

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**“PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA DE MÍNIMO
CONTACTO PARA REDUCCIÓN DE FRACTURAS DE
TIBIA”**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERÍA
EN MECATRÓNICA**

DIEGO SANTIAGO TABANGO VALLEJOS

DIRECTOR: PhD BRIZEIDA GÁMEZ

Ibarra, Diciembre 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:	100377893-1		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Tabango Vallejos Diego Santiago		
DIRECCIÓN:	Otavalo, calles Los Remaches & Ñukawasy		
EMAIL:	dstabangov@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	06 2520441	TELÉFONO MÓVIL:	0980242080

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	"PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA DE MÍNIMO CONTACTO PARA REDUCCIÓN DE FRACTURAS DE TIBIA"
AUTOR (ES):	Tabango Vallejos Diego Santiago
FECHA: DD/MM/AAAA	06 de mayo del 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: Tabango Vallejos Diego Santiago

Certificación

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: "PLACA DE COMPRESIÓN DINÁMICA DE MÍNIMO CONTACTO PARA REDUCCIÓN DE FRACTURAS DE TIBIA", certifico, que el presente trabajo fue desarrollado por el egresado Tabango Vallejos Diego Santiago, bajo mi supervisión.



Ing. Brizeida Gámez, PhD.
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS

A mi madre único vigor que, con su transparencia, apoyo moral y económico ha logrado el tan anhelado deseo personal de superación, sacrificio del cual he sido testigo y el mismo que me ha llenado de fuerza para culminar con esfuerzo y responsabilidad esté presente trabajo. A ella agradezco su tiempo, así como el de mi compromiso para alcanzar mis objetivos superiores para el servicio del país y de mis seres queridos.

Un agradecimiento especial a la Ing. Brizeida Gámez, tutor académico del presente proyecto, por la oportunidad de brindarme su tiempo en la contribución profesional de este trabajo, por ser mi mentor en este arduo camino, del mismo modo agradezco a mis docentes quienes en el transcurso académico fueron dueños de muchos de mis conocimientos.

Diego Tabango

DEDICATORIA

El presente trabajo, producto de mucho esfuerzo se lo dedico a Dios porque con su infinita bondad me ha brindado parte de la sabiduría que me ha permitido culminar con triunfo este trabajo, con esto, compruebo una vez más que no importa las veces que decaiga, más sí, las que con mayor ímpetu me levanté para alcanzar mis sueños que me he trazado en el transcurso de mi vida.

A mi madre

Ejemplo vivo de fortaleza y valores, presencia que me ha mantenido firme en cada paso y que me ha permitido crecer, forjándome de luz y de verdad, ella, que es mi soporte para perseverar en este camino junto a sus palabras llenas de amor y humanidad han sido mi fundamento para alcanzar el futuro que me prometí.

Diego Tabango

RESUMEN

El presente trabajo tiene como propósito diseñar una placa de compresión dinámica de mínimo contacto (LC-DCP) utilizada para proporcionar estabilidad y apoyo durante la consolidación de una fractura de huesos largos. Para llevar a cabo el diseño se seleccionó un modelo de placa LC-DCP de acuerdo con las exigencias de una fractura de tipo tibial a nivel de la diáfisis. Posteriormente se evaluó, el modelo planteado para la placa a partir de un estudio estático considerando dos arreglos del sistema placa-hueso-tornillos bajo diferentes condiciones de carga. Para obtener la distribución de esfuerzos se utilizó un software basado en el Método de Elementos Finitos (MEF), específicamente SOLIDWORKS 2018. Adicionalmente, se determinó la vida útil de la placa por un análisis de fatiga, con base al número de ciclos bajo condición de compresión. Se determinó que las regiones más críticas a la falla por cargas axiales ocurren en las aristas de los agujeros cercanos al foco de la fractura, comportándose como concentradores de esfuerzos y en cargas de flexión o torsión, las zonas críticas se presentan también en los rebajes. Por otra parte, se obtuvo que el esfuerzo máximo en la placa, para todas las condiciones de carga, no supera el límite elástico del Acero Inoxidable 316L por lo que el diseño podría ser empleado bajo las condiciones planteadas. Finalmente, con base al modelo de la LC-DCP se generó un código G considerando los parámetros de mecanizado de una máquina herramienta CNC que permitió la fabricación en Acero Inoxidable 316L con la finalidad de obtener un buen desbaste y acabado superficial.

ABSTRACT

The present work aims to design a minimal contact dynamic compression plate (LC-DCP) used to provide stability and support during the healing of a long bone fracture. To carry out the design, an LC-DCP plate model was selected according to the requirements of a tibial-type fracture at the level of the diaphysis. Subsequently, the model proposed for the plate was evaluated from a static study considering two arrangements of the plate-bone-screw system under different loading conditions. To obtain the stress distribution, a software based on the Finite Element Method (FEM) was used, specifically SOLIDWORKS 2018. Additionally, the useful life of the plate was determined by a fatigue analysis, based on the number of cycles under the condition of compression. It was determined that the most critical regions to failure due to axial loads occur in the edges of the holes near the fracture focus, behaving as stress concentrators and in bending or torsional loads, the critical zones also occur in the recesses. On the other hand, it was obtained that the maximum stress on the plate, for all load conditions, does not exceed the elastic limit of 316L Stainless Steel, so the design could be used under the proposed conditions. Finally, based on the LC-DCP model, a G code was generated considering the machining parameters of a CNC machine tool that allowed the manufacture of 316L Stainless Steel in order to obtain a good roughing and surface finish.

ÍNDICE

Introducción.....	16
CAPÍTULO I.....	17
El Problema	17
1.1. Planteamiento del problema.....	17
1.2. Objetivos	19
1.2.1. Objetivo general	19
1.2.2. Objetivos específicos.....	19
1.3. Justificación	20
1.4. Alcance	20
1.5. Antecedentes.....	21
CAPÍTULO II.....	23
Marco Teórico	23
2.1. Aspectos anatómicos de la tibia.....	23
2.2. Clasificación de las fracturas (general).....	24
2.2.1. Según el trazo de piel	24
2.2.2. Según su localización.....	26
2.2.3. Según el trazo de la fractura.....	27
2.2.4. Según la desviación de los fragmentos	27
2.3. Fracturas de la tibia.....	28
2.3.1. Tipo A. Fracturas de trazo simple	29
2.3.2. Tipo B. Fracturas de cuña	29
2.3.3. Tipo C. Fractura multifragmentaria	29
2.4. Mecanismos de lesión	30
2.4.1. Directo.....	30
2.4.2. Indirecto	30
2.5. Fisiología del tejido óseo	30
2.5.1. Tipos de tejido óseo.....	31
2.5.2. Componentes del tejido óseo.....	32
2.6. Consolidación ósea	33
2.6.1. Fase de impacto.....	34
2.6.2. Fase inflamatoria.....	34
2.6.3. Fase de formación del callo blando.....	34
2.6.4. Fase de formación del callo duro	35
2.6.5. Fase de remodelación.....	35
2.7. Biomecánica.....	35
2.8. Generalidades de las placas	38

