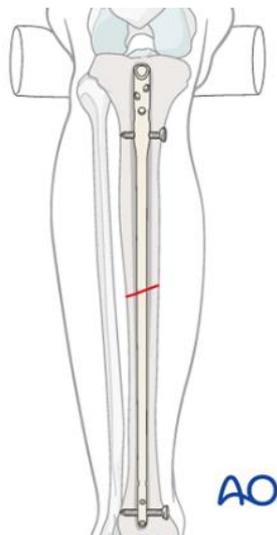


Figura 1.14 Clavado intramedular [38].

- **Placas**

Fueron el primer método desarrollado para la fijación interna de fracturas, actualmente es el implante más usado. Ofrecen una fijación muy estable, pero su colocación afecta al periostio y a los tejidos blandos alrededor de la fractura, además, pueden provocar la reabsorción ósea debido al apantallamiento de tensiones y tienden a fallar por fatiga [37]. Dentro de los modelos de placas más destacados se distinguen:

- **Placas de compresión**

Comprimen los extremos de la fractura, se usan para fijar fracturas estables manteniendo la reducción y compresión. La compresión también se puede alcanzar a través de agujeros de diseño especial o por medio de la colocación excéntrica de los tornillos. Se pueden utilizar conjuntamente con tornillos fragmentarios [32].

- **Placas de compresión dinámica (DCP)**

Diseñadas para proporcionar compresión axial, su funcionamiento es ejercer compresión a través de la inserción excéntrica de los tornillos. Los orificios presentan una inclinación en uno de los extremos. A medida que se ajustan los tornillos de anclaje, la placa se desliza sobre el hueso y atrae los dos fragmentos óseos hasta unirlos. El termino

dinámica se refiere a la compresión de los fragmentos óseos producidos por la carga natural que el cuerpo ejerce sobre los huesos. La zona más débil de estas placas está alrededor de los agujeros ya que es la única zona que se puede doblar [18]. Algunas placas de compresión dinámica tienen agujeros asimétricos lo que permite conseguir la compresión uniaxial; otras cuentan con agujeros simétricos similares a los agujeros de las LC-DCP permite comprimir en ambas direcciones, por lo que la ubicación de la placa no queda restringida por la presencia de la sección central [39]. Por tratarse de la placa de estudio en este trabajo de investigación, en la figura 1.15 se ilustra su principio de funcionamiento.

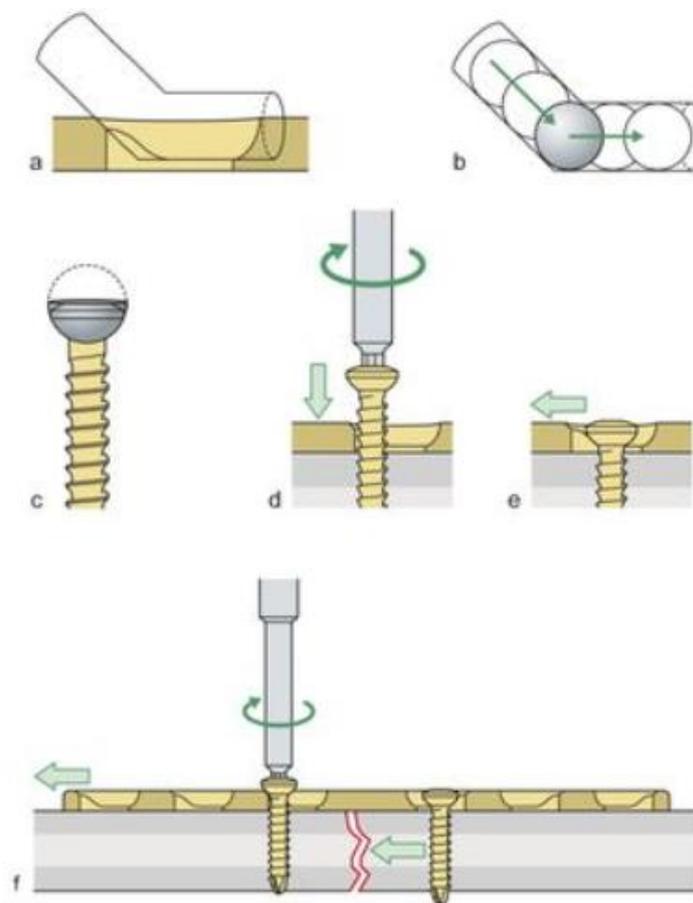


Figura 1.15 Principio de funcionamiento de una placa de compresión dinámica de agujeros asimétricos; las flechas indican el movimiento axial, a través de la inserción del tornillo excéntrico [40].

- **Placas de compresión de bajo contacto**

Es un tipo de placa de compresión de desarrollo reciente, que se diferencia de la DCP por la forma del corte en su superficie inferior, que disminuye la superficie de aposición

alrededor de los agujeros de los tornillos y entre éstos, minimizando la compresión placa-periostio, permitiendo mayor flujo capilar, y ayudando al proceso de cicatrización. Tiene cierto grado de deformación suave y elástica, sin concentrar el esfuerzo alrededor de los agujeros (ver figura 1.16) [41].

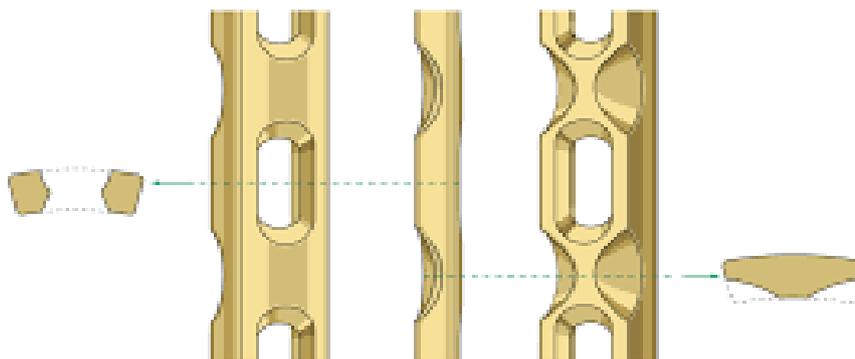


Figura 1.16 Placa de compresión dinámica de contacto limitado (LC-DCP) [42].

- **Placas de reconstrucción**

Una placa de reconstrucción puede doblarse para que se ajuste el contorno de la superficie ósea, se caracterizan por las muescas o cortes entre los agujeros. Las placas de reconstrucción más delicadas pueden moldearse y cortarse a medida manualmente se usan habitualmente en las fracturas craneales, faciales y pélvicas (ver figura 1.17) [18].



Figura 1.17 Placa de reconstrucción [43].

- **Placas de neutralización**

Conocida también como placa estática puentea una fractura con dos fragmentos y se fija en el sitio con tornillos largos. Esta es una forma simple de estabilizar (neutralizar) las fuerzas que actúan sobre los fragmentos óseos sin ejercer ninguna acción mecánica sobre

el trazo de la fractura [18]. Este tipo de placas se usan para soportar fuerzas de corte, cuando la fijación con tornillo de tracción no es suficiente (ver figura 1.18).

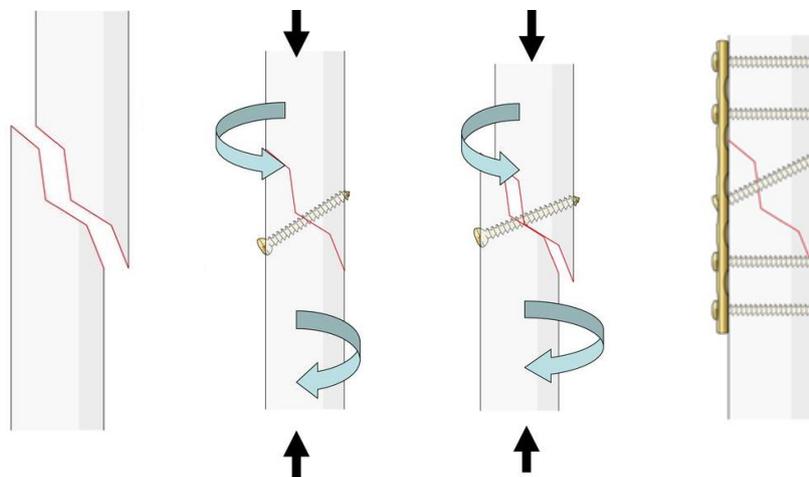


Figura 1.18 Estabilización absoluta mediante una placa de neutralización [40].

- **Placas de contención o sostén**

Se usan en fracturas inestables como soporte del hueso delgado cortical periarticular, frente a las fuerzas de compresión o de carga axial, impidiendo su colapso. Se utilizan en radio distal y platillos tibiales (ver figura 1.19) [32].



Figura 1.19 Placa de sostén en forma de T [44].

- **Placas de compresión de bloqueo**

Los implantes de la placa de compresión de bloqueo (LCP) están indicados para la fijación, corrección o estabilización temporal de huesos en distintas regiones anatómicas. Se caracteriza por su contacto reducido entre la placa y el periostio además los tornillos de bloqueo agarran correctamente en hueso osteoporótico y en fracturas de múltiples fragmentos, su agujero cuenta con una parte roscada junto a un agujero de compresión dinámica (ver figura 1.20) [45].

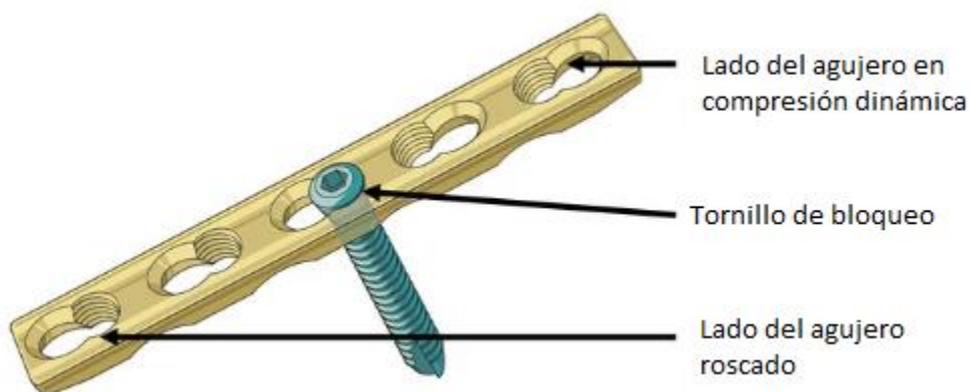


Figura 1.20 Placa de compresión de bloqueo.

1.2.7 Biomateriales

Los dispositivos de osteosíntesis son hechos de varias clases de metales como el acero inoxidable 316L, el titanio o las aleaciones de titanio. La rigidez, su resistencia, su plasticidad, su resistencia a la corrosión y al desgaste deben analizarse como parte integrante de la biocompatibilidad [46]. Los metales utilizados en traumatología tienen propiedades biológicas y mecánicas adecuadas.

En el diagrama esfuerzo-deformación del acero inoxidable 316L y el titanio (ver figura 1.21), se tiene que el titanio y el acero tienen un límite elástico similar, la pendiente en la zona elástica del acero inoxidable es mayor que la del titanio, también el módulo de elasticidad del titanio es inferior al del acero inoxidable, es decir, el titanio es más elástico que el acero, y además el acero es más maleable que el titanio.

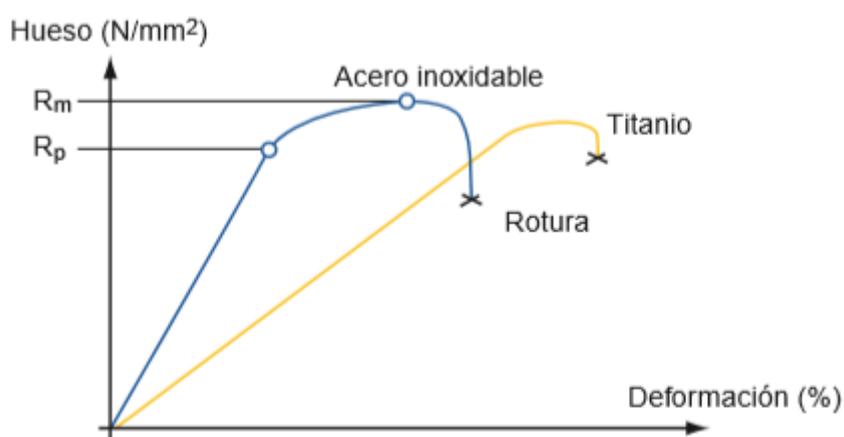


Figura 1.21 Comportamiento de un implante de acero inoxidable 316L y de un implante de titanio [46].

En la curva S-N de un implante de titanio y acero inoxidable (ver figura 1.22), se tiene que, el acero inoxidable tiene una resistencia más alta a la fatiga, el titanio tiene en cambio una mayor resistencia a la fatiga cuando se somete a un elevado número de ciclos.

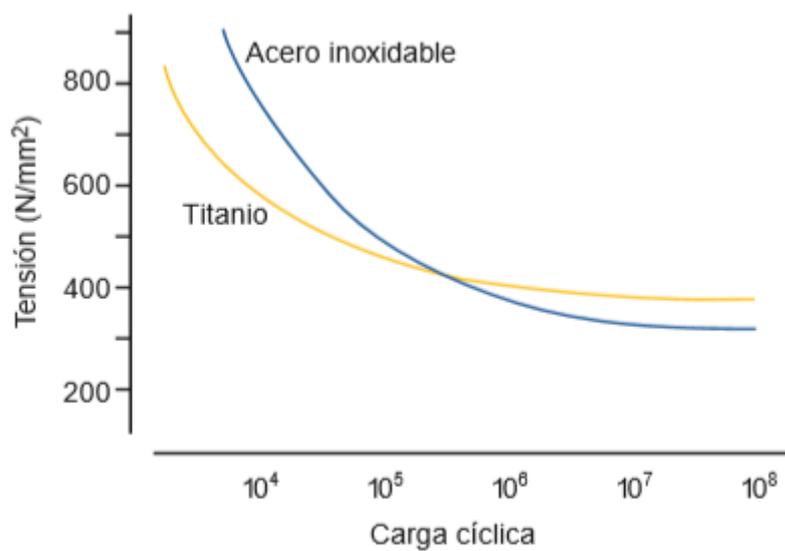


Figura 1.22 Resistencia a la fatiga de un implante de titanio y de un implante de acero inoxidable 316L [46].

CAPÍTULO II. MARCO METODOLÓGICO

En el presente capítulo se muestra de manera detallada la metodología empleada en el desarrollo de esta investigación, en la cual se describen una serie de actividades bien organizadas y sucesivas con el fin de obtener el diseño y la construcción de una placa de compresión dinámica.

2.1 MODELO DE LA INVESTIGACIÓN

El modelo utilizado en este trabajo de titulación se basa en la investigación aplicada, la cual tiene como objetivo el estudio de un problema destinado a la acción, es decir encontrar una solución práctica al problema existente, además, se fundamenta en la investigación de campo la cual tiene como finalidad recoger y registrar ordenadamente los datos siendo las principales técnicas la observación e interrogación [47], además se basa en la investigación descriptiva la cual consiste en describir las características del objeto de estudio [48].