2.8.1. Las placas de compresión.....	38
2.8.2. Las placas de neutralización.....	41
2.8.3. Las placas de contención.....	42
2.8.4. Placas condolínea	42
2.9. Biomaterial.....	43
2.9.1. Propiedades mecánicas de los biomateriales.....	43
CAPÍTULO III	46
Marco Metodológico	46
3.1. Modelo de la investigación	46
3.2. Diseño de la investigación	46
3.2.1. Fase 1: Investigación.....	47
3.2.2. Fase 2: Diseño de la placa LC-DCP.....	47
3.2.3. Fase 3: Construcción	48
3.2.4. Fase 4: Validación.....	48
CAPÍTULO IV	49
Resultados y Análisis.....	49
4.1. Especificaciones del sistema a diseñar	49
4.2. Diseño de la placa	50
4.2.1. Descripción de la placa	51
4.2.2. Descripción de los tornillos.....	55
4.2.3. Análisis del sistema.....	57
4.2.4. Materiales	59
4.2.5. Interacciones.....	61
4.2.6. Condiciones de carga	61
4.2.6.1 Condición 1: Compresión con una carga normal	62
4.2.6.2 Condición 2: Compresión con una carga de impacto	62
4.2.6.3 Condición 3: Momento flector	63
4.2.6.4 Condición 4: Momento torsor.....	64
4.2.7. Discretización del sistema analizado.....	65
4.2.8. Parámetros del estudio de fatiga.....	67
4.3. Análisis de resultados	72
4.4. Resultados del mecanizado	84
4.5. Análisis de costos del mecanizado.....	89
CAPÍTULO V.....	90
Conclusiones y Recomendaciones.....	90
5.1. Conclusiones	90
5.2. Recomendaciones	91

Anexos	92
Anexo 1: Plano de la placa LC-DCP	92
Anexo 2: Código G	94
Bibliografía.....	95

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Clasificación de fracturas simples a nivel de la diáfisis de la tibia; (a) Espiral, (b) Oblicua, (c) Transversa.....	17
Figura 2.1 Vista de tibia y peroné; (a) Vista anterior, (b) Vista posterior.....	24
Figura 2.2 Fracturas según el trazo de piel; (a) Cerrada, (b) Abierta	25
Figura 2.3 Fracturas según su localización; Epifisiaria, Diafisaria y Metafisaria.....	26
Figura 2.4 Fracturas según el trazo; (a) Transversal, (b) Oblicuas, (c) Longitudinales, (d) Conminutas.....	27
Figura 2.5 Fracturas según la desviación de los fragmentos; (a) Anguladas, (b) Con desplazamiento lateral, (c) Acabalgadas, (d) Engranadas.	28
Figura 2.6 Clasificación de las fracturas de la tibia a nivel de la diáfisis según la AO/ASIF; (42A) Fractura simple, (42B) Fractura de cuña, (42C) Fractura multifragmentaria	29
Figura 2.7 Tejido óseo; (a) Estructura de un hueso largo, (b) Detalles de la sección transversal de un hueso largo.....	32
Figura 2.8 Componente del tejido óseo	33
Figura 2.9 Fases de la consolidación ósea; (a) Formación de hematoma, (b) Formación de callo blando, (c) Formación de callo duro, (d) Remodelación	35
Figura 2.10 Curva de deformación en función de la carga aplicada a un material	36
Figura 2.11 Clasificación de las fuerzas sobre el segmento óseo.....	37
Figura 2.12 Función principal de las placas de osteosíntesis; (a) Fijación de placa con tornillos a uno de los fragmentos óseos, (b) Compresión de los fragmentos óseos, (c) Reducción de la fractura y fijación en ambos fragmentos óseos.....	38
Figura 2.13 Placa de compresión dinámica (DCP)	39
Figura 2.14 Diferencias entre la superficie inferior de una DCP y una LC-DCP	39
Figura 2.15 Placa de compresión dinámica de bajo contacto (LC-DCP).....	39
Figura 2.16 Posición neutral y excéntrica del tornillo en una placa LC-DCP.....	40
Figura 2.17 Combinación de las posiciones de tornillos en una placa LC-DCP.....	40
Figura 2.18 Placa de compresión de bloqueo (LCP)	41
Figura 2.19 Placas de construcción maleables	41

Figura 2.20 Placas de neutralización	41
Figura 2.21 Placas de contención o sostén	42
Figura 2.22 Placa y tornillos cóndileos; A Placa y tornillo de eje principal, B Placa y tornillos implementados en una fractura multifragmentaria.....	42
Figura 2.23 Comportamiento de un implante de acero inoxidable y de un implante de titanio [39].	44
Figura 2.24 Resistencia a la fatiga de un implante de titanio y de un implante de acero.....	45
Figura 4.1 Vista isométrica superior de la placa LC-DCP de 8 agujeros.....	51
Figura 4.2 Vista isométrica inferior de una placa LC-DCP de 8 agujeros.	51
Figura 4.3 Agujeros de una placa LC-DCP; (a) Vista transversal según la AO, (b) Vista transversal del modelo diseñado.....	52
Figura 4.4 Angulación de los agujeros en placas LC-DCP; (a) Angulación longitudinal, (b) Angulación transversal.....	53
Figura 4.5 Vista frontal de una placa LC-DCP; (a) Restricción de curvatura de la placa según ASTM F 328-99(2003), (b) Vista frontal del modelo diseñado.....	53
Figura 4.6 Rebajes de la placa LC-DCP del modelo diseñado.....	54
Figura 4.7 Diferencia de rigidez uniforme entre una placa LC-DCP y una Estándar	54
Figura 4.8 Simetría en los agujeros de compresión en una placa LC-DCP; (a) Vista isométrica, (b) Vista superior del modelo diseñado.	55
Figura 4.9 Agujeros de una placa LC-DCP; (a) Vista frontal-transversal según ISO 5836:1988 (E), (b) Vista frontal-transversal del modelo diseñado.	55
Figura 4.10 Partes de un tornillo; 1. Cabeza; 2. roscado; 3. paso de tornillo; 4. diámetro externo; 5 diámetro interno.....	56
Figura 4.11 Parámetros del diseño de la cabeza en tornillos corticales según ISO 5835: 1991.	56
Figura 4.12 Parámetros del diseño de roscado en tornillos corticales según ISO 5835: 1991.	56
Figura 4.13 Diseño final del tornillo cortical de 4,5mm.	57
Figura 4.14 Sistema analizado placa-hueso-tornillos corticales.....	57
Figura 4.15 Detalles del modelo propuesto del hueso tibial.....	58

Figura 4.16 Las direcciones radial (X), tangencial (Y) y axial (Z) para el modelo óseo, seleccionado la geometría de referencia en el plano “Alzado”.	60
Figura 4.17 Fuerza de compresión en la sección transversal del hueso con empotramiento en el extremo opuesto.	62
Figura 4.18 Momento flector, aplicando una fuerza puntual (respecto al plano YZ) en el extremo superior del hueso.	64
Figura 4.19 Momento torsor (respecto al eje z aplicado en el hueso).....	64
Figura 4.20 Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de von Mises respecto al número de elementos para el sistema placa-hueso-tornillos	66
Figura 4.21 Mallado de los componentes del sistema; (a) Placa estrecha LC-DCP de 8 agujeros, (b) Tonillo para cortical HA de 4,5, (c) Segmento óseo proximal, (d) Segmento óseo distal	67
Figura 4.22 Curva S-N de fatiga para el hueso cortical humano.....	68
Figura 4.23 Curva S-N de fatiga para el Acero Inoxidable 316L [54]	69
Figura 4.24 Carga con base en 0; (a) Tensión positiva, (b) Tensión negativa	70
Figura 4.25 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a compresión de 625,4 N.....	73
Figura 4.26 Concentración de esfuerzos en varios agujeros de la placa sometida a compresión.....	73
Figura 4.27 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a compresión.....	74
Figura 4.28 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a compresión de 1.751,1 N.....	74
Figura 4.29 Mínimo esfuerzo de von Mises del modelo sometido a compresión con una carga de 1.751,1 N.....	75
Figura 4.30 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a un momento flector de 18,8 N.m.....	75
Figura 4.31 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a compresión.....	76
Figura 4.32 Distribución de esfuerzos de von Mises para un momento torsor de 5 N.m	77
Figura 4.33 Zonas esforzadas en el hueso cercanas a la tibia distal	77

Figura 4.34 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a torsión .	77
Figura 4.35 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a compresión de 625,4 N con una separación de 1mm entre los segmentos óseos	79
Figura 4.36 Concentración de esfuerzos en medio de la placa para el modelo sometido a compresión con una separación de 1mm entre los segmentos óseos	79
Figura 4.37 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a un momento flector de 18,8 N.m con una separación de 1mm entre los segmentos óseos.....	80
Figura 4.38 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a un momento torsor de 5 N.m con una separación de 1mm entre los segmentos óseos	81
Figura 4.39 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a torsión con una separación de 1mm entre los segmentos óseos.....	81
Figura 4.40 Sección de falla por fatiga con una carga axial de 625,4 N.....	83
Figura 4.41 Zona de fatiga en la tibia.....	83
Figura 4.42 Zonas de fatiga de la placa y tornillos.....	84
Figura 4.43 Método de sujeción de la platina para su posterior mecanizado	86
Figura 4.44 Desbaste de la superficie inferior de la placa LC-DCP.....	86
Figura 4.45 Desbaste de la superficie superior de la placa LC-DCP	87
Figura 4.46 Placa LC-DCP (Vista Superior).....	87
Figura 4.47 Placa LC-DCP (Vista Inferior).....	88
Figura 4.48 Nivel de rugosidad en la placa LC-DCP; (a) Superficie inferior, (b) Superficie superior.....	88
Figura 4.49 Placa LC-DCP con pulido comercial; (a) Superficie superior, (b) Superficie inferior	88

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Módulo de elasticidad de algunos biomateriales [40].	44
Tabla 2.2 Resistencia de fluencia de algunos biomateriales [40].	45
Tabla 4.1 Criterios de selección para una placa LC-DCP	50
Tabla 4.2 Criterios de selección para una placa LC-DCP	52
Tabla 4.3 Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316L [46]	60
Tabla 4.4 Propiedades elásticas del hueso cortical [47]	61
Tabla 4.5 Cargas consideradas para el sistema analizado placa-hueso-tornillos	65
Tabla 4.6 Resultados numéricos del esfuerzo máximo de von Mises y el error porcentual	66
Tabla 4.7 Datos del hueso cortical en términos de número de ciclos [53]	68
Tabla 4.8 Datos del Acero Inoxidable 316L en términos de número de ciclos [54]	69
Tabla 4.9 Parámetros en el factor de la condición superficial de Marín [55].	71
Tabla 4.10 Valores de factores de seguridad para los modelos analizados bajo el primer caso de estudio (Huesos en contacto)	78
Tabla 4.11 Parámetros de corte en el mecanizado de Acero Inoxidable 316L [56]	85
Tabla 4.12 Costos del mecanizado de la placa LC-DCP	89

Introducción

Estadísticamente las fracturas tibiales tienen un alto índice de casos registrados en hospitales públicos y privados del Ecuador. En su gran mayoría estas fracturas están asociadas por accidentes de tránsito, en el mayor de los casos sucede a nivel de la diáfisis por ser morfológicamente delgada. Frente a este tipo de fracturas los pacientes son intervenidos quirúrgicamente para lograr la reducción de la fractura y para ello, pueda completarse el proceso de consolidación evitando posibles daños colaterales como infecciones.

Existe una gran variedad de alternativas para llevar a cabo la consolidación ósea, pero al momento de utilizar un método de fijación hace que el paciente obtenga una mayor recuperación y una fácil movilización. Sin embargo, el método de fijación incluye por lo general la implementación de dispositivos de osteosíntesis que en la actualidad no se fabrica en el país, lo cual genera un elevado costo para su adquisición que puede llegar hasta los \$1.040 dependiendo del tipo y marca del elemento.

Para lo anteriormente mencionado, la línea de investigación de biomecatrónica de la Universidad Técnica del Norte, propone la investigación y desarrollo de dispositivos de osteosíntesis, tal cual el presente trabajo de investigación que se centra en el diseño y construcción de este dispositivo a manera de crear alternativas variables al sector público de salud.

La investigación realizada con el propósito de cumplir los objetivos planteados se resume en el presente documento. En el capítulo 1 se identifica el problema y se plantean las razones que justifican el desarrollo de la investigación seguido de los objetivos y alcances.

En el capítulo 2 se presentan los aspectos teóricos asociados a la LC-DCP y a las características anatómicas, fisiológicas y biomecánicas relacionadas con la tibia. En el capítulo 3, se describe la metodología a emplear para el desarrollo de la investigación. Los resultados de los modelos propuestos y la validación se analizan en el capítulo 4. Finalmente, se presentan las conclusiones del trabajo realizado y las recomendaciones para futuras investigaciones asociadas a las LC-DCP.

CAPÍTULO I

El Problema

En el presente capítulo se dará a conocer el problema en estudio y sus posibles causas. Además, se indican los elementos que definen la investigación, específicamente los objetivos, alcance, antecedentes y aspectos que justifican la investigación

1.1. Planteamiento del problema

Las fracturas de la tibia tienen una alta prevalencia en la población, y la proporción de fracturas abiertas se ha incrementado considerablemente en los últimos años. Las secuelas funcionales y las complicaciones advenidas de la exposición de la fractura, particularmente infecciones y pseudoartrosis tienen un impacto significativo en la capacidad laboral de una población en un grupo de edad caracterizada por ser económicamente activa [1].

El tipo de fractura que en el mayor de los casos sucede es a nivel de la diáfisis por su estructura ósea muy delgada. Según la Asociación de Traumatología Ortopédica (OTA) y la Asociación de Osteosíntesis (AO) existen tres tipos de fracturas: Fractura Espiral, fractura oblicua y fractura transversal, como se observa en la figura 1.1 [2].

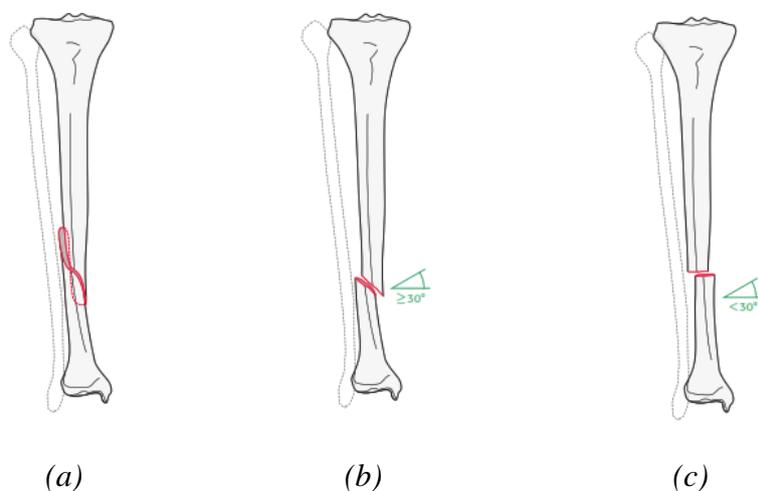


Figura 1.1 Clasificación de fracturas simples a nivel de la diáfisis de la tibia; (a) Espiral, (b) Oblicua, (c) Transversal [2].

Para la recuperación de una persona que ha sufrido una fractura tibial la traumatología ofrece tratamientos tales como; la reducción abierta y fijación interna, fijación externa y el yeso. En la mayoría de los casos se opta por la reducción abierta y fijación interna que quiere decir que los huesos se colocan de regreso en su lugar y se utiliza una placa con el fin de obtener una mayor recuperación del paciente y facilidad en la movilización de la extremidad afectada, ya que este método hace que la forma de consolidación ósea sea primaria, sin formación de callo, pues la consolidación será directa por la compresión en el foco de la fractura [3] [4] [5].

Ha existido un importante avance en los implantes, buscando menor agresión al hueso y preservación de las condiciones biológicas que faciliten el proceso de consolidación, es así como los clavos endomedulares han sido considerados la mejor opción para el manejo de la mayor parte de las fracturas diafisarias, desplazando a las placas, las cuales presentan mayor índice de complicaciones asociadas a amplios abordajes, desperiostización, entre otros; sin embargo, los clavos no son la mejor alternativa para fracturas proximales o distales donde presentan altas tasas de mala alineación en varo o valgo, es allí donde se recurre al uso de las placas [4] [6] [7].