2.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

El diseño de la investigación describe las fases que corresponden al desarrollo completo de una Placa de Compresión Dinámica para la fijación de fracturas a nivel de la diáfisis del fémur.

Fase 1: Investigación.

En esta fase, se evalúa los aspectos relacionados con los dispositivos de osteosíntesis que se emplean en la reducción de fracturas en el fémur a nivel de la diáfisis.

Actividad 1: Investigación anatómica, fisiológica y biológica del fémur.

Actividad 2: Investigación relacionada a la biomecánica y los mecanismos de fractura en el fémur.

Actividad 3: Investigación acerca de implantes que se utilizan en la fijación de fracturas del fémur.

Actividad 4: Realización de entrevistas a personal médico en casas de salud, y personal técnico, además visitas a casas comerciales dedicadas a la distribución de dispositivos de osteosíntesis.

Fase 2: Diseño de la placa DCP.

En esta fase, se diseña la placa de compresión dinámica, se propone un modelo de acuerdo con las cargas, restricciones, y esfuerzos a los cuales se puede someter el dispositivo de osteosíntesis en condiciones de operación, es decir, en la situación en la que la placa se encuentra fija al hueso desde su implantación.

Actividad 1: Selección del tipo de fractura.

Actividad 2: Formulación de las especificaciones del sistema a diseñar.

Actividad 3: Formulación de las alternativas de solución para obtener las dimensiones del modelo.

Actividad 4: Selección de un modelo de placa basados en los criterios y restricciones.

Actividad 5: Elaboración del modelo 3D de la placa con las dimensiones obtenidas en un software CAD, SolidWorks 2018.

Actividad 6: Selección del material.

Actividad 7: Realización del ensamble del sistema tornillo-hueso-placa.

Actividad 8: Elaboración del análisis de esfuerzos y desplazamientos empleado un programa basado en el MEF, SolidWorks 2018.

Fase 3: Construcción de la placa DCP.

En esta fase se procede a la construcción de la placa de compresión dinámica tomando en cuenta el material seleccionado y las especificaciones de diseño, además se realiza la compra de las herramientas para el proceso de mecanizado.

Actividad 1: Generación del código G de la placa diseñada.

Actividad 2: Adquisición del material acero inoxidable 316L.

Actividad 3: Adquisición de las herramientas a ser utilizadas en el proceso de construcción de la placa.

Actividad 4: Ubicación del centro de mecanizado, en el cual se va a construir la placa en función al modelo CAD.

Actividad 5: Selección de la mejor alternativa para la sujeción y soporte del material objeto de la fabricación.

Actividad 6: Construcción de la placa de compresión dinámica.

Fase 4: Validación.

Esta fase tiene como fin comprobar la vida útil de la placa DCP en base a un estudio de fatiga, permitiendo llegar a una solución más confiable y eficiente.

Actividad 1: Realización del estudio de fatiga.

Actividad 2: Análisis de los resultados analíticos (obtenidos a partir del método de elementos finitos).

CPÍTULO III. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el presente capítulo se muestran las especificaciones del sistema a diseñar, con base a las cuales desarrollará el diseño de una placa de compresión dinámica para la reducción y fijación de fracturas del fémur a nivel de la diáfisis, además se emplea el ensamble del sistema placa-hueso-tornillo para llevar a cabo el análisis de elementos finitos del sistema, detallando el material, las condiciones de contorno, el tipo de carga. Así, se obtienen los resultados de distribución de esfuerzos de von Mises, los desplazamientos y el factor de seguridad. Por otra parte, se genera el código G y se describe el proceso de construcción de la placa, para culminar con el proceso de validación del dispositivo.

3.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR

Dimensiones de la placa: Las dimensiones generales están definidas por placas estandarizadas de fabricantes como DePuy Synthes, las características geométricas de los orificios están bajo el estándar ISO 5836.

Material: Con el propósito de reducir costos y tener acceso al material, considerando la biocompatibilidad, el material seleccionado para la placa DCP es el acero inoxidable 316L; siendo uno de los más utilizados en la reducción y fijación de fracturas de los diferentes implantes de osteosíntesis.

Resistencia mecánica: Para el modelo de placa DCP se debe llevar a cabo el análisis de esfuerzos en función de cargas de compresión, flexión y torsión e impacto a los cuales puede estar sometido el implante de osteosíntesis en condiciones normales de operación, es decir cuando el dispositivo se encuentre implantado en el paciente.

Funcionalidad: Los agujeros ovalados de la placa DCP deben ser diseñados de tal forma que, al fijar la placa al hueso con los tornillos corticales, se logre la compresión interfragmentaria en la línea de fractura.

Tipo de fractura: La placa DCP está orientada a la fijación de fracturas simples del fémur, específicamente a fracturas tipo transversales (32A3*) según la clasificación de la AO.

Peso: El diseño estará orientado a la disminución del peso sin afectar la resistencia mecánica de la placa

Costo: La placa a diseñar no debe tener un costo mayor a \$500.

3.2 DISEÑO DE LA PLACA

3.2.1 Descripción de la placa

La placa que se muestra a continuación (ver figura 3.1), cumple con los requerimientos de los especialistas en traumatología los cuales coinciden con los criterios de la Asociación de Osteosíntesis (AO), tanto en número de agujeros, espesor, así como también de perfil ancha, para la fijación de fracturas del fémur a nivel de la diáfisis.

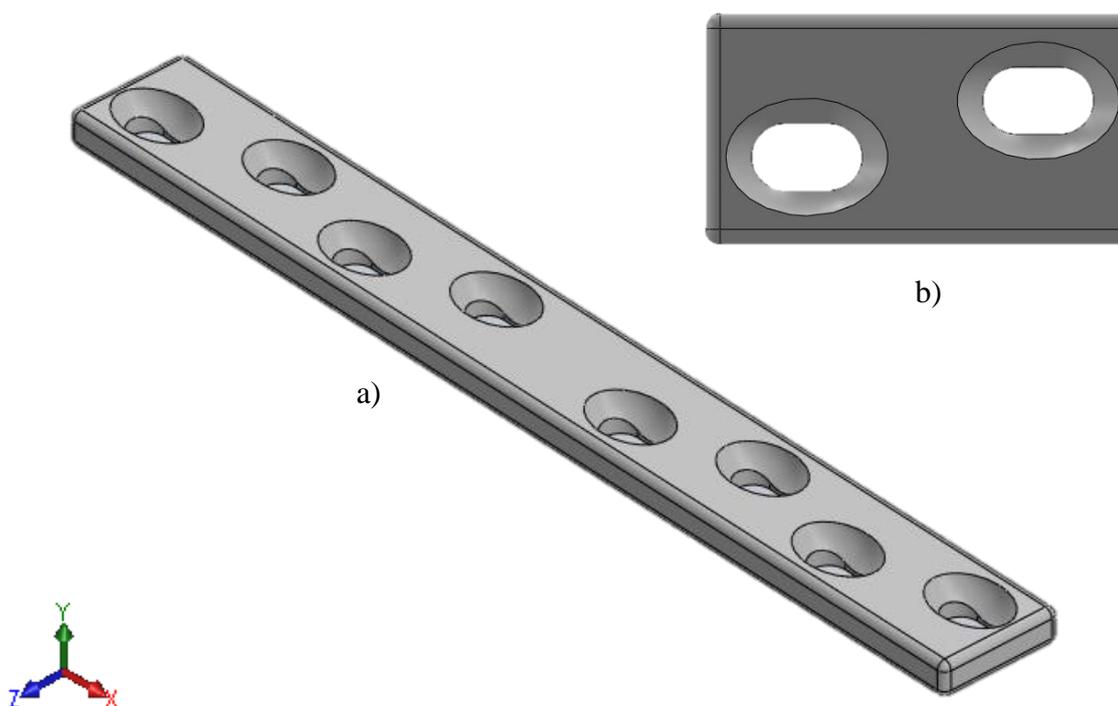


Figura 3.1 Placa de compresión dinámica; a) Vista isométrica, b) Detalle de los orificios ovalados

Las dimensiones generales de la placa DCP, la cual es de 8 agujeros, que permiten fijar la placa al hueso mediante tornillos corticales de 4,5 mm, además cuenta con bordes redondeados, se incluyen en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Dimensiones generales de una placa DCP

Dimensiones	Longitud (mm)
Largo	135
Ancho	16
Espesor	4,5
Distancia entre agujeros laterales	16
Distancia entre agujeros centrales	25
Redondeo en bordes	1

La forma de los agujeros es simétrica, permitiendo la compresión en ambas direcciones [39], la parte central del agujeros es la posición neutral, lo que significa que al insertar el tornillo en esa área no se genera ningún movimiento entre la placa y el tornillo, en cambio en los extremos del agujero es la posición excéntrica consta de un plano inclinado de 35° , permitiendo que el tornillo pueda deslizarse sobre dicho plano, provocando así la compresión en los fragmentos óseos. Para lograr la particular geometría del orificio en forma de medio elipsoide, se aplicó la operación corte recubrir de SolidWorks (ver figura 3.2), la sección transversal de los orificios está bajo el estándar ISO 5836 (ver figura 3.3).

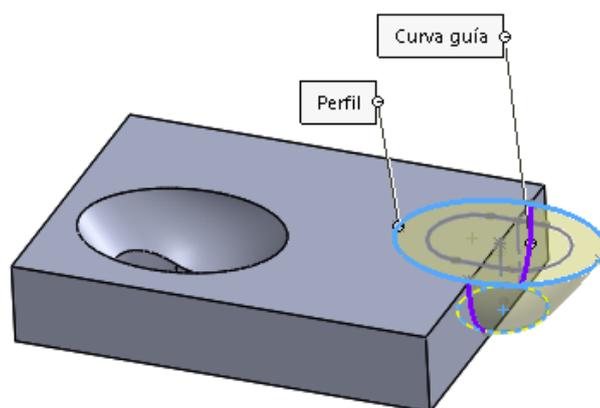


Figura 3.2 Modelamiento de los agujeros ovalados mediante la operación corte recubrir de SolidWorks.

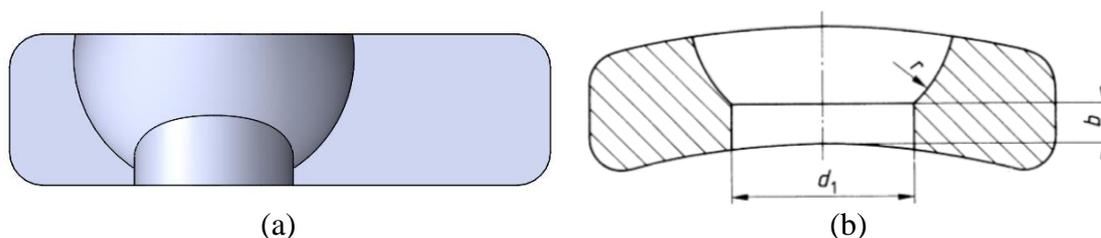


Figura 3.3 Sección transversal del agujero de la placa DCP; a) Modelo diseñado, b) Geometría según el estándar ISO 5836.

3.2.2 Descripción de los tornillos

Los tornillos corticales están bajo el estándar ISO 5853, en el cual se detallan las dimensiones de dos tipos de tornillos HA y HB. Los tornillos HA tienen un paso de rosca estrecho y se usa en hueso cortical, mientras que los tornillos HB tienen su paso de rosca amplio y se usa en hueso esponjoso. Al tratarse de una fractura en la diáfisis femoral, el modelo utilizado es de tornillo cortical 4,5 mm (ver figura 3.4), cuya longitud es tal que atraviesa las dos corticales. Es importante recalcar que en la presente investigación no se están diseñando los tornillos; sin embargo, son parte del análisis del sistema placa-hueso-tornillo.

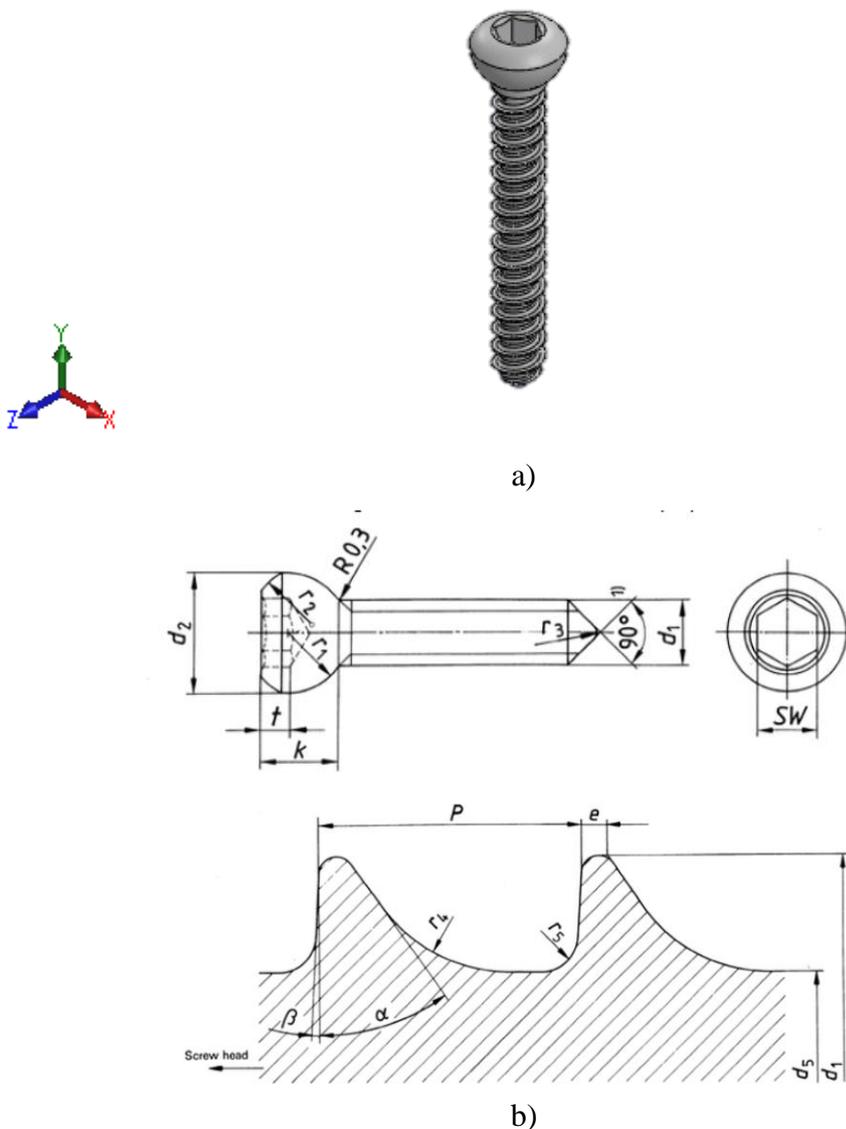


Figura 3.4 Tornillo cortical 4.5 mm; a) Modelo diseñado, b) Geometría según el estándar ISO 5853

3.2.3 Análisis del sistema

El sistema propuesto para el análisis es ensamble constituido por la placa DCP, el hueso y los tornillos (ver figura 3.5), formando un modelo global que permite realizar el estudio de análisis de elementos finitos.