De acuerdo con el sistema de estadística del Hospital San Vicente de Paul, de la ciudad de Ibarra, se registró un alto índice de fracturas en la tibia con 119 casos en el 2017, 90 casos en el 2018, y 63 casos en el 2019 [8].

Actualmente las placas son ampliamente aceptadas con diferentes técnicas estándar de osteosíntesis, en todo el esqueleto. Diferentes ubicaciones anatómicas exigen diferentes formas y tamaños de placas. Las LC-DCP (Limited Contact Dynamic Compression Plate), es una placa que sirve como fijación para el manejo de fracturas que fue creada en el año 1994, pues es una excelente alternativa en osteosíntesis que brinda nuevas posibilidades de estabilización en lesiones simples y complejas. La rigidez uniforme de las LC-DCP permite conformar de manera fluida la placa al hueso. Esta característica ayuda a proteger la placa de altos esfuerzos de flexión localizados y los rebajes de las LC-DCP también limitan el contacto entre la placa y el hueso en un 50%, evitando el daño de la circulación perióstica. Gracias a la estructura de la placa, esta se puede retirar del paciente sin problema alguno ya que no se produce un contacto completo con la estructura ósea. Esta fijación es apta también en un hueso osteoporótico [4] [9].

En el Ecuador no se conoce de ninguna empresa que se dedique a la manufactura de las LC-DCP (Limited Contact Dynamic Compression Plate), solo existen centros que proveen las diferentes placas. El precio de una placa LC-DCP, en el país, varía desde los \$150 hasta los \$1.040 dependiendo de su longitud por el número de orificios, su estructura a una extremidad específica y su material ya sea en titanio o acero quirúrgico [4].

En algunos casos los pacientes decidan quedarse con las placas implantadas en su cuerpo; sin embargo, corren el riesgo que dicha placa falle causando lesiones nuevamente en su tejido óseo. En si estas placas no están diseñadas para durar toda la vida, puesto que estas están sometidas a cargas en todo momento y por su diseño estructural la hacen más vulnerables aun, pues son delgadas y con agujeros que provoca concentraciones de esfuerzos. Ante esta situación, con el aval del grupo de investigación de Biomecatrónica se ha propuesto el diseño de una placa de compresión dinámica de mínimo contacto para reducción de fracturas de tibia que se adapte a las necesidades técnicas, tecnológicas y económicas donde se desarrollara modelos experimentales que permitan evaluar el comportamiento de las placas en condiciones de cargas repetidas.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo general

- Diseñar una placa de compresión dinámica de mínimo contacto para reducción de fracturas de tibia.

1.2.2. Objetivos específicos

- Seleccionar el modelo de placa de compresión dinámica de mínimo contacto.
- Evaluar las dimensiones apropiadas para la placa empleando un software de modelado y simulación.
- Desarrollar el código de descripción de operaciones de máquina.
- Construir el modelo.
- Determinar experimentalmente las condiciones de falla de la placa.

1.3. Justificación

Frente al alto índice de fracturas en la tibia ocasionadas en su gran mayoría por accidentes de tránsito, según sea el tipo de fractura que se requiera un implante en la extremidad mencionada por recomendación de un experto en traumatología, se necesita tener al alcance la fácil adquisición de las placas de compresión dinámica de mínimo contacto en hospitales públicos o clínicas privadas. Así mismo se necesita el alcance económico tanto para la persona quien sufrió el accidente como para el estado, puesto que estas placas tienen un costo elevado en varias de las empresas proveedoras de implantes para ortopedia y traumatología.

Con el desarrollo de este proyecto se estaría en posición de ofrecer una alternativa al sector de salud en el suministro de dispositivos para fijación. También abriría paso a futuras investigaciones relacionadas con la fabricación de las placas y no se descarta la posibilidad que tras una aprobación por parte del estado y de la AO (Asociación Internacional de Osteosíntesis) podrían utilizarse en personas que sufran lesiones no solo en la extremidad de la tibia, sino también en otras extremidades.

En el aspecto económico se pretende ofrecer una placa más accesible, pero de igual estándar que las que se dispone en las empresas de insumos médicos, creando así alternativas viables al sector público.

Finalmente, este tipo de proyectos cumple con la misión de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica fomentando y ejecutando procesos tecnológicos, de conocimientos científicos y de innovación que puedan aportar a una mejor calidad de vida en la sociedad ecuatoriana.

1.4. Alcance

La investigación está limitada al diseño de una placa tipo LC-DCP para fractura de tibia de una persona adulta, basado en las normas que contienen la especificación estándar y los métodos de prueba de las placas. Se llevará a cabo el proceso de simulación obteniendo las dimensiones apropiadas para el modelo empleando un programa basado en el Método de Elementos Finitos (MEF). Posteriormente, se construirá la placa en base al proceso de mecanizado por arranque de viruta para realizar pruebas experimentales de compresión dinámica.

1.5. Antecedentes

Las fracturas de tibia se han caracterizado por generar controversias en su estudio, debido a las complicaciones que se presentan posteriormente en sus tratamientos, especialmente los realizados quirúrgicamente; lo cual ha desarrollado especial interés en la bioingeniería, en el estudio y mejoramiento de dichos tratamientos.

Dentro de este marco se han desarrollado varias investigaciones como el caso de [10], cuyo trabajo se basó en el diseño de una placa de fijación interna para fracturas de antebrazo a partir de la evaluación numérica de la distribución de tensiones que se presenta bajo los patrones de carga de compresión, flexión y torsión, usando el método de los elementos finitos (MEF). Como resultados se observó concentración de tensiones en la región adyacente a los orificios de la placa y en los tornillos ubicados a los extremos de la placa de fijación, así como también en la interface placa-hueso; en general el implante se comporta satisfactoriamente ya que se mantuvo en el rango elástico lineal del material.

En [11] se realizó un modelado y análisis de distribución de esfuerzos y deformaciones unitarias en un tratamiento quirúrgico con placa de osteosíntesis en una fractura diafisaria de tibia mediante un software de elementos finitos, con el fin de determinar en cuál de las caras se debe insertar esta placa para que la recuperación del hueso sea la óptima desde el punto de vista biomecánico. La mínima diferencia entre los diferentes esfuerzos y deformaciones generados en todas las posiciones de la placa, permitió concluir que, si se quieren reducir los esfuerzos y deformaciones en la tibia, la selección de una cara para la disposición de la placa es indiferente. También se llegó a saber que el factor determinante en este tipo de tratamiento es el tornillo que consolida la fractura y además absorbe los mayores esfuerzos, aliviando cargas y deformaciones del hueso.

El polimetilmetacrilato (PMMA) es una resina acrílica utilizada en prótesis dentales, pero en [12] se fabricó un prototipo de una placa de compresión dinámica (PCD) para después probarla en un fémur canino osteotomizado, a fin de evaluar la resistencia del prototipo. El objetivo de este estudio fue fabricar dicha placa y comprobar su resistencia a las distintas fuerzas que están presentes en una fractura. Se fabricaron 48 PCD de 3,5

mm de cuatro orificios a partir de un molde de alginato. Se obtuvieron seis fémures de cadáveres caninos de 10 a 20 kg de peso, a los cuales se les realizó una osteotomía que simulaba una fractura oblicua. Posteriormente, se posicionaron las placas en los huesos osteotomizados para someterlas a las distintas fuerzas que participan en una fractura. Las placas resistieron 2,83 newton/metro a la fuerza de torsión y 0,21 kN a las fuerzas de compresión y flexión. La resistencia de la PCD-PMMA obtenida fue en promedio de 20 kg, a cada una de las fuerzas, pudiendo ser utilizadas para la estabilización de fracturas de huesos largos, cuyas cargas no sean mayores a la indicada.