La geometría del fémur tiene una curvatura capaz de absorber una parte de las fuerzas de tracción/compresión, es decir, la cortical de la cara media recibe cargas de compresión, mientras que, la cortical de la cara lateral recibe cargas de tracción durante el apoyo, por lo tanto, si la placa está ubicada del lado de las fuerzas de compresión el apoyo favorecerá a que la fractura tienda a abrirse. Dado lo anterior, la ubicación de la placa será en la cara lateral del hueso que permita la compresión de los fragmentos óseos [27].

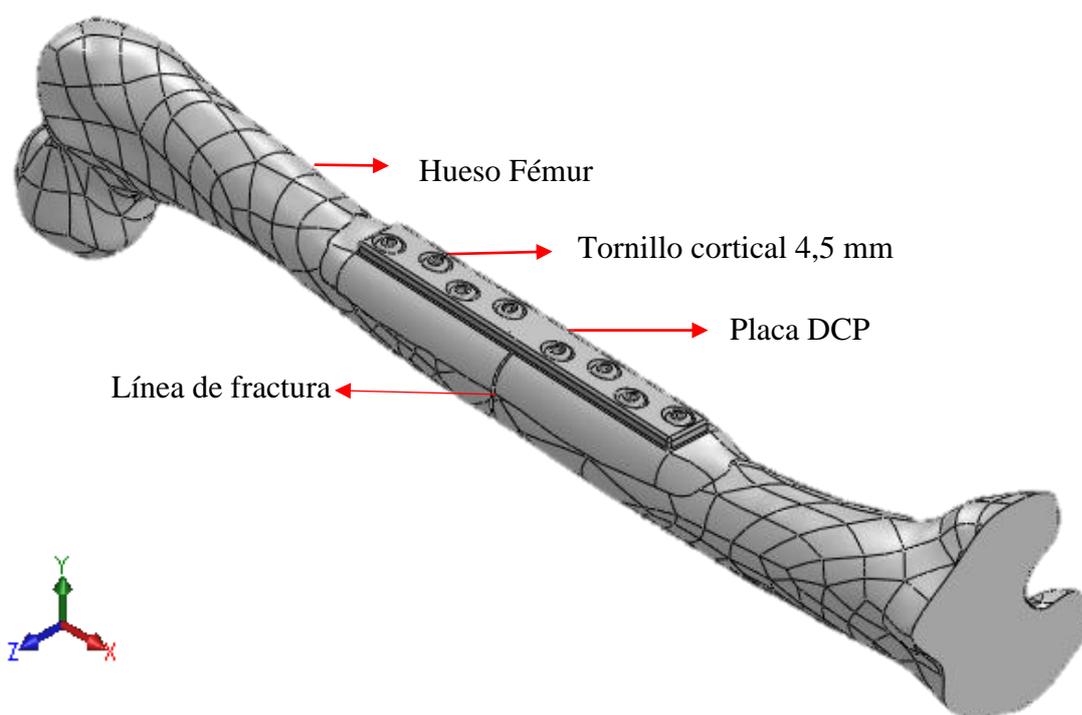


Figura 3.5 Ensamble placa-hueso-tornillo

Placa: Es una placa DCP de perfil ancho de 4,5 mm, de 8 agujeros, situada en la superficie lateral de la diáfisis del fémur, con respecto al eje longitudinal del hueso. La sección central de la placa coincide con la línea de fractura transversal.

Hueso: La geometría y las dimensiones se obtuvieron mediante el proceso de escaneo 3D, de un fémur humano a escala real, en la cual se tiene una longitud de 43,42 cm, que

corresponde a un paciente adulto masculino de una estatura de 167 cm y una masa de 75 kg.

Tornillo: Se utilizan 8 tornillos de 4,5 mm de diámetro de la rosca y 8 mm de diámetro de la cabeza, que atraviesan las dos corticales, los cuales se colocan en una posición neutral, fijando la placa al hueso, dando estabilidad al conjunto.

Se define completamente el ensamble con las relaciones de posición correspondientes tal que se obtiene un sistema global, posteriormente se lleva a cabo la simulación del análisis estático tridimensional en el mismo software SolidWorks considerando un comportamiento estático lineal, se evalúa la distribución de esfuerzos que se presenta bajo cargas constantes de compresión, flexión y carga de impacto.

Los valores de carga que se considera en la presente investigación se muestran en la tabla 3.2.

Tabla 3.2 *Cargas consideradas en el sistema hueso placa tornillo.*

Carga de compresión (N)	Momento flector (N·m)	Momento torsor (N·m)	Carga de impacto (N)
735,75	36,78	5	1.434,71

3.2.4 Materiales

El Acero Inoxidable 316L es un metal biocompatible, es utilizado en la fabricación de muchos implantes de osteosíntesis, tiene la capacidad de resistir cargas elevadas, tanto de manera estática como cíclica. Los elementos principales son Fe, Cr (17-19%), Ni (13-15%), Mo (2,25-3,5%) y C (<0,03%) [46]. Por otra parte, la materia prima es más accesible, y su costo es inferior al de otros metales biocompatibles. Este material es asignado tanto a la placa como a los tornillos en el proceso de simulación.

Las propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316L se muestran en la tabla 3.3, donde: (L) límite elástico, (S) resistencia a la rotura, (A) máximo alargamiento, (E) modulo elástico, (Sf) resistencia a la fatiga y (ν) relación de Poisson.

Tabla 3.3 *Propiedades mecánicas del material 316L, que se emplea en implantes de osteosíntesis [49].*

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

En general el comportamiento del hueso es anisotrópico, pero se puede modelar como un material ortotrópico, esto significa que las constantes elásticas incluyen tres módulos de elasticidad, tres coeficientes de Poisson y tres módulos de rigidez.

Las propiedades mecánicas del hueso cortical se muestran en la tabla 3.4, en la cual se considera al hueso como un material ortotrópico, donde: (E) módulo elástico en GPa, (G) módulo de rigidez en GPa, y (ν) relación de Poisson adimensional.

Tabla 3.4 *Constantes elásticas para el hueso cortical humano [50].*

Hueso Cortical	E1 (GPa)	E2 (GPa)	E3 (GPa)	G12 (GPa)	G13 (GPa)	G23 (GPa)	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
	12	13,4	20	4,53	5,61	6,23	0,376	0,222	0,235

Nota: La dirección tres (3) coincide con el eje longitudinal del hueso (x), uno (1) y dos (2) son la radial (y) y circunferencial (z) respectivamente, (ver figura 3.6).

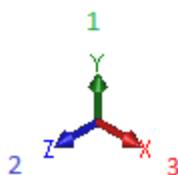


Figura 3.6 Representación de las direcciones que corresponde al sistema de referencia.

La densidad del hueso cortical depende de la porosidad y de la mineralización del material, el valor aproximado del hueso cortical humano es de $1,9 \text{ g/cm}^3$ [22].

3.2.5 Interacciones

Con relación al modelo a simular las interacciones entre la placa DCP, el hueso y los tornillos serán mediante los pares de contacto del tipo superficie-superficie sin penetración y unión rígida; el contacto entre: los tornillos con la placa son de tipo sin penetración mientras que las dos porciones de hueso, la placa con el hueso y finalmente el hueso con los tornillos son de tipo de contacto unión rígida. En el sistema se identifica 8 contactos locales de tipo sin penetración entre los tornillos y la placa (asumiendo que están los 8 tornillos), y 1 contacto global de tipo unión rígida entre las caras que inicialmente se tocan, así tenemos los dos segmentos óseos, la placa y los dos segmentos óseos, y el hueso y los tornillos.

3.2.6 Condiciones de carga para análisis estático

En esta etapa se asignan las condiciones de borde que corresponde a la carga y las restricciones. En el segmento distal del fémur se restringió a 6 grados de libertad de movimiento, además, las cargas son aplicadas en el extremo opuesto de la zona de empotramiento. Cabe recalcar que las cargas no se asignan directamente a la placa, más bien se aplica al hueso, de esta manera los esfuerzos que se generan se transmiten hacia los tornillos y de los tornillos hacia la placa.

3.2.6.1 Caso 1: Carga de compresión

Se considera la aplicación de una fuerza axial de compresión de $F = 735,75 \text{ N}$, que corresponde al peso de la persona, dicha fuerza se ubica en la cabeza del fémur, en dirección X, (ver figura 3.7), si se considera el fémur como una columna excéntrica se tiene la fuerza de compresión en la cabeza femoral dicha carga es excéntrica al eje del hueso.

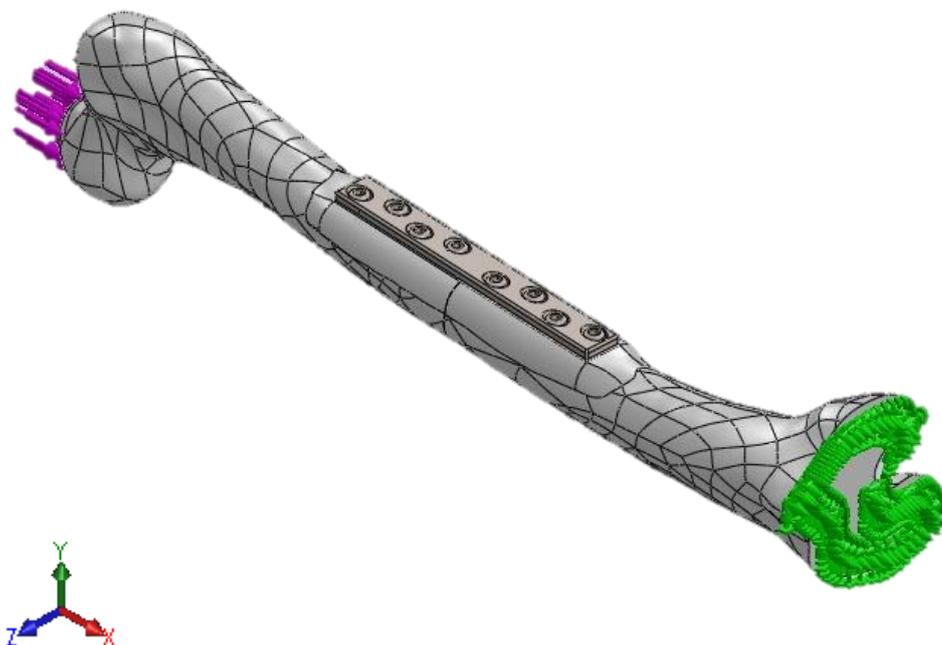


Figura 3.7 Caso 1: Carga de compresión aplicada en la cabeza del fémur correspondiente al peso del paciente.

3.2.6.2 Caso 2: Carga de momento flector

Se supone la aplicación de un momento flector de $36,78 \text{ N}\cdot\text{m}$ considerando la distancia de excentricidad de $0,05 \text{ m}$, es decir la distancia del punto de aplicación de la carga a compresión al eje de hueso. El momento flector se modela como una carga puntual (F_m),

dicha carga se ubica en la parte lateral superior del hueso, y se considera en el plano XY de acuerdo con el sistema de referencia mostrado en la parte izquierda inferior de la figura 3.8, además; es el plano más crítico en el cual tiende a producir una fractura. El valor de esta fuerza se determina a partir de la ecuación 3.1:

$$M = Fm \cdot L \quad (3.1)$$

Donde L es la longitud total de la suma del segmento proximal y del segmento distal, lo que se obtiene de la expresión (3.1) que $Fm = 84,724 \text{ N}$.

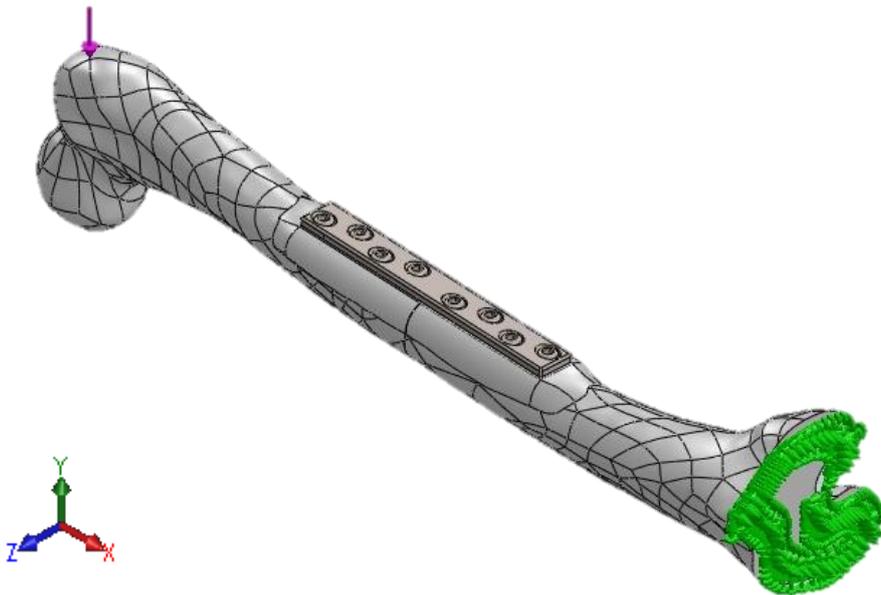


Figura 3.8 Caso 2: Momento flector aplicado en el plano XY.

3.2.6.3 Caso 3: Carga de momento torsor

Se propone la aplicación de un momento torsor de $5 \text{ N}\cdot\text{m}$, alrededor del eje de la diáfisis del hueso en sentido de las manecillas del reloj (ver figura 3.9). La carga torsional puede provocar una fractura en espiral a lo largo de la diáfisis del hueso, esto se produce cuando una persona se encuentra de pie y realiza un giro violento del cuerpo.

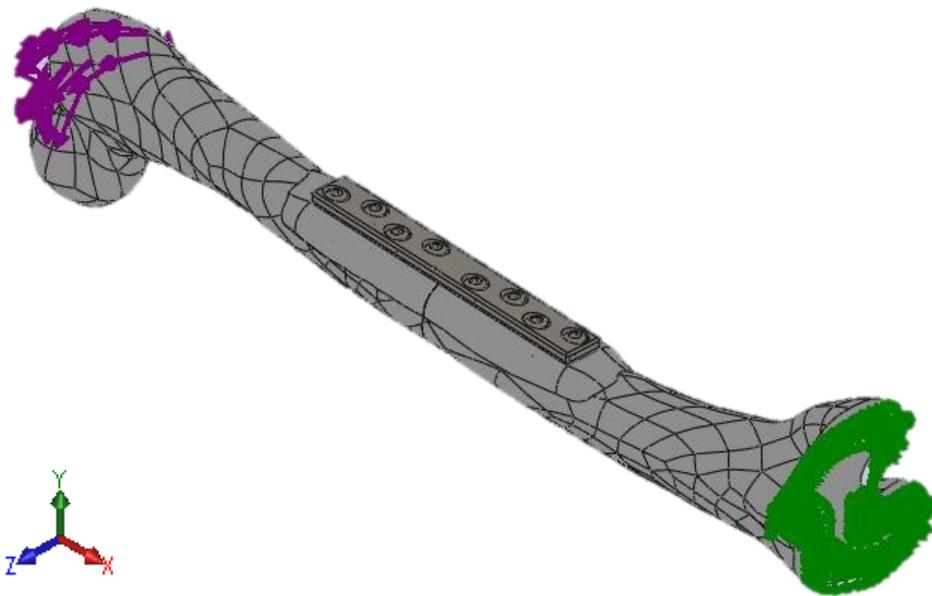


Figura 3.9 Caso 3: Momento torsor aplicando alrededor del eje del hueso en sentido horario.