Para variar la rigidez de un sistema LCP en el húmero, sobre todo cuando se trata de huesos osteoporóticos, se utilizó un método desarrollado por [13], que consiste en un modelo de sujeción de tornillos de osteosíntesis denominado SLE (Screw Locking Element). Para la geometría del modelo óseo no consideraron la rosca de los tornillos ni los redondeos de las placas. Se ensayaron diversos modelos para demostrar la validez del sistema híbrido comparando tanto las tensiones como los desplazamientos entre todos los modelos. Se demostró el éxito de la combinación de la placa LCP con los tornillos corticales y los SLEs, constituyendo un sistema que aporta mayor flexibilidad y estabilidad al conjunto. Dicha flexibilidad hace que las tensiones que soporten la placa y los tornillos sean mayores que las estudiadas en el modelo con placa LCP, de tal manera que el hueso no sufre.

En [14] el principal objetivo fue evaluar a partir del método de elementos finitos, una placa de compresión dinámica (DCP) considerando la influencia de diferentes tipos de tornillos y el comportamiento frente a la unión e interacción con el hueso. Con los resultados del modelo computacional y los obtenidos del ensayo de flexión de cuatro puntos basadas en las normas o certificaciones, se llega a hacer una comparación que permita validar el modelo propuesto. Dichos resultados de la carga aplicada y las tensiones máximas sobre la placa alcanzan valores de plastificación, coincidente con la magnitud de la deformación transversal, obtenidas del ensayo. Siendo así, se plantea un nuevo modelo de placa-tornillos-hueso, donde se observó que la zona de los agujeros es la más comprometida desde el punto de vista tensional y estos se ven reflejados también en los tornillos, en la zona por debajo de la cabeza. Los niveles de tensiones en esta parte del tornillo, dependen del incremento a la profundidad de ajuste. Se concluye también que una cabeza hexagonal profunda, debilita el tornillo, con la posibilidad que, en la colocación del implante y ajuste del mismo, se produzca una rotura.

CAPÍTULO II

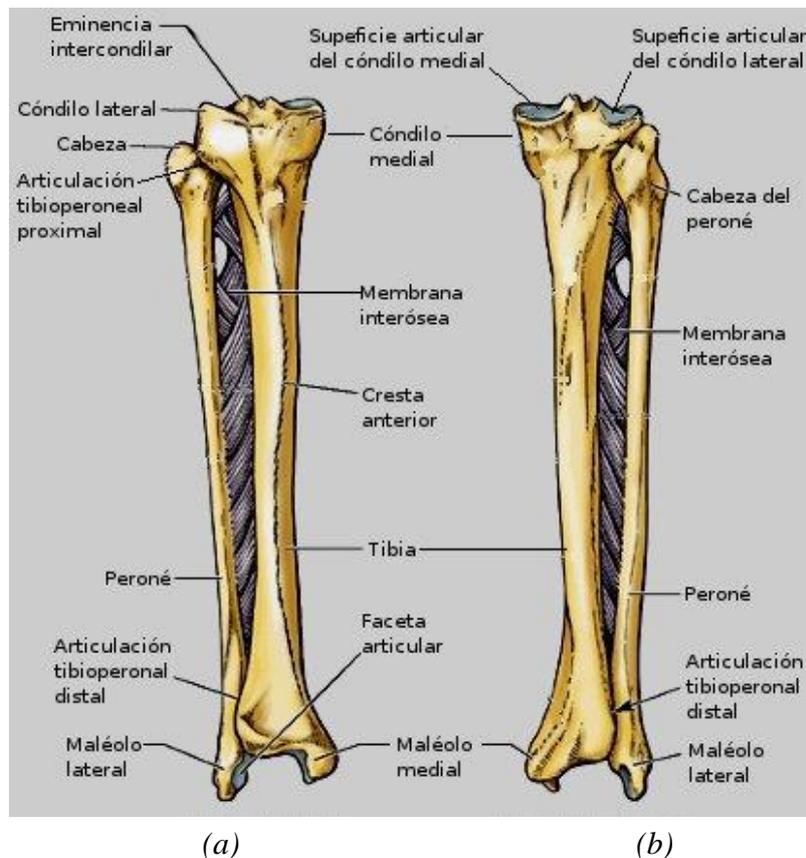
Marco Teórico

A continuación, se describen los aspectos teóricos que serán útiles para el diseño de una placa de compresión dinámica de mínimo contacto, dado que son conocimientos mínimos requeridos para lograr una adecuada perspectiva de las complicaciones y consideraciones que deben ser tomadas en cuenta al momento de poder cumplir con el objetivo general. Inicialmente se presentan los aspectos anatómicos de la tibia, fisiología del tejido óseo y consolidación ósea. Luego, se muestra la clasificación de las fracturas de forma general y específicamente de tibia, junto con sus mecanismos de lesión. También se hace una descripción de las diferentes placas de osteosíntesis que existen, donde se detallan sus funciones y aplicaciones en cada una de ellas. Finalmente, se muestran las características y propiedades de los biomateriales.

2.1. Aspectos anatómicos de la tibia

Es un hueso largo, voluminoso y sólido que está situado en sentido medial a la fíbula [peroné], por debajo del fémur, que se apoya sobre ella. En la posición de pie, el fémur transmite el peso del cuerpo al conglomerado óseo vertical de la pierna, del cual la tibia forma parte, los huesos del tobillo y del pie también [15]. La tibia está compuesta por una diáfisis y dos epífisis, superior e inferior [16] (ver figura 2.1).

- **Epífisis superior.** Es voluminosa y está expandida para articularse con la parte inferior del fémur [16].
- **Diáfisis.** Es la parte intermedia de la tibia, siendo la porción más delgada en la unión de sus tercios medio y distal, y se expande gradualmente por arriba y por debajo de este punto [16].
- **Epífisis inferior.** Es el extremo inferior de todo el segmento, presenta una prolongación distal y el *maleolo interno* [16].



(a) (b)
 Figura 2.1 Vista de tibia y peroné; (a) Vista anterior, (b) Vista posterior [17].

La diáfisis de la tibia es el lugar más frecuente de fracturas expuestas (p. ej., por accidentes de motocicleta) [16].

2.2. Clasificación de las fracturas (general)

Una fractura corresponde a la rotura de un hueso o a su vez la discontinuidad del mismo, esto como consecuencia de traumatismos, fuerzas o tracciones siempre y cuando la intensidad sea superior a la elasticidad del hueso, las fracturas también pueden presentarse por patologías de base que tenga la persona o por el debilitamiento óseo en la vejez [18].

2.2.1. Según el trazo de piel

Fracturas cerradas

Son aquellas en las que la fractura no comunica con el exterior (ver figura 2.2), debido a que la piel no ha sido dañada y que se valoran mediante la clasificación de Tscherny y Oestern:

- **Grado 0:** mínima lesión de partes blandas por mecanismos indirectos, sin desplazamiento ni conminución.
- **Grado I:** que es una fractura acompañada de abrasiones superficiales o contusiones producidas por mecanismo indirecto y que tienen un desplazamiento moderado y patrón no complejo.
- **Grado II:** que son fracturas con patrón complejo producidas por mecanismo directo y acompañadas de contusiones musculares significativas o abrasiones profundas.
- **Grado III:** que son fracturas producidas por mecanismo directo de alta energía, como aplastamientos, y que presentan grave lesión de los tejidos blandos y de la piel y en ocasiones lesión vascular y síndrome compartimental [19].

Fracturas abiertas

Una fractura se considera abierta cuando existe una herida contigua a la fractura a través de la cual puede protruir un fragmento óseo (ver figura 2.2), cuando esto ocurre siempre se va a considerar la herida como infectada y puede constituir un problema adicional a la fractura como osteomielitis, gangrena y tétanos [20].



(a) (b)
Figura 2.2 Fracturas según el trazo de piel; (a) Cerrada, (b) Abierta [17].