3.2.6.4 Caso 4: Carga de impacto

Para este caso se estima una carga a de impacto a compresión que se produce al bajar caminado las escaleras. Se establece que dicha actividad corresponde a un factor de impacto de 2,60 [51]; por lo cual se determina que la carga generada corresponde a 1.434,71 N, de igual manera se ubica en la cabeza del fémur en la dirección X, (ver figura 3.10).

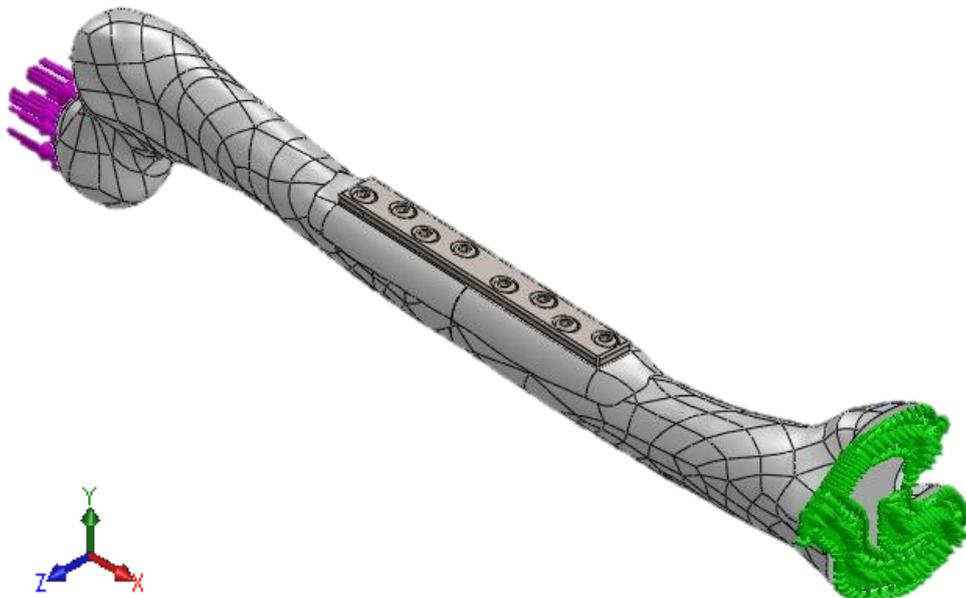


Figura 3.10 Caso 4: Carga de impacto aplicado en la cabeza del fémur

3.2.7 Modelos propuestos para el análisis

3.2.7.1 Modelo 1: Porciones óseas unidas

El primer modelo que se considera para el análisis del sistema hueso-placa-tornillo, corresponde a la consideración de los dos segmentos óseos en contacto, haciendo referencia al momento de la cirugía en el cual el médico especialista fija la placa al hueso y aprieta los tornillos hasta lograr la unión de los huesos fracturados. Para los análisis del modelo 1 se consideran en cuenta las cargas de compresión, flexión, torsión e impacto.

3.2.7.2 Modelo 2: Porciones óseas separadas 1 mm

El segundo modelo para el análisis del sistema hueso-placa-tornillo, corresponde a tener una separación de 1 mm entre los segmentos óseos, esta situación puede ocurrir cuando en la intervención quirúrgica no es posible conseguir la compresión interfragmentaria en las porciones óseas, por lo tanto, al fijar la placa al hueso con dicha separación, la placa actúa como puente entre los dos segmentos óseo [4]. Para este análisis se considera los casos de carga de compresión, flexión, torsión.

3.2.8 Discretización del sistema por elementos finitos

Por las características geométricas del sistema hueso-placa-tornillo y dada la particularidad geométricas de los agujeros en la placa y en la rosca de los tornillos, se debe crear un mallado basado en curvatura para todo el conjunto empleando elementos sólidos tetraédricos, dicho mallado permite crear más elementos en zonas de mayor curvatura automáticamente, la malla cuenta con un número finitos de elementos y estos elementos comparten puntos en común denominados nodos; cada nodo tiene tres grados de libertad que representan las traslaciones en tres direcciones ortogonales. SolidWorks utiliza las direcciones X, Y y Z del sistema de coordenadas cartesiano global para la formulación del problema (SolidWorks versión 2018).

Se realiza el primer mallado con un tamaño de elemento estándar, en el cual se aplicó un control de malla en las zonas cercanas a los orificios debido a que es donde se presentan los máximos esfuerzos, posteriormente se refina la malla con el fin de alcanzar la convergencia del modelo. Para obtener el análisis de sensibilidad del modelo, se debe determinar el error porcentual entre las distintas discretizaciones, para esto se emplea la ecuación 3.2.

$$E = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} * 100 \quad (3.2)$$

Donde σ_n representa el valor del esfuerzo máximo del mallado actual y σ_{n-1} representa el esfuerzo máximo del mallado anterior, el error porcentual obtenido corresponde a un estado de carga a compresión con una magnitud de 735,75 N. Los resultados se muestran en la tabla 3.5.

Tabla 3.5 *Datos obtenidos con respecto a la discretización por elemento finitos*

Número de malla	Esfuerzo máximo de von Mises (MPa)	Número de elementos	Error porcentual (%)
1	120,135	97774	
2	124,376	98916	3,53
3	125,677	99822	1,05
4	124,748	105382	-0,74
5	125,409	107309	0,53
6	125,73	112759	0,26
7	123,767	122156	-1,56
8	124,632	126670	0,7
9	125,369	130904	0,59
10	124,895	143414	-0,38
11	125,099	151022	0,16

En la gráfica de la figura 3.11 se observa la sensibilidad del modelo con base a los resultados por el análisis de elementos finitos. Se observa que la curva permanece estable desde el primer mallado, con un error porcentual menor al 5 %. Los esfuerzos máximos obtenidos de cada malla tienden a valores aproximados a 124 MPa.

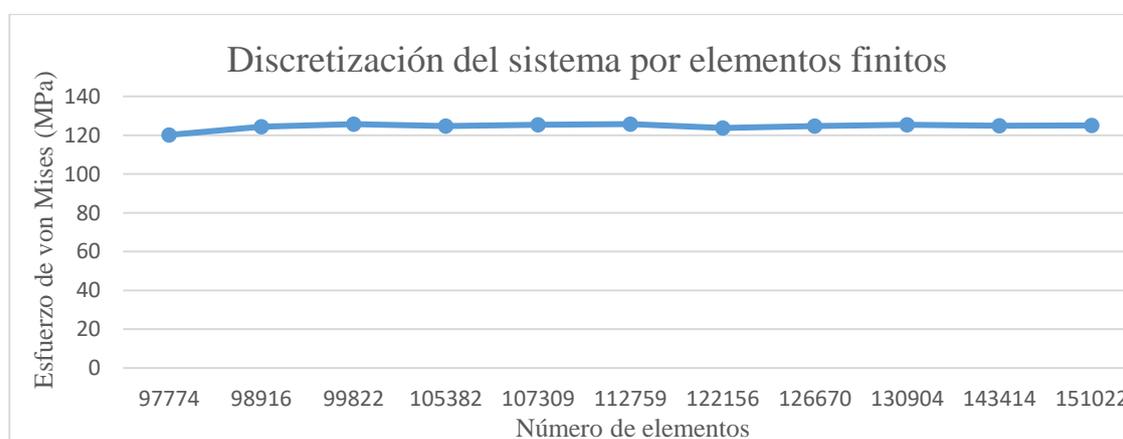


Figura 3.11 *Representación gráfica de la discretización por elementos finitos*

Se obtiene una discretización del sistema hueso-placa-tornillo con un total de 143414 elementos, un tamaño de elemento de 7,612 mm, el control de malla en la sección de máximo esfuerzo tiene un tamaño de elemento de 1,77016344 mm. El mallado para la discretización seleccionada se observa en la figura 3.12.

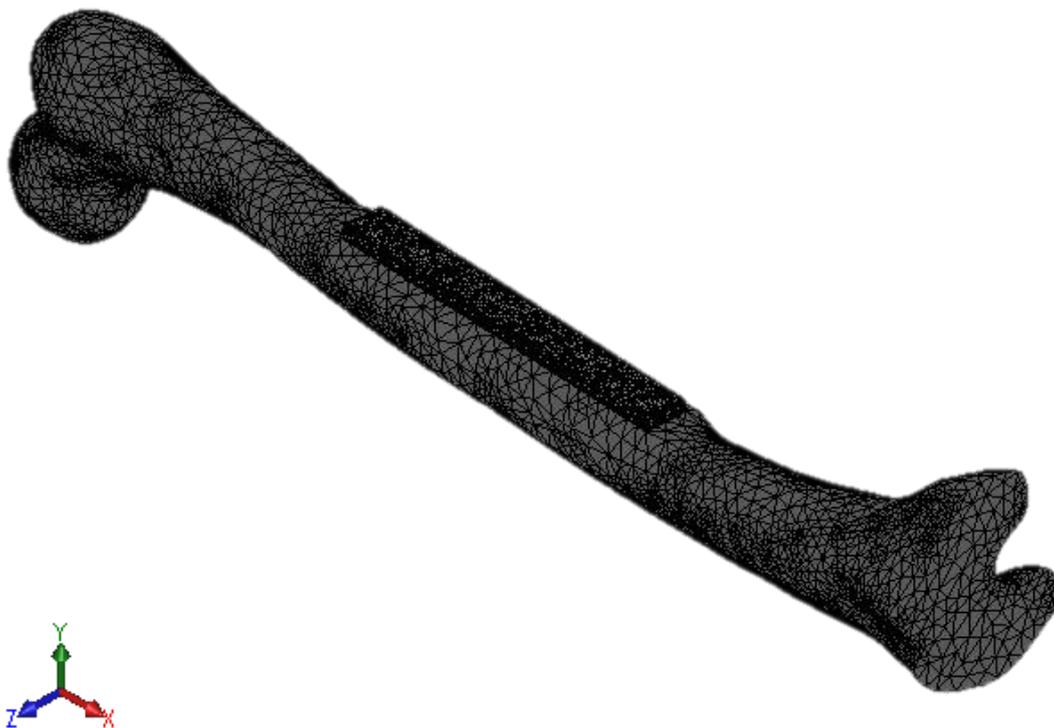


Figura 3.12 Mallado del modelo con 143414 elementos

3.2.9 Simulación por fatiga

La simulación por cargas de fatiga tiene como propósito determinar la vida útil, estimada en número de ciclos de la placa, para ello se utiliza el programa SolidWorks 2018, llevando a cabo el siguiente procedimiento:

- Se requiere asociar un estudio estático de referencia donde se definan las condiciones de contorno y se obtenga el máximo y mínimo esfuerzo de von Mises, de este modo el software calcula la tensión alterna a partir de los resultados de tensiones obtenido en el análisis estático, en este caso se toma como referencia el estudio estático del caso de carga a compresión, haciendo referencia a la carga y descarga que se produce por el peso corporal durante la caminata (ver figura 3.13).
- Se define la curva S-N del acero inoxidable 316L, así como también del hueso cortical las cuales se obtuvieron de trabajos previos [52] [53].

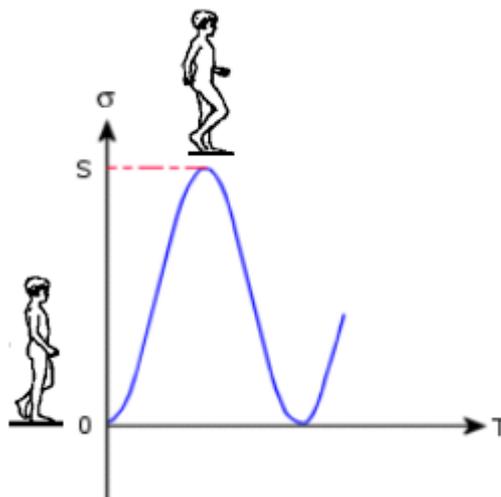


Figura 3.13 Carga cíclica durante la marcha.

- En relación con el establecimiento de las propiedades para la simulación se consideró el método de Soderberg como criterio de falla, siendo el más conservador y utilizado en materiales dúctiles.
- Para determinar el límite de resistencia a la fatiga de la placa el programa requiere la determinación de los factores que modifican la resistencia, que multiplicado por el estimado teórico se obtiene el límite de resistencia a la fatiga corregido de la pieza en cuestión, como lo indica la ecuación 3.3 [54], esto es necesario debido a que los valores para determinar la resistencia y límite a fatiga se obtienen mediante ensayos muy controlados en máquina rotativa con probetas cuyas características son específicas, no es posible esperar que una pieza mecánica o estructural que tiene un tipo de construcción y una forma de trabajo iguales al límite de resistencia a la fatiga de la probeta.

$$Se = Ccarga * Ctamaño * Csup * Ctemp * Cconf * Se' \quad (3.3)$$

Donde:

Se = límite de resistencia corregido

Ccarga = factor de modificación por la condición superficial

Ctamaño = factor de modificación por el tamaño

Csup = factor de modificación por la carga

Ctemp = factor de modificación por la temperatura

C_{conf} = factor de confiabilidad

Se' = limite de resistencia de una probeta de ensayo de viga rotativa

- Asociando los datos descritos en la ecuación 3.3 con los parámetros requeridos por el programa SolidWorks, el producto de los factores de que modifican la resistencia a la fatiga se denominan Kf_s , como lo expresa la ecuación 3.4.

$$Kf_s = C_{carga} * C_{tamaño} * C_{sup} * C_{tem} * C_{conf} \quad (3.4)$$

- Cada uno de los parámetros indicados en la ecuación 3.4 deben ser particularizados a las condiciones de análisis de la placa, como sigue:

Debido a que la carga que se está tomando en cuenta para la simulación es de compresión, el factor de modificación de carga es:

$$C_{carga} = 0,70 \quad (3.5)$$

El factor de tamaño se obtiene de la ecuación 3.6

$$\begin{aligned} \text{para } d \leq 8 \text{ mm} \quad C_{tamaño} &= 1 \\ \text{para } 8 \text{ mm} < d \leq 250 \text{ mm} \quad C_{tamaño} &= 1,189 d^{-0,097} \end{aligned} \quad (3.6)$$

La placa al tener una geometría diferente a una pieza cilíndrica, y a un tamaño superior a 8 mm, el factor de tamaño se obtiene de la siguiente manera:

$$d_{equiv} = \sqrt{\frac{A_{95}}{0,0766}} \quad (3.7)$$

Donde:

d_{equiv} es el diámetro equivalente de la muestra de la viga giratoria para cualquier sección transversal y A_{95} es la porción del área de la sección transversal no redonda sometida a un esfuerzo de entre el 95 y 100 % de su esfuerzo máximo.

El área de la sección trasversal de la placa es $39,15 \text{ mm}^2$ y reemplazando en la ecuación 3.7 se obtiene:

$$d_{equiv} = 22,61 \text{ mm} \quad (3.8)$$

Entonces reemplazando la ecuación 3.8 en 3.6 se obtiene el factor de tamaño igual a:

$$C_{\text{tamaño}} = 0,878 \quad (3.9)$$

El factor de modificación por la condición superficie se obtiene de la expresión 3.10, donde S_{ut} es la resistencia última a la tensión del material (467 MPa), a y b son valores que se encuentran en la tabla 3.6. El acabado del material es laminado en frío

$$C_{\text{superficie}} = aS_{ut}^b \quad (3.10)$$

Tabla 3.6 *Coefficientes del factor de superficie poner referencia.*

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	Sut (kpsi)	Sut (MPa)	
Esmerilado	1,34	1,58	-0,085
Maquinado o laminado en frío	2,7	4,51	-0,265
Laminado en caliente	14,4	57,7	-0,718
Como sale de la forja	39,9	272	-0,995

De la expresión 3.10 se obtiene:

$$C_{\text{carga}} = 0,908 \quad (3.11)$$

Se considera que la placa estará bajo condiciones de temperatura ambiente por lo cual:

$$C_{\text{temp}} = 1 \quad (3.12)$$

Debido a que se requiere que la placa cumpla con los requerimientos de resistencia el factor de confiabilidad que se toma en cuenta es del 99%, por lo cual se tiene:

$$C_{\text{conf}} = 0,814 \quad (3.13)$$

- Finalmente, sustituyendo los parámetros en la ecuación 3.4 se obtiene que el factor de reducción de resistencia a la fatiga, que se utiliza para la simulación, el cual da como resultado:

$$k_f = 0,454 \quad (3.14)$$

Introduciendo los datos requeridos por el programa se obtienen los resultados correspondientes a los ciclos de vida para la simulación de fatiga que se muestran en la figura 3.14. Se puede observar que para el estado tensional al cual fue sometido, no se produce falla en la placa hasta superar los $1,74 \times 10^6$ de ciclos. Según [55], el número

de ciclos al cual puede estar sometido un implante de osteosíntesis, para un paciente que realiza actividades normales durante el periodo de un año, es de 1×10^6 de ciclos.

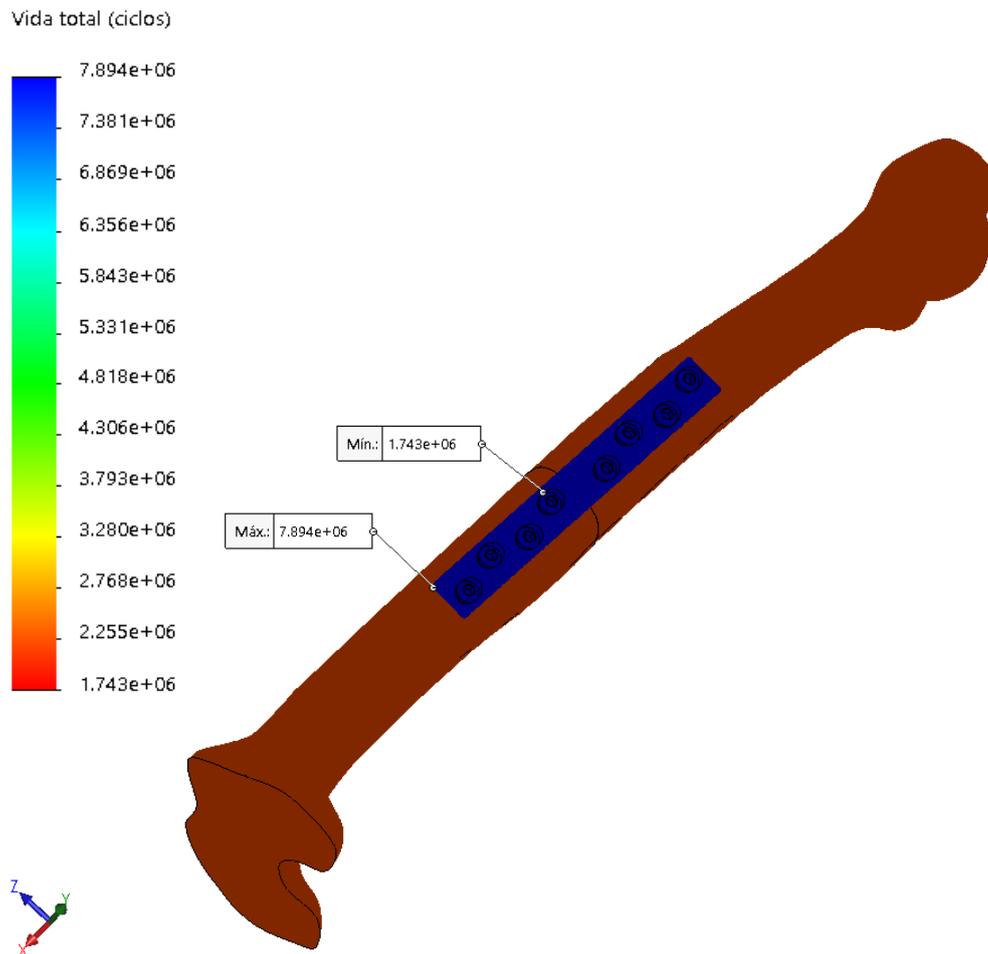


Figura 3.14 Ciclos de vida de la placa DCP

En la figura 3.15 se muestra el detalle de la región donde se iniciaría la falla de acuerdo un número de ciclos de $1,74 \times 10^6$ ciclos de esfuerzos, ubicado alrededor del agujero más próximo al foco de la fractura; mientras que el resto de la placa podría soportar hasta $7,894 \times 10^6$ ciclos de esfuerzos. El resultado obtenido era el esperado ya que en la zona donde se encuentra el agujero hay menor área que resiste la carga y por lo tanto es más susceptible a la falla.

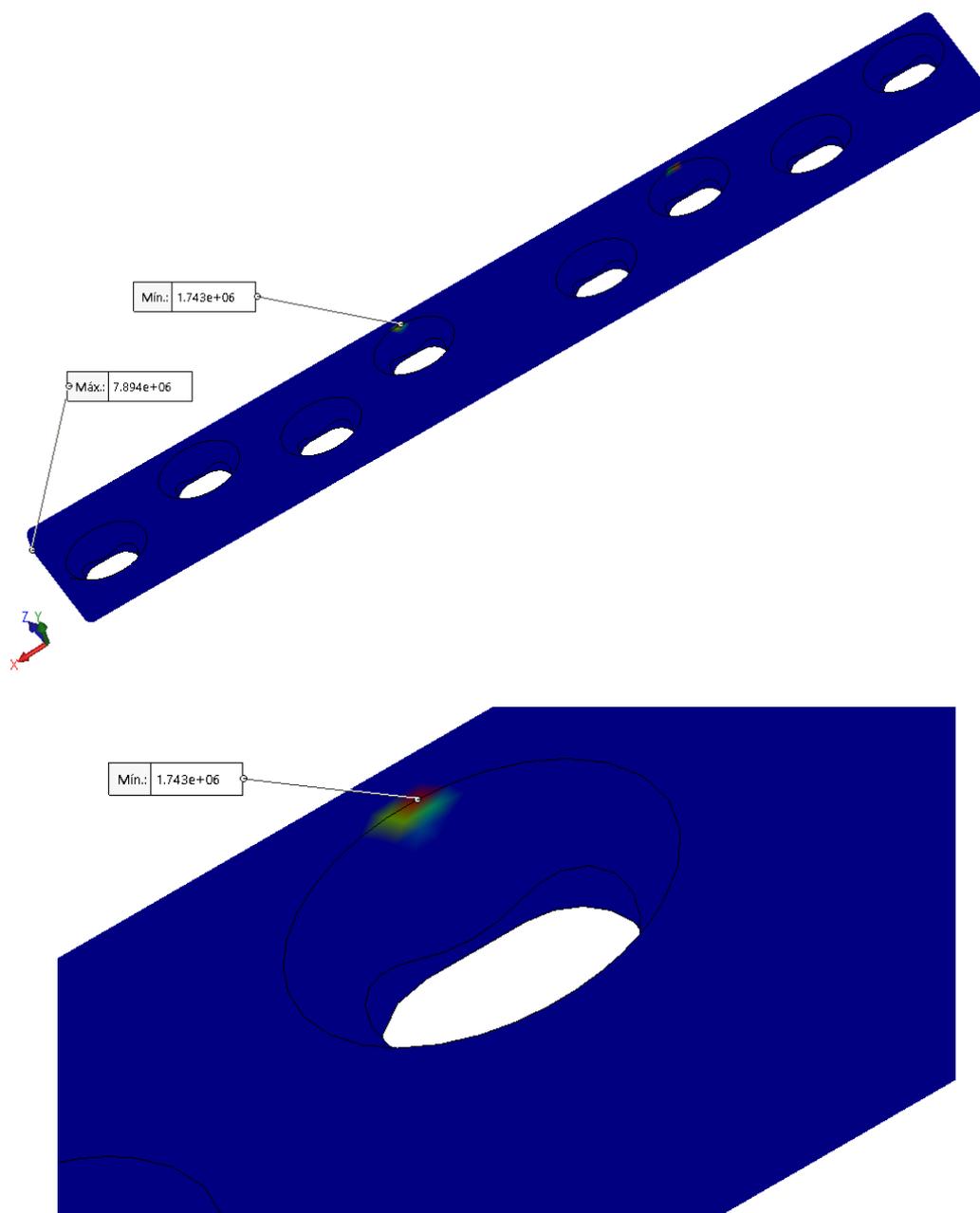


Figura 3.15 Detalle del lugar donde se presenta la falla por fatiga

3.2.10 Resultados y análisis para condiciones estáticas

Para cada uno de los casos considerados en la sección 3.2.6 se realizan simulaciones hasta obtener los esfuerzos de von Mises. Este criterio de falla establece que para materiales dúctiles la falla por fluencia ocurre cuando la energía de deformación en una unidad de volumen es igual o mayor que la energía de distorsión del mismo material [54].

El software SolidWorks 2018, muestra en una escala de colores los resultados de los esfuerzos y desplazamientos; teniendo así en color azul los esfuerzos mínimos y en color

rojo los esfuerzos máximos, además se puede representar en el mismo modelo los valores máximos y mínimos mediante etiquetas.

A continuación, se muestra la distribución de tensiones que corresponde al primer modelo de análisis del sistema hueso-placa-tornillo.

En la figura 3.16 se puede observar las tensiones que se producen al aplicar la carga de compresión correspondiente al peso de la persona, se puede notar que los esfuerzos están distribuidos en toda la placa, así mismo se muestra el máximo esfuerzo alrededor del orificio de la placa más próximo a la línea de fractura, con un valor de $\sigma_{compresión} = 124,9 \text{ MPa}$.

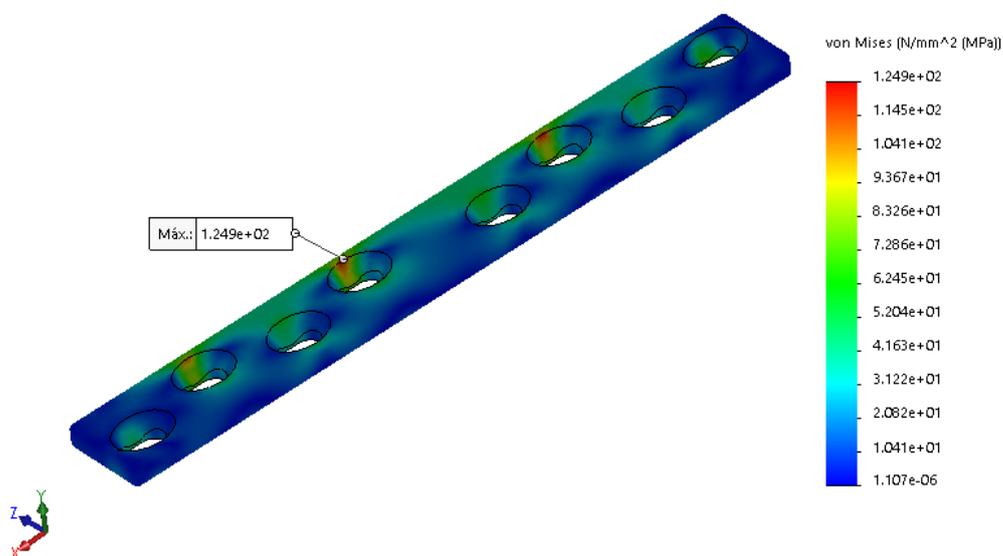


Figura 3.16 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de compresión del primer modelo.

En la figura 3.17 se observa la distribución de esfuerzos cuando el modelo está sometido a un momento flector en el plano XY. Se observa que la distribución de tensiones es más uniforme en toda la placa, en comparación con las obtenidas en el caso 1; así mismo se muestra el máximo esfuerzo en la placa alrededor del segundo orificio distal a la línea de fractura, también se muestra la concentración de esfuerzos en el agujero más esforzado; el esfuerzo máximo tiene un valor de $\sigma_{flector} = 57,40 \text{ MPa}$.

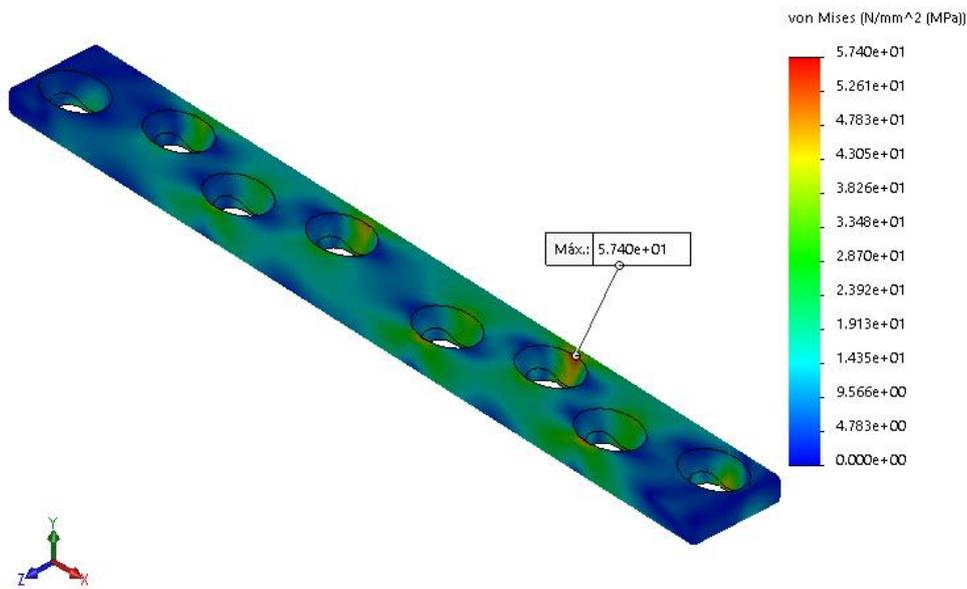


Figura 3.17 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de momento flector del primer modelo.