Para las fracturas abiertas, se toma en cuenta, además, la severidad del daño de los tejidos blandos en función de su dimensión y de sus características. Si son heridas superficiales, o son cortantes a dos bordes, aquellos tipos colgajo, y aquellas con daño profundo por aplastamiento o por pérdida de tejidos blandos [21].

2.2.2. Según su localización

- **Epifisarias.** - Son aquellas en la que la fractura se localiza a nivel de la epífisis, es decir, en los extremos del hueso (ver figura 2.3), si afectan a la superficie articular, se denominan fracturas articulares y, si aquella no se ve afectada por el trazo de fractura, se denominan extra articulares.
- **Diafisarias.** - Son aquellas en la que la fractura se localiza a nivel de la diáfisis (ver figura 2.3), es decir, en la porción central del hueso, pueden afectar a los tercios superior, medio o inferior.
- **Metafisarias.** - Son aquellas en la que la fractura se localiza a nivel de la epífisis, es decir, en la zona intermedia entre la epífisis y la diáfisis, pueden afectar a las metafisis superior o inferior del hueso [22] (ver figura 2.3).

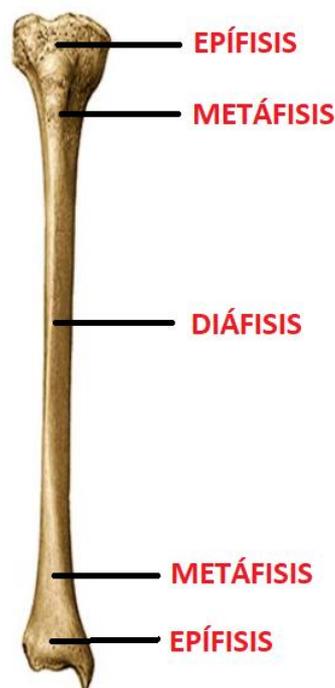
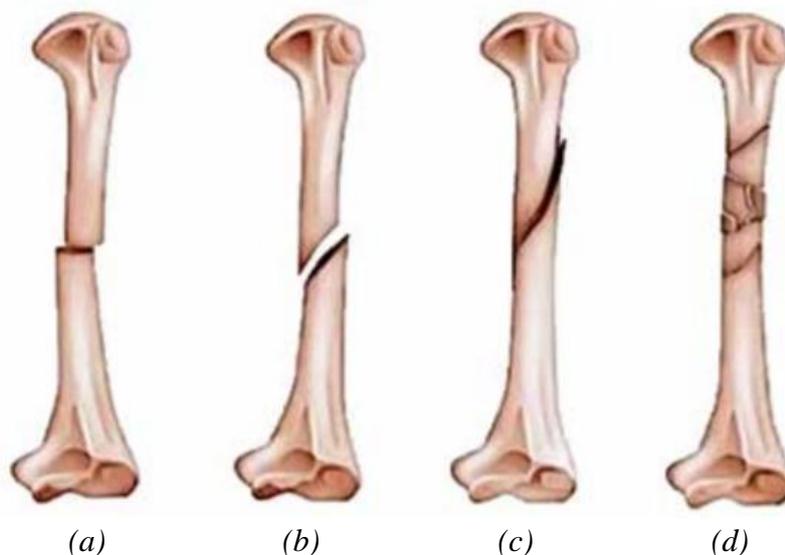


Figura 2.3 Fracturas según su localización; Epifisaria, Diafisaria y Metafisaria [17].

2.2.3. Según el trazo de la fractura

Se tiene de tipo (ver figura 2.4):

- **Transversales:** Aquella en la cual la línea de la fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- **Oblicuas:** La línea de fractura forma un ángulo mayor o menor de 90 grados con el eje longitudinal del hueso.
- **Longitudinales:** La línea de fractura sigue el eje longitudinal del hueso.
- **Conminutas:** Se trata de una fractura en la que existen múltiples líneas de fractura, con formación de numerosos fragmentos óseos [22].



(a) (b) (c) (d)
Figura 2.4 Fracturas según el trazo; (a) Transversal, (b) Oblicuas, (c) Longitudinales, (d) Conminutas [23].

2.2.4. Según la desviación de los fragmentos

Se encuentra casos (ver figura 2.5) como:

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

➤ **Engranadas;** Cuando uno de los fragmentos ha quedado empotrado en el otro [22].

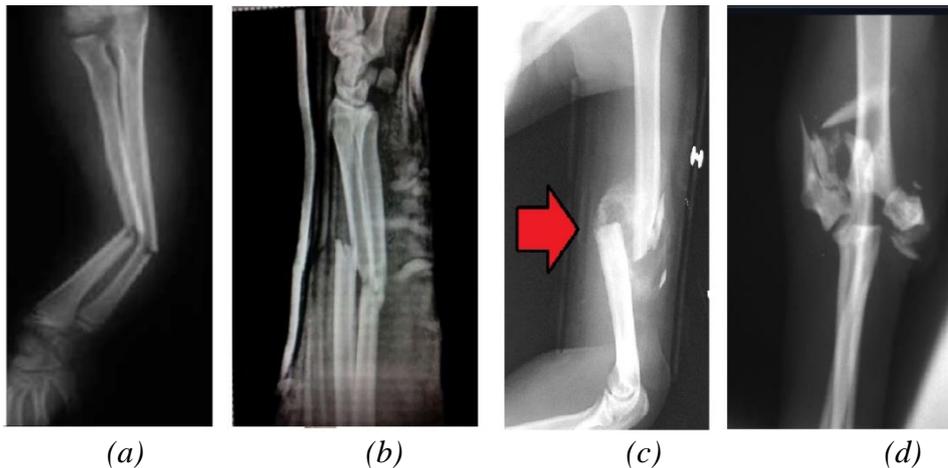


Figura 2.5 Fracturas según la desviación de los fragmentos; (a) Anguladas, (b) Con desplazamiento lateral, (c) Acabalgadas, (d) Engranadas.

2.3. Fracturas de la tibia

Las fracturas diafisarias de la tibia son la más frecuentes y en su mayoría son fracturas abiertas por la localización relativamente superficial de la extremidad. La diáfisis también conocida como eje, se encuentra entre el segmento extremo proximal y distal. Las causas más habituales son los accidentes de tránsito (atropellos, motocicletas, bicicletas) que afectan sobre todo a pacientes jóvenes por pertenecer a un grupo económicamente activo [24].

Los principios de clasificación se basan en la comprensión y la aplicación de definiciones estandarizadas, pues en su mayoría son universales y permiten la coherencia de la comunicación. Para una mejor toma de decisiones clínicas, se debe tener un amplio conocimiento a la hora de clasificar la fractura, pues mientras más precisa sea la descripción, serán mejores los datos registrados. Es por eso que hace que sea un factor importante al momento de seleccionar el tipo de tratamiento e implante, basándose también en la experiencia clínica del especialista a solucionar cualquier tipo de fractura [2].

La clasificación más aceptada es la AO/ASIF, que las agrupa en el segmento 42 del esqueleto y que según el grado de gravedad se subclasifica entre los tipos A, B y C de menor a mayor grado de complejidad. Siendo así, la morfología de la fractura diafisaria (ver figura 2.6), se define como [24].