La figura 3.18 corresponde al caso de carga de torsión que tiene lugar alrededor del eje del hueso que coinciden con el eje X del modelo. Se puede apreciar que la mayor distribución de tensiones aparece en la parte lateral de la placa, el máximo esfuerzo se encuentra alrededor del orificio central de la placa cerca de la línea de fractura, con un valor de $\sigma_{torsión} = 128,3 \text{ MPa}$.

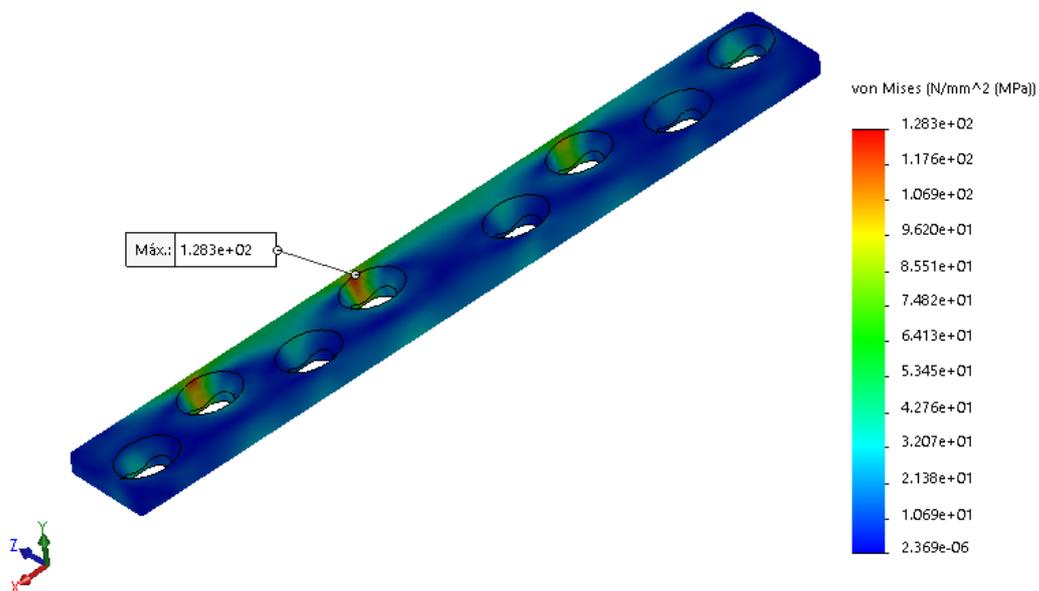


Figura 3.18 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de torsión del primer modelo.

En el caso de carga de impacto, la distribución de esfuerzos se muestra en la figura 3.19, el esfuerzo máximo se presenta en el orificio central de la placa cerca de la línea de fractura, la distribución de tensiones es similar al caso de la carga de compresión, debido a que la carga se aplica en el mismo lugar, es decir en la cabeza del fémur; sin embargo, el máximo esfuerzo es más pronunciado lo que provoca el fallo de la placa, el valor esfuerzo máximo es de $\sigma_{impacto} = 242,3 \text{ MPa}$.

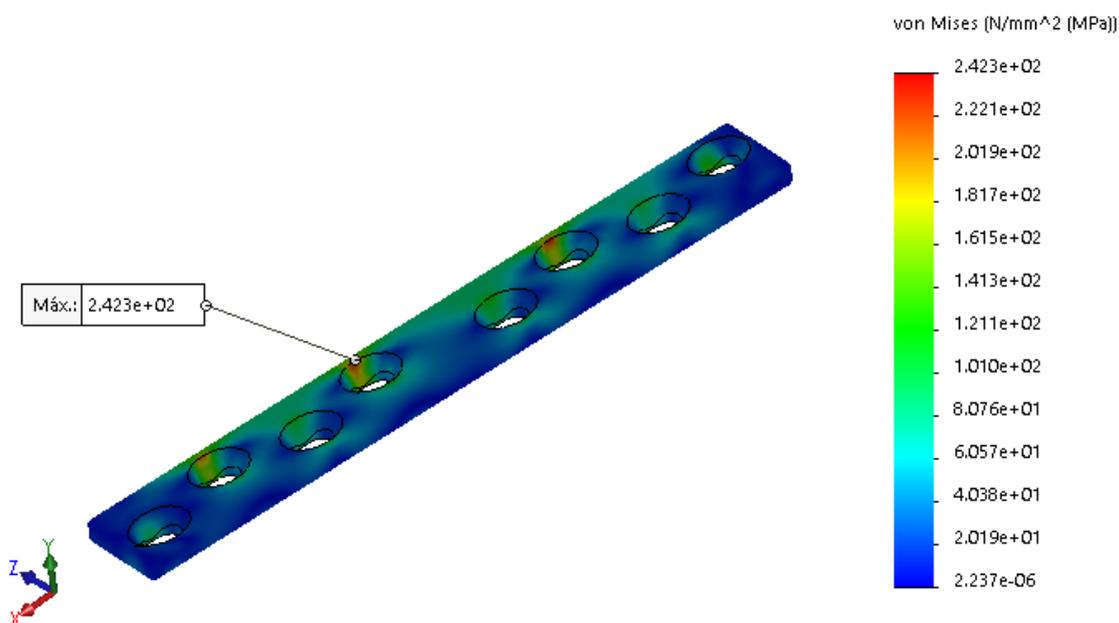


Figura 3.19 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de impacto del primer modelo.

Es importante mencionar que este caso corresponde a un estudio en el cual el paciente baja escaleras, el cual no se recomienda debido a que los cuidados posteriores a la reducción y fijación de una fractura diafisaria a nivel del fémur, es evitar caídas, golpes y actividades que demande un sobreesfuerzo [4].

Los resultados mostrados desde la figura 3.20 a la figura 3.24 corresponden al análisis del sistema hueso-placa-tornillo del segundo modelo (segmentos óseos separados a 1mm).

Para el caso 1, carga de compresión, el esfuerzo máximo $\sigma_{compresión} = 848,8 \text{ MPa}$ ocurre en la parte central de la cara posterior de la placa a la altura de la separación de las partes óseas (ver figura 3.20).

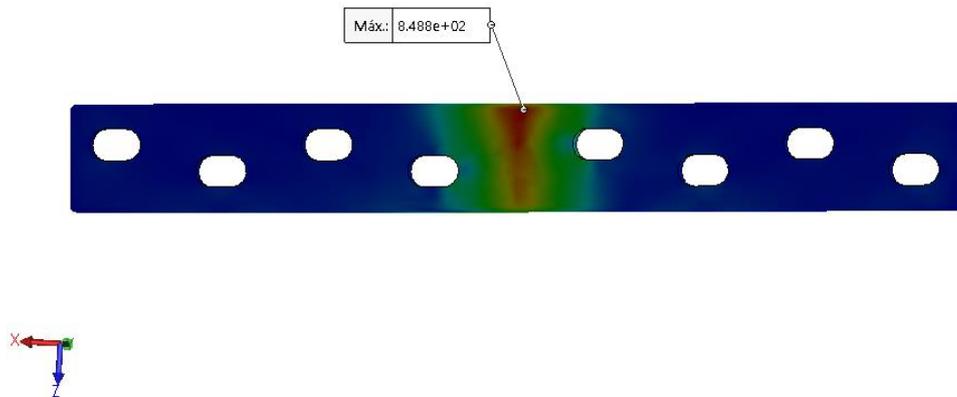


Figura 3.20 Esfuerzo máximo de von Mises para la carga de compresión.

En la figura 3.21 se muestra la distribución de esfuerzos en la parte central de la placa, así como también en los agujeros próximos a la separación entre los segmentos óseos.

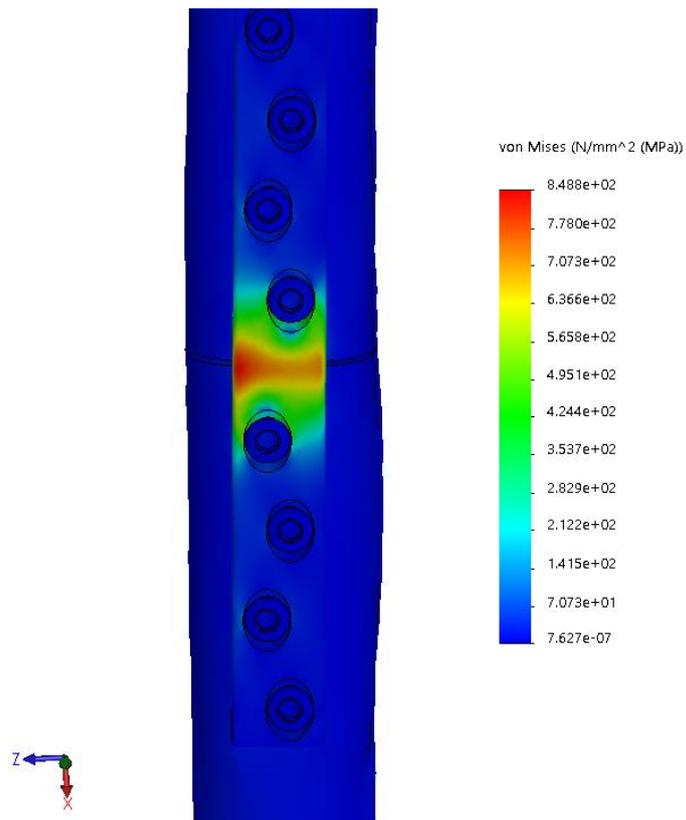


Figura 3.21 Distribución de esfuerzos en la parte central de la placa.

En el caso 2, momento flector, el esfuerzo máximo de von Mises $\sigma_{flector} = 317,2 \text{ MPa}$ se encuentra, al igual que en el caso 1, en la zona central de la placa y en los orificios más próximos a la región de la fractura ósea, (ver figura 3.22).

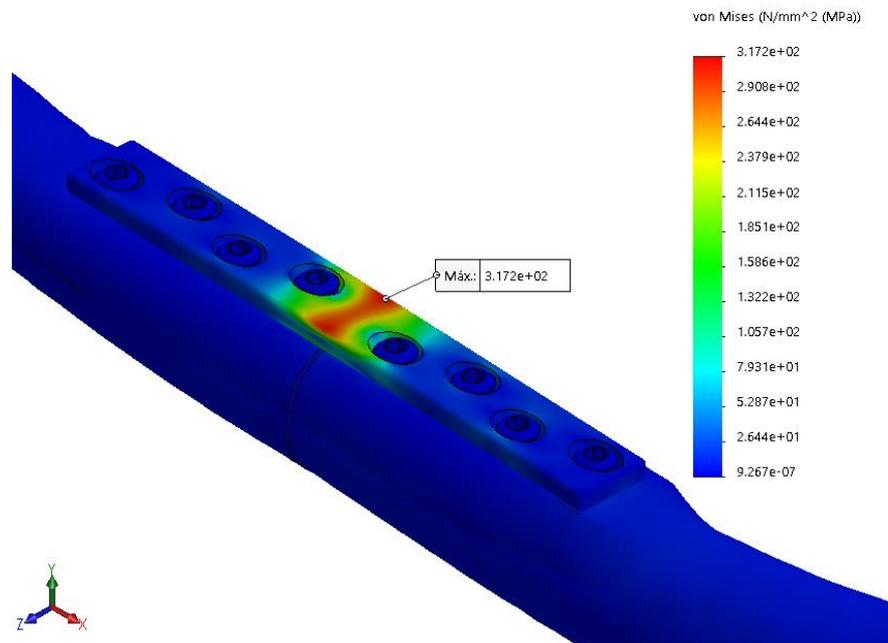


Figura 3.22 Esfuerzo máximo de von Mises para la carga de momento flector.

En la figura 3.23 se muestra la distribución de tensiones para el caso 3 (carga de torsión). Se puede observar parte de la mayor concentración de esfuerzos están en la parte central de la placa, así como también en los agujeros más próximos, el esfuerzo máximo tiene un valor de $\sigma_{torsión} = 436,7 \text{ MPa}$.

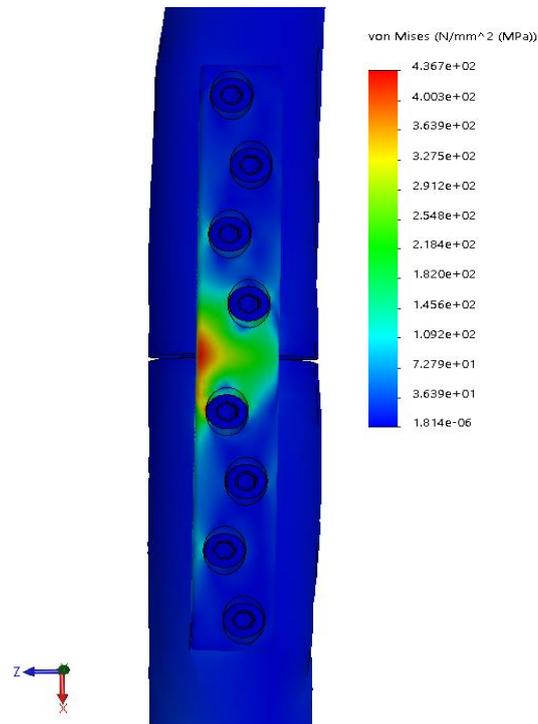


Figura 3.23 Distribución de esfuerzos de von Mises para la carga de torsión.

En la figura 3.24 se muestra la distribución de esfuerzos en la cara posterior de la placa, se observa además que en esta región se presenta el esfuerzo máximo.

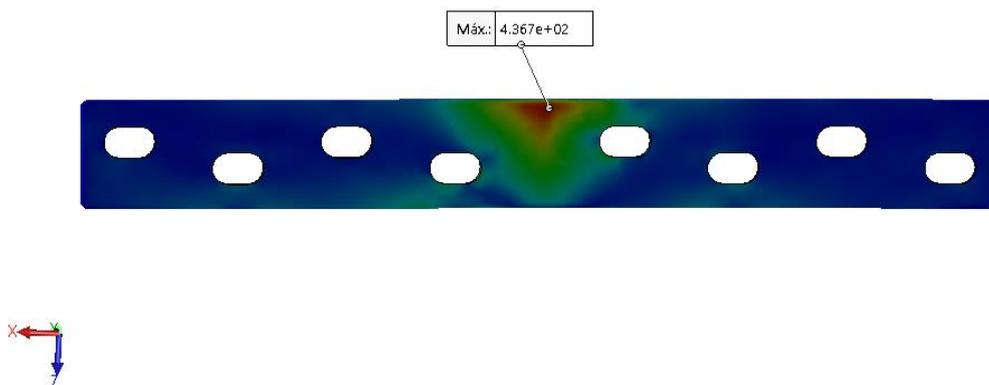


Figura 3.24 Esfuerzo máximo en la parte central de la placa

De los resultados de esfuerzos de von Mises basados en el análisis del sistema hueso-placa-tornillo cuando las porciones óseas están en contacto para los diferentes modos de carga, se puede concluir que para ningún caso se supera el límite elástico del material acero inoxidable 316L, mientras que para el modelo en el cual se consideran los huesos con 1 mm de separación, los esfuerzos de von Mises obtenidos son mayores a la

resistencia de fluencia del acero inoxidable 316L, lo cual demuestra que efectivamente la placa actúa como puente absorbiendo todos los esfuerzos que se producen en los diferentes estados de carga considerados.

La figura 3.25 muestra los resultados obtenidos de los estudios estáticos, para los dos modelos analizados.

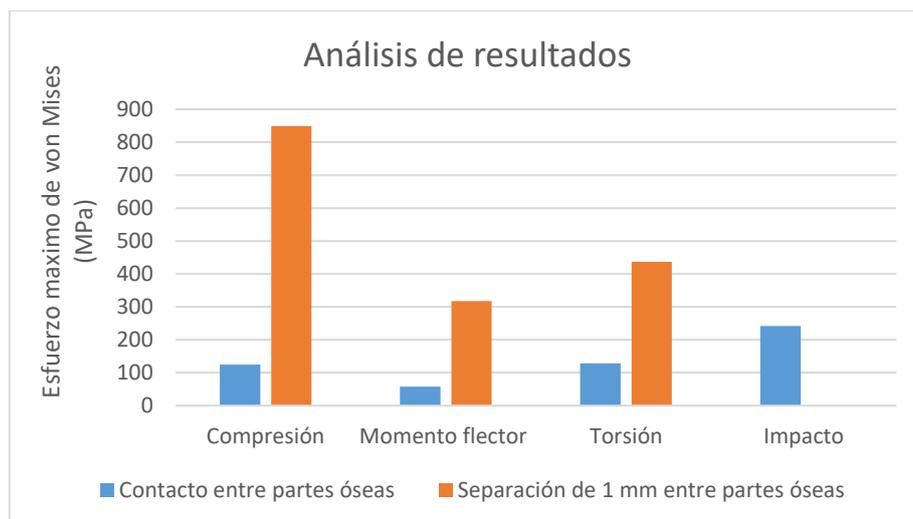


Figura 3.25 Esfuerzos de von Mises para los modelos y casos de carga del sistema hueso-placa-tornillo

Para determinar el factor de seguridad de la placa N , para los diferentes casos, se utiliza la expresión 3.15, considerando materiales dúctiles sometidos a carga estática.

$$N = \frac{S_y}{\sigma} \quad (3.15)$$

Donde: S_y representa el límite elástico del material y σ representa el esfuerzo máximo de von Mises.

Los resultados obtenidos empleando la ecuación 3.15 se muestran en la tabla 3.7.

Tabla 3.7 Factor de seguridad para cada caso de carga

Tipo de análisis	Compresión	Momento flector	Torsión	Impacto
Modelo 1	2,40	5,22	2,33	1,23

Los factores de seguridad obtenidos representan valores adecuados para cargas estáticas de compresión, flexión, torsión, así como también para la carga de impacto.

3.3 PROCESO DE FABRICACIÓN

La construcción de una placa de compresión dinámica se realiza en un centro de mecanizado y el proceso de fabricación se describe a continuación:

- En el área de mecanizado de la fresadora CNC de marca VDL-600A, se fijó mediante soportes metálicos el material, (ver figura 3.26), evitando que la pieza pandee, ya que la placa que se está fabricando es muy pequeña.

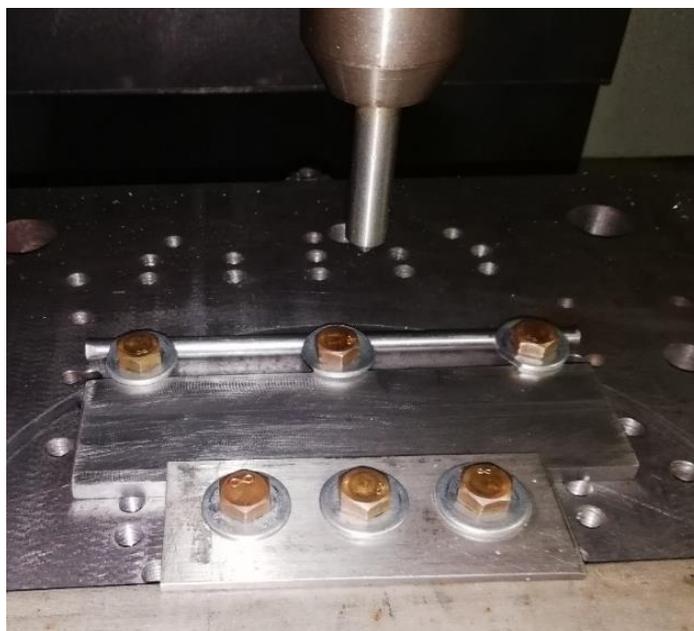


Figura 3.26 Fijación de soportes el material

- Una vez fijado el material se procede a programar la máquina, para lo cual se desarrolla el código G en el software SolidCam 2016, tomando en cuenta los siguientes parámetros: las herramientas y microprocesador de la maquina CNC que se va a utilizar, dimensiones del material en bruto, el cero pieza, la configuración de parámetros de desbaste y acabado y la distancia de seguridad entre la herramienta y el material. Los detalles del código G se encuentran en el anexo 1.
- Los valores para definir la configuración de herramienta para el proceso de desbaste y acabado se muestran en la tabla 3.8

Tabla 3.8 *Parámetros de corte para el acero inoxidable 316L [56]*

Parámetros de corte	Fresado con metal duro	
	Fresado de desbaste	Fresado de acabado
Velocidad de corte (vc) m/min	60-120	100-155
Avance (fz) mm/diente	0,2-0,3	0,2
Profundidad de corte (ap) mm	≤ 4	$\leq 0,6$
Mecanizado grupo ISO	M20-M30	M10

- Se recomienda primero comprobar la trayectoria de la herramienta, el software CIMCO V8, permite realizar esta comprobación, además permite estimar el tiempo de mecanizado y en caso de haber algún error se procedería a corregir (ver figura 3.27).

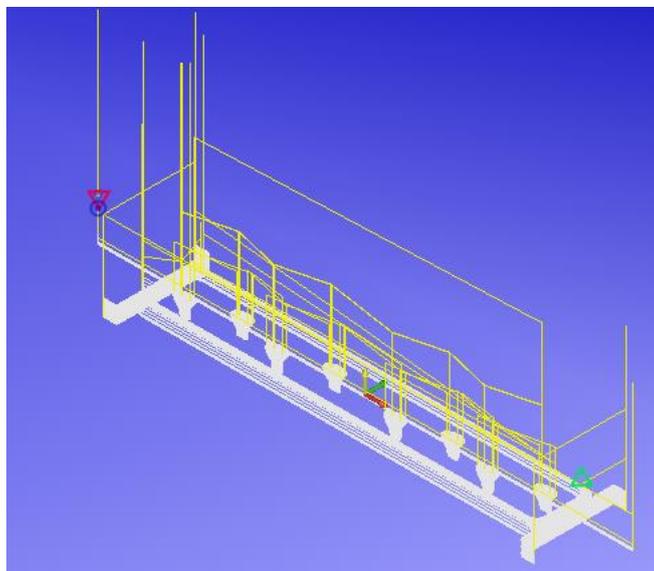


Figura 3.27 Trayectoria de la herramienta de corte en la simulación del proceso de mecanizado.

- Una vez verificados los desplazamientos de la herramienta se procede a mecanizar la placa, las herramientas de corte que se utilizaron fueron de carburo de tungsteno, para el desbaste. Se empleó una fresa recta de 20 mm de diámetro, para los contornos una

fresa recta de 5 mm de diámetro y para los orificios fresas rectas de 4 mm. (ver figura 3.28). Todas las herramientas de corte son de dos filos.

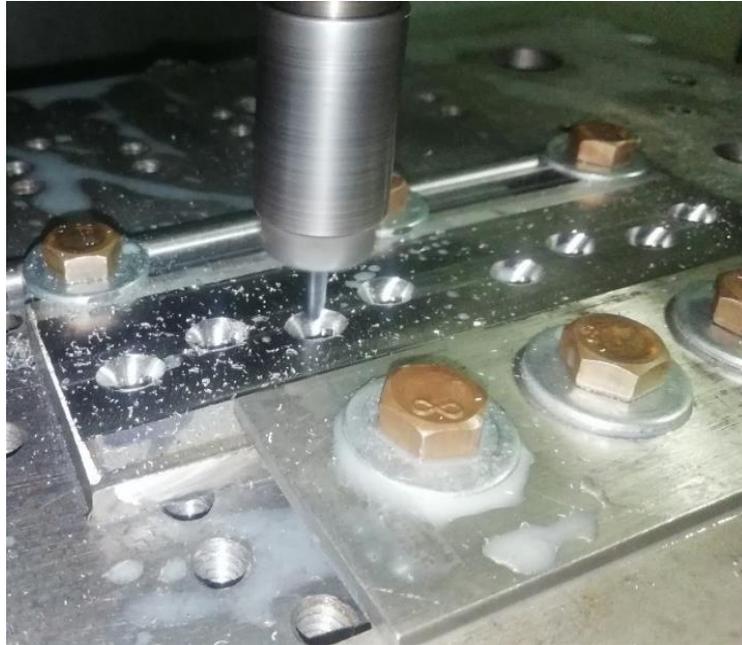


Figura 3.28 Mecanizado de los agujeros de la placa DCP.

- Se usó refrigerante Tapmatic Tricut para evitar el calentamiento de la pieza, ya que las altas temperaturas pueden afectar las propiedades del material. El tiempo de mecanizado fue aproximadamente de 3 horas.
- El resultado final del proceso de mecanizado se muestra en la figura 3.29, que corresponde a una placa de compresión dinámica (DCP).

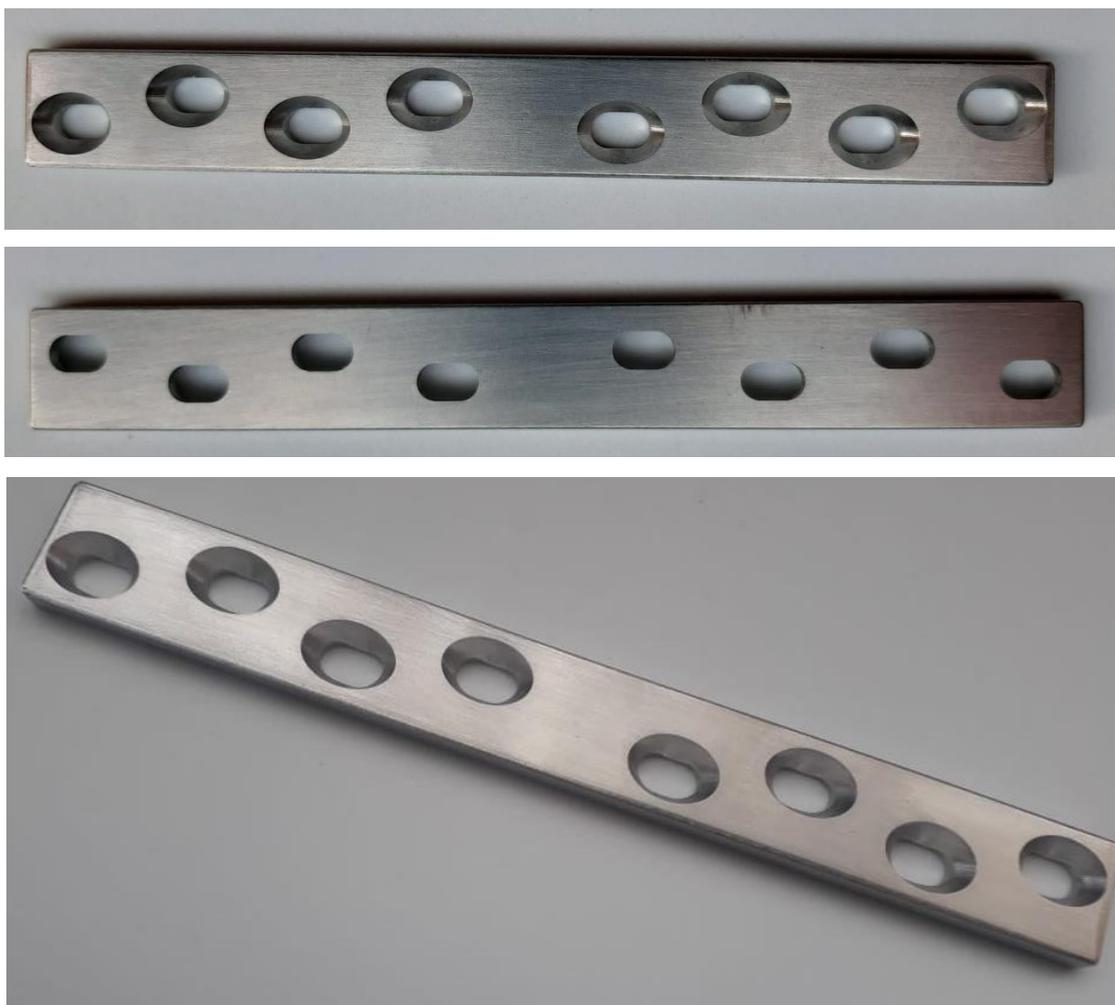


Figura 3.29 Placa de compresión dinámica.

3.4 ANÁLISIS DE COSTOS

El análisis de costos para el proceso de fabricación de una placa de compresión dinámica se muestra en la tabla 3.9.

Tabla 3.9 *Costos de fabricación.*

Descripción	Unidades	Cantidad	Costo unitario USD	Costo total USD
Lamina de Acero inoxidable 316L (150 x 50 x 6)	mm	1	2,15	2,15
Mecanizado de la placa	unid	1	150	150
			Total	152,15

En el mercado nacional, el acero inoxidable 316L, se encuentra disponible para la venta solo en planchas de 1200 x 2400 x 6 mm a un costo de 827,85 USD; sin embargo, para la fabricación de la placa DCP para fémur se requiere solo un pedazo de 150 x 50 mm lo cual tendría un costo aproximado de 2,15 USD. Es importante destacar que del área completa de la plancha se podría obtener 384 placas de las mismas características.

CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

A continuación, se presentan las conclusiones de la investigación en función de los objetivos que se plantearon; además se indican las recomendaciones que permiten aportar información relevante para trabajos futuros.

4.1 CONCLUSIONES

En el desarrollo de la investigación se hizo necesario evaluar los aspectos relacionados con los dispositivos de osteosíntesis empleados para la reducción de fracturas a nivel de la diáfisis del fémur a manera de conocer los diferentes métodos utilizados para este tipo de tratamiento. Este conocimiento se relaciona directamente con los detalles anatómicos del fémur, que posteriormente se utilizaron para desarrollar el modelo 3D analizado. Así mismo, fue necesario abordar aspectos de la biomecánica del fémur para conocer las cargas que soporta este hueso en condiciones normales. Los mecanismos y modos de fractura en el fémur se emplearon como base para el modelo analizado.