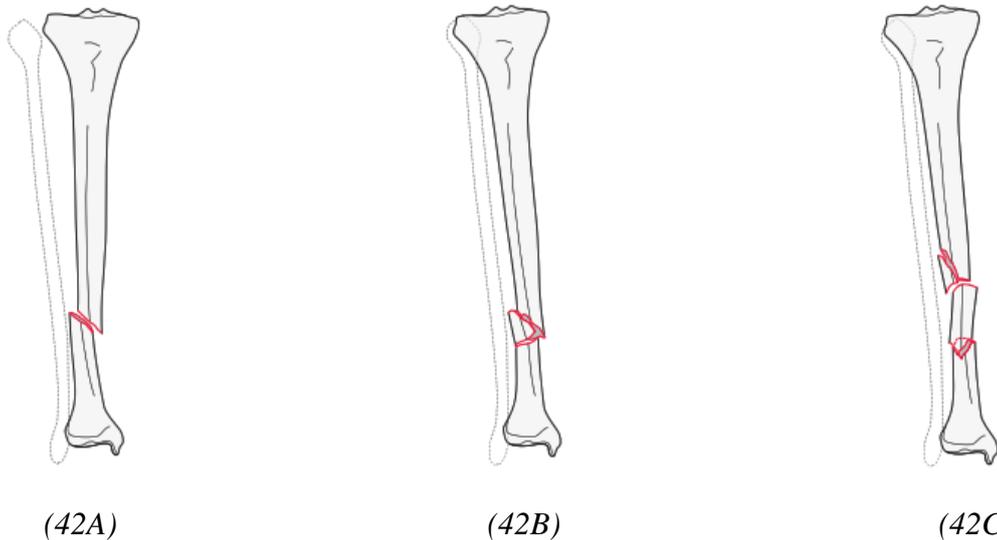


Figura 2.6 Clasificación de las fracturas de la tibia a nivel de la diáfisis según la AO/ASIF; (42A) Fractura simple, (42B) Fractura de cuña, (42C) Fractura multifragmentaria [2].

2.3.1. Tipo A. Fracturas de trazo simple

Tienen una sola interrupción circunferencial de la diáfisis.

- A1. Trazo espiral.
- A2. Trazo oblicuo (ángulo $> 30^\circ$)
- A3. Trazo transverso (ángulo $< 30^\circ$)

2.3.2. Tipo B. Fracturas de cuña

Se caracterizan por el contacto entre los fragmentos principales, después de la reducción se restaura la longitud normal del hueso, este fragmento de cuña puede estar intacto o en múltiples fragmentos [2].

- B1. Fractura en cuña intacta
- B2. Fractura de cuña fragmentaria

2.3.3. Tipo C. Fractura multifragmentaria

Consiste en muchas líneas de fractura y fragmentos de fractura. A nivel de la diáfisis, el segmento fracturado está intacto o en muchos fragmentos, de modo que después de la

reducción se eliminaría el área fracturada y pues no habría contacto entre los fragmentos proximales y distales [2].

C1. Fractura segmentario intacto.

C2. Fractura fragmentaria.

2.4. Mecanismos de lesión

Los mecanismos de lesión describen cómo ocurre la fractura, entre estas se encuentran:

2.4.1. Directo

Los traumatismos de alta energía por impacto directo producen fracturas transversales, conminutas y desplazadas que frecuentemente son abiertas. Generalmente son ocasionadas por accidentes de tráfico que producen una alta incidencia de lesiones en las partes blandas. En el caso que sea penetrante, causados por heridas de arma de fuego depende mucho la velocidad del proyectil, por este factor la gravedad de lesiones óseas y de partes blandas serán diferentes.

Los traumatismos de baja energía son producidos en tres o cuatro puntos, como por ejemplo las lesiones por botas de esquí, cuyas fracturas suelen ser transversales u oblicuas cortas, con un posible fragmento en mariposa. Las lesiones también pueden darse por un traumatismo directo, causado por la diáfisis peronea que actúa sobre la cara lateral de la pierna [25].

2.4.2. Indirecto

En este tipo de traumas indirectos se dan por mecanismos de torsión, sus causas principales son por el efecto de torsión con el pie fijo y las caídas desde alturas bajas. Estas hacen que las fracturas sean de tipo espiroideas y no desplazadas. También se encuentran las fracturas por sobrecarga, son típicas en los reclutas militares y bailarinas de ballet, que aparecen sobre todo en la unión metafisodiafisaria y en el tercio medio correspondientemente [25].

2.5. Fisiología del tejido óseo

El hueso es un órgano, el cual se compone de varios tejidos (vasos sanguíneos y linfáticos, nervios y tejidos adiposo, conjuntivo y óseo) y posee funciones como; la de proteger a los órganos internos, actuar como soporte mecánico y ejercer la actividad metabólica [26].

El tejido óseo es uno de los componentes del hueso que tiene sus propias células y matriz ósea. Además, posee un componente inorgánico cristalino [26].

2.5.1. Tipos de tejido óseo

- **Hueso fibrilar** (primitivo o woven bone). Está presente en el embrión y en el recién nacido, en el callo de fractura, en la zona metafisaria del hueso en crecimiento y en algunos procesos tumorales. Posee un gran número de células organizadas anárquicamente, lo que hace que la respuesta del organismo a la necesidad de formar el hueso sea rápida. Se comporta mecánicamente como isotrópico (tiene la misma forma de respuesta, sea cual sea la dirección de la fuerza aplicada).
- **Hueso laminar** (o maduro). Es producto de la remodelación del hueso existente. Tiene una organización paralela y definida las fibras de colágeno, células más dispersas y de tamaño constante. También es anisotrópico, es decir, opone mayor resistencia cuando la dirección de la fuerza es paralela al eje longitudinal de sus fibras.
- **Hueso esponjoso**. Está formado por un conjunto de trabéculas óseas organizadas en forma de malla compleja tridimensional, este segmento ocupa toda la sección transversal del hueso y constituye un 20% de su volumen [27] (ver figura 2.7).
- **Hueso compacto** o cortical. Es tejido macizo, en la figura 2.7 se puede observar que se presenta dos cubiertas, denominadas periostio y endostio que son estructuras básicas para el proceso de remodelación ósea. El periostio recubre toda la zona externa al hueso, su papel es determinante en el crecimiento a lo ancho del hueso y en la formación del callo de fractura. El endostio recubre la cavidad medular de los huesos largos y la superficie del hueso esponjoso o trabecular, se encarga de las actividades metabólicas y estructurales complejas durante toda la vida. Representa el 80% de la masa ósea [27].

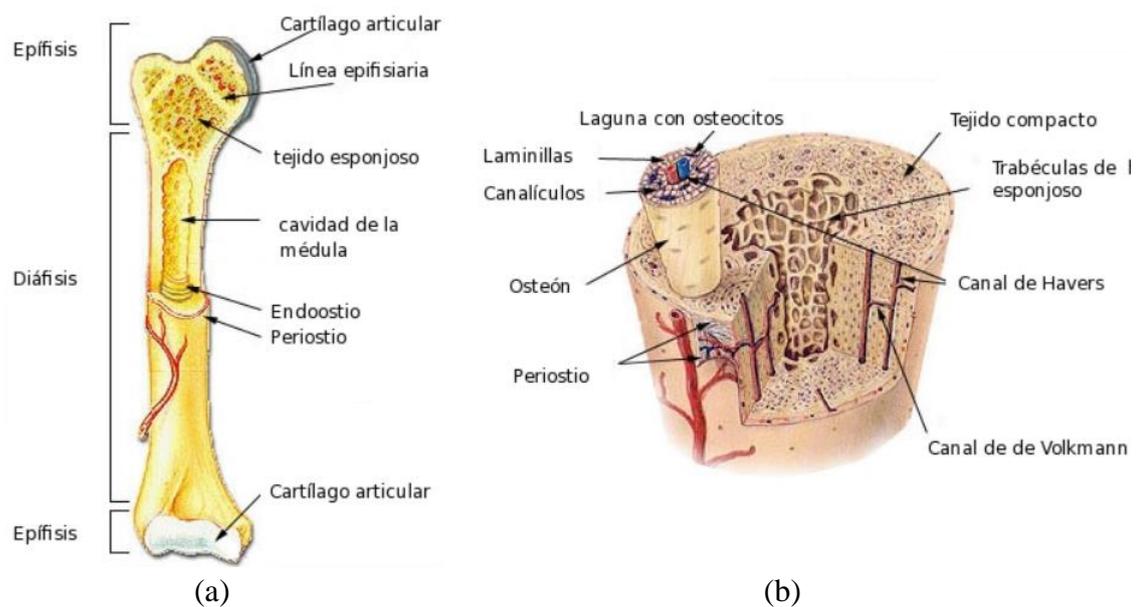


Figura 2.7 Tejido óseo; (a) Estructura de un hueso largo, (b) Detalles de la sección transversal de un hueso largo [28].