Para establecer el modelo y dimensiones de placa se utilizaron los estándares provenientes de la norma ISO 5836. Además, se utilizaron algunos detalles sobre la geometría del modelo procedentes de investigaciones de los fabricantes de implantes, quienes para la construcción de este tipo de placas deben tomar en cuenta la principal función asociada con la compresión interfragmentaria. De lo anterior se obtuvo una placa DCP de 8 agujeros de perfil ancha de 135 mm de largo, 16 mm de ancho y 4,5 de espesor modelada en el programa SolidWorks 2018.

El material seleccionado tanto para las simulaciones como para la construcción de la placa DCP fue el acero inoxidable 316L, debido a su biocompatibilidad, y su relativa facilidad de adquisición, además, su costo es inferior al de otros biomateriales que se emplean en la fabricación de implantes de osteosíntesis.

A manera de comprobar que las dimensiones y material seleccionado para la placa funcionaban para los diferentes tipos de carga se desarrolló un modelo basado en un conjunto hueso-placa-tornillos, el cual se analizó, en el programa SolidWorks 2018 para estudios estáticos, con cargas de compresión, flexión y torsión, obteniendo un factor de seguridad de 2,33.

Adicionalmente se realizó un estudio para carga de impacto en el cual la placa soporta la carga aplicada, lo que significa que también, para esta condición la placa tiene un comportamiento seguro, la región donde se presenta el esfuerzo máximo es en los orificios de la placa, siendo los agujeros más próximos al foco de la fractura los más esforzados.

Para la condición en la cual existe una separación entre los segmentos óseos, la placa no soporta los esfuerzos provocados por las diferentes cargas ya que la misma actúa como puente entre las partes óseas, esto quiere decir que la placa soporta toda la carga que se aplica en el sistema, por tanto, deben tomarse las previsiones, desde el punto de vista quirúrgico, para evitar cualquier separación de los fragmentos óseos una vez que se produzca la fijación de la placa.

Una vez diseñada la placa, y con todas las especificaciones técnicas, se desarrolló el código G utilizando el programa SolidCam 2016. Posteriormente se construyó la DCP en un centro de mecanizado poniendo especial atención en el acabado el cual debe ser liso.

Para la determinación de la vida útil de la placa se llevó a cabo una simulación de fatiga, se determinó la vida útil de una placa de compresión dinámica, para la reducción de fracturas en el fémur a nivel de la diáfisis en función a los ciclos requeridos para que se produzca la falla de la placa, obteniéndose un resultado mayor a $1,74 \times 10^6$ ciclos.

Finalmente, se obtuvo una placa de compresión dinámica de 4,5 mm de perfil ancha de 8 agujeros con un costo total de fabricación de 152, 15 USD, dicho valor es similar al costo de una placa importada de las mismas características que es de 150 USD.

4.2 RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar un análisis desde el ámbito académico, tecnológico y económico que permita definir las ventajas y desventajas de fabricar este tipo de implantes en el Ecuador, debido a que se pudo evidenciar que dentro del país existen los materiales, equipos y profesionales que puedan realizar este tipo de implantes.

Se recomienda que el paciente se retire la placa luego de que este haya cumplido su función, ya que en base a los resultados obtenidos la vida útil de la placa es de $1,74 \times 10^6$, luego de lo cual la placa podría fallar provocando nuevas lesiones.

Al momento de construir la placa en el proceso de mecanizado hay que tomar en cuenta conseguir un buen acabado superficial debido que al tener rugosidad puede originarse concentradores de esfuerzo que puede provocar microgrietas y a su vez que la placa falle.

Se recomienda comprobar los resultados teóricos de la placa mediante diferentes ensayos mecánicos de laboratorio con la finalidad de tener una comparación experimental y aumentar la fiabilidad.

REFERENCIAS

- [1] A. Delgado Martinez, Cirugía Ortopédica y Traumatología, Madrid: Panamericana, 2015.
- [2] E. G. Meinberg , J. Agel , C. S. Roberts, . M. D. Karam y . J. F. Kellam, «Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018,» *J Orthop Trauma*, vol. 32, nº 1, pp. 1-170, 2018.
- [3] Hospital San Vicente de Paúl, «Estadísticas acerca de fracturas de fémur,» Ibarra, 2019.
- [4] C. R. Colmenares, Interviewee, *Información acerca de frácturas de femur, técnicas de corrección*. [Entrevista]. 16 Noviembre 2019.
- [5] D. R. K. Gupta, D. M. A. A Saji, D. K. Ghorpade y D. Y. B. Rabari, «Internal fixation of fracture both bone forearm: Comparison of dynamic compression plate and IM nail,» *International Journal of Orthopedics Sciences*, vol. 3, nº 3, pp. 508-513, 2017.
- [6] J.-J. Sinikumpu, A. Lautamo, T. Pokka y W. Serlo, «Complications and radiographic outcome of childre´s both bone diaphyseal forearm fractures after invasive and non-invasive treatment,» *Injury*, vol. 44, nº 4, pp. 431-436, 2013.
- [7] S. Endara, Interviewee, *Información sobre las fracturas de fémur, técnica de corrección*. [Entrevista]. 16 Noviembre 2019.
- [8] Y. M. Ramos Botello, R. M. Arias Hidalgo, J. A. Bosch Cabrera y R. A. Estrada Cingualbres, «Análisis numérico comparativo del comportamiento a fatiga de dos osteosíntesis utilizadas en el tratamiento de la fractura de cadera 31 A1 .1.,» *Ingeniería, investigación y tecnología*, vol. 18, nº 4, pp. 445-455, 2017.
- [9] C. Barbosa, J. Nascimento, I. Caminha y I. Abud, «Premature Failure in Orthopedic Implants: Analysis of Three Different Cases,» *Journal of Failure Analysis and Prevention*, vol. 9, nº 1, p. 67–73, 2009.
- [10] S. Mohajerzadeh, K. Farhangdoost, P. Zamani y K. Kolasangiani, «Experimental Investigation on Fatigue Evaluation of Orthopaedic Locking Compression Plate,» *Advanced Design and Manufacturing Technology*, vol. 11, nº 4, pp. 47-52, 2018.
- [11] S. Das y S. K. Sarangi, «Finite Element Analysis of Femur Fracture Fixation Plates,» *International Journal of Basic and Applied Biology*, vol. 1, nº 1, pp. 1-5, 2014.

- [12] B. Gámez, D. Ojeda y R. Blanco, «Diseño de una placa de compresión dinámica para antebrazo,» *Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, vol. 28, n° 4, pp. 65-72, 2013.
- [13] S. Wei, S. Wang, D. Wang, Y. Lin y X. Li, «Biomechanical Analysis of Femoral Fixation with a New Compression Plate Using Finite Element Method during Stair Climbing,» *Key Engineering Materials*, vol. 693, pp. 297-305, 2016.
- [14] I. V. Antoniac, D. I. Stoia, B. Ghiban, C. Tecu, F. Miculescu, C. Vigarú y V. Saceleanu, «Failure Analysis of a Humeral Shaft Locking Compression Plate-Surface Investigation and Simulation by Finite Element Method,» *Materials*, vol. 12, n° 7, pp. 1-18, 2019.
- [15] M. Ni, W. Niu, D. W.-C. Wong, W. Zeng, J. Meia y M. Zhang, «Finite element analysis of locking plate and two types of intramedullary nails for treating mid-shaft clavicle fractures,» *Injury*, vol. 47, n° 8, pp. 1618-1623, 2016.
- [16] M. Latarjet y A. Ruiz Liard, *Anatomía Humana*, Buenos Aires: Panamericana, 2013.
- [17] A. Oryan, S. Monazzah y A. B.-S. Bigham-Sad, «Bone Injury and Fracture Healing Biology,» *Biomedical and environmental sciences : BES*, vol. 28, n° 1, pp. 51-71, 2015.
- [18] Fuller, *Instrumentación quirúrgica: Principios y práctica*, Panamericana, 2015.
- [19] M. doblaré, J. García y M. J. Gomez-Benito, «Modelling bone tissue fracture and healing: a review,» *Engineering Fracture Mechanincs*, vol. 71, pp. 1809-1840, 2004.
- [20] U. Meyer y H. P. Wiesmann, *Bone and Cartilage Engineering*, Berlin: Springer, 2006.
- [21] A. Bridone, D. Meek y S. Maclaine, «Bone grafting, orthopaedic biomaterials, and the clinical need for bone engineering,» *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 224, pp. 1329- 1343, 2010.
- [22] J. R. Caeiro, P. Gonzáles y D. Guede, «Biomechanics and bone (& II): Trials in different hierarchical levels of bone and alternative tools for the determination of bone strength,» *Rev Osteoporos Metab Miner*, vol. 5, n° 2, pp. 99-108, 2013.
- [23] I. F. Tresguerres, M. A. Alobera, M. D. C. Pingarron y L. J. Blanco, «Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue,» *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, vol. 11, n° 1, pp. E47-51, 2006.

- [24] L. M. Biga, S. Dawson, A. Harwell, R. Hopkins, J. Kaufmann, M. Lemaster, P. Matern, K. Morrison-Graham, D. Quick y J. Runyeon, *Anatomy and Physiology*, 2019.
- [25] K. A. Egol, K. J. Koval y J. D. Zuckerman, *Manual de fracturas*, Wolters Kluwer, 2015.
- [26] R. W. Buchholz y J. D. Heckman, *Fracturas en el Adulto*, Madrid: MARBÁN, 2003.
- [27] N. Reina y J. Laffosse, «Biomecánica del hueso: Aplicación al tratamiento y a la consolidación de las fracturas,» *EMC-Aparato Locomotor*, vol. 47, nº 3, pp. 1-17, 2014.
- [28] T. Angulo Carrere y C. Dobao Álvarez, «Biomecánica clínica Biomecánica del hueso,» *Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, vol. 2, nº 3, pp. 32-48, 2010.
- [29] R. Marsell y T. A. Einhorn, «The biology of fracture healing,» *Injury*, vol. 42, nº 6, p. 551–555, 2011.
- [30] H. Isaksson, O. Comas, C. C. van Donkelaar, J. Mediavilla, W. Wilson, R. Huiskes y K. Ito, «Bone regeneration during distraction osteogenesis: Mechano-regulation by shear strain and fluid velocity,» *Journal of Biomechanics*, vol. 40, nº 9, p. 2002–2011, 2007.
- [31] J. A. Rosiles Exkiw, L. F. Vázquez Espinosa y J. A. Pérez Castro y Vázquez, «Limitación funcional por consolidación viciosa secundaria a fractura articular de radio distal,» *Revista de la Facultad de Medicina de la UNAM*, vol. 60, nº 6, pp. 30-39, 2017.
- [32] C. García M y D. Ortega T, «Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: Evaluación radiológica,» *Revista chilena de radiología*, vol. 11, nº 2, pp. 58-70, 2005.
- [33] P. Barbosa, F. Bonnaire y K. Kojima, «AO Surgery Reference-Long-leg circular cast,» [En línea]. Available: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/malleoli/suprasyndesmotoc-simple-fibular-fracture-medial-injury-posterior-fracture/long-leg-circular-cast?searchurl=%2fSearchResults#general-considerations>.
- [34] F. Gebhard, K. Phil y O. Chris, «AO Surgery Reference-Temporary skeletal traction,» [En línea]. Available: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/distal-femur/extraarticular-fracture-simple/temporary-skeletal-traction?searchurl=%2fSearchResults>.

- [35] O. García Bodelón, *Biomateriales metálicos endoprotésicos: biocompatibilidad y biodegradación*, 2016.
- [36] D. Höntzsch, «AO Surgery Reference-Basic technique: Modular external fixation.» [En línea]. Available: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/tibial-shaft/basic-technique/basic-technique-modular-external-fixation?searchurl=%2fSearchResults>.
- [37] M. Charles-Harris, D. J. Lacroix, I. Proubasta y J. A. Planell, «Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos,» *Biomecánica*, vol. 12, nº 1, pp. 64-70, 2004.
- [38] R. White y M. Camuso, «AO Surgery Reference-Intramedullary nailing,» [En línea]. Available: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/tibial-shaft/simple-fracture-oblique/intramedullary-nailing#principles>.
- [39] DePuy Synthes, *Sistemas DCP y LC-DCP. Placas de compresión dinámica (DCP) y placas de compresión dinámica de contacto óseo limitado (LC-DCP)*, 2016.
- [40] M. Gardner, *Evolution of plate design and function*, 2018.
- [41] M. S. Taljanovic, M. D. Jones, J. T. Ruth, J. B. Benjamin, J. E. Sheppard y T. B. Hunter, «Fracture Fixation,» *RadioGraphics*, vol. 23, nº 6, pp. 1569-1590, 2003.
- [42] J.-P. Jeannet, «From Compression Plates to Anatomically Shaped Internal Fixators: The AO Foundation – Social Entrepreneurs in the Treatment of Bone Trauma,» pp. 269-277, 2019.
- [43] C. Colton y J. Orson, *Plates – form and function*, AOTrauma ORP, 2013.
- [44] D. Synthes, *Sistema LCP 2.4 para el radio distal: Técnica quirúrgica*.
- [45] Synthes DePuy, *Placa de compresión de bloqueo (LCP): Técnica quirúrgica*.
- [46] M. Altmann, J.-M. Cognet, L. Eschbach y B. Gasser, «Materiales utilizados en la osteosíntesis,» *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología*, vol. 1, pp. 1-8, 2009.
- [47] G. M. E. Baena Paz, *Metodología de la investigación*, México: Patria, 2014.
- [48] S. P. Oliver, *Metodología de la investigación social*, Madrid: 2011, Dykinson.
- [49] Á. Osorio, D. Rodríguez, B. Gámez y D. Ojeda, «Análisis numérico de una placa para fijación de fracturas de radio distal utilizando el Método de Elementos Finitos,» *Revista Ingeniería UC*, vol. 17, nº 1, pp. 28-36, 2010.

- [50] B. Gámez, *Crecimiento de grietas por fatiga en hueso cortical utilizando el Método de Elementos de Contorno*, Caracas, 2008.
- [51] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller y F. Graichen, «Hip contact forces and gait patterns from routine activities,» *Journal of Biomechanics*, vol. 34, p. 859–871, 2001.
- [52] K. Mohammad, A. Ali, B. Sahari y S. Abdullah, «Fatigue behavior of austenitic 316L stainless steel,» *Materials Science and Engineering Conferences Series*, vol. 36, 2012.
- [53] S. A. V. Swanson, M. A. R. Freeman y W. H. Day, «The fatigue properties of human cortical bone,» *Med Biol Eng*, vol. 9, pp. 23-32, 1971.
- [54] R. L. Norton, *Diseño de máquinas*, México: Pearson, 2011.
- [55] T. Thielen, S. Mass, D. Waldmann, K. Anagnostakos y J. Kelm, «Mechanical behaviour of standardized, endoskeleton including hip spacers implanted into composite femur,» *International J Medical Sciences*, vol. 6, nº 9, pp. 280-286, 2009.
- [56] T. A. y. Servicios, *Catálogo comercial AISI 316/316L*.

ANEXOS

ANEXO 1: PLANOS DE LA PLACA DCP

ANEXO 2. CÓDIGO G

PARA EFECTOS DE ESTA REVISIÓN SE ENCUENTRA DISPONIBLES EN UN ARCHIVO ADJUNTO CON EL MISMO NOMBRE