2.5.2. Componentes del tejido óseo

En [26] se subdivide al tejido óseo en dos componentes esenciales, la matriz ósea y el componente celular:

Matriz Ósea, está compuesto por:

- Componente orgánico (22-25%):

Contiene el 90% de fibras de colágeno de tipo I (ver figura 2.8), que es el elemento básico de la matriz ósea. Es responsable de la resistencia a fuerzas de tensión y se dispone en forma de fibras, confiriendo al hueso elasticidad y resistencia a la tracción. Es rico en aminoácido hidroxiprolina, la que ayuda a la resorción ósea. El 5% son fibras de colágeno de tipo II y IV. En las proteínas no colágenas, las más importantes son; la osteocalcina que regula la densidad ósea, la osteopontina que actúa como sistema de anclaje, la osteonectina que participa en la regulación del Ca, los proteoglicanos responsables de la resistencia a las fuerzas de compresión del hueso y por último los lípidos.

- Componente inorgánico (70%):

El 95% es fosfato cálcico, se localiza entre las moléculas de colágeno y es el principal responsable de la resistencia a las fuerzas de compresión. El resto es Agua de un 5% al 8%.

Componente celular, está compuesto por:

➤ **Línea osteoformadora:**

Se encuentran los Osteoblastos como se puede observar en la figura 2.8, se localizan en la superficie ósea. Producen colágeno I, fosfatasa alcalina y osteocalcina. Cumplen con funciones como; sintetizar el componente orgánico de la matriz ósea, regular la mineralización del tejido óseo e iniciar el proceso de reabsorción. Los Osteocitos constituyen el 90-95% del componente celular, sus funciones son: mantener la homeostasis mineral y actuar como sensor de fracturas, si se rompen las uniones comienza el proceso reparativo.

➤ **Línea destructora de hueso:**

Están los Osteoclastos (ver figura 2.8), son células multinucleadas que se encargan de la resorción y eliminación del tejido óseo no deseado, son imprescindibles para el desarrollo, crecimiento, mantenimiento y reparación normal del hueso.

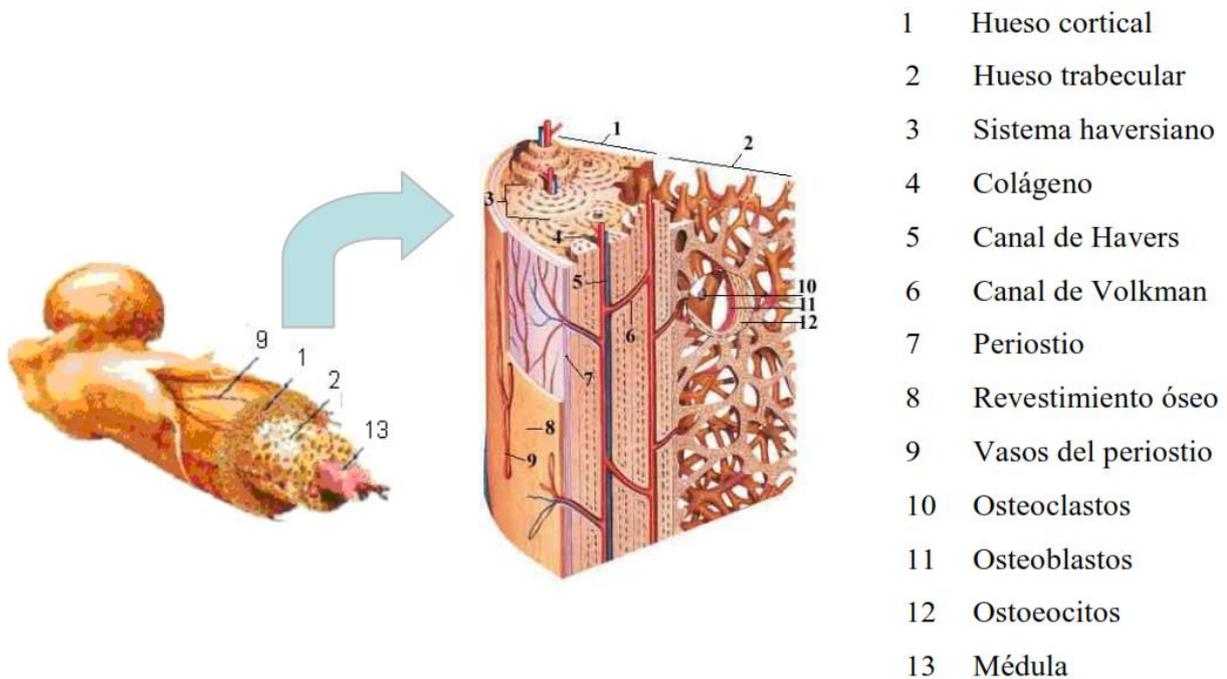


Figura 2.8 Componente del tejido óseo [29].

2.6. Consolidación ósea

La reparación de la fractura tiene ciertas características específicas, es un proceso de restauración que se completa sin la formación de cicatriz. A diferencia de lo que ocurre

en otros tejidos como la piel, al finalizar el proceso de reparación sólo queda hueso maduro en lugar de la fractura [30].

2.6.1. Fase de impacto

La consolidación natural de la fractura comienza con la formación de un hematoma en el sitio en donde está la fractura, debido a que la necrosis y hemorragia que se producen va a liberar factores que iniciaran y regularan todo el proceso de activación (ver figura 2.9) [31].

2.6.2. Fase inflamatoria

La interrupción vascular produce hipoxia mientras que la destrucción celular desencadena una respuesta inflamatoria con un máximo a las 24 horas hasta el 7º día, el propósito de esta respuesta inflamatoria es la limpieza del foco de fractura para preparar el terreno a la consolidación. Se inicia inmediatamente después de producirse la fractura.

Se produce un acumulo de líquido en el espacio intersticial por vasodilatación y aumenta la permeabilidad capilar en respuesta a factores como histamina, serotonina, etc. y localmente se concentran, leucocitos y especialmente neutrófilos, a los que se unen progresivamente células de la serie mononuclear-fagocítica. Todas las células inflamatorias, como las plaquetas del hematoma fractuario, liberan factores locales que desencadena la proliferación, emigración y diferenciación de células mesenquimales y la aparición de brotes vasculares que invadirán el foco.

Entre el 4º y 21 día hay un aumento del flujo sanguíneo local. La regularización del proceso de consolidación va a depender en parte de la electronegatividad y la relativa falta de oxígeno [31].

2.6.3. Fase de formación del callo blando

Básicamente lo que va a ocurrir en esta fase es que existirá proliferación y diferenciación celular con un aumento de proliferación vascular (ver figura 2.9). La proliferación se pone en marcha donde se encuentra el periostio, endostio y tejido circundantes vasculares, comienzan a aparecer osteoblastos, osteoclastos y condroblastos. Los osteoblastos y condroblastos forman una amalgama celular responsable del callo blando [31].

2.6.4. Fase de formación del callo duro

En la figura 2.9 se puede observar cómo se produce la mineralización del callo blando y variara dependiendo del tejido subyacente. El tejido osteoide neoformado se va a mineralizar directamente por el depósito de cristales de hidroxapatita. El tejido cartilaginoso seguirá un proceso de osificación endcondral similar al que siguen los moldes cartilagosos del feto. El tejido óseo resultante es de tipo fibrilar [31].

2.6.5. Fase de remodelación

Esta fase durará meses y años, hasta que el hueso fibrilar se transforma en laminar trabecular en las zonas epifisometafisaria y haversiano en la cortical diafisaria. En esta fase desaparece la electronegatividad, se normaliza la tensión de oxígeno y la cavidad medular, ocupada por el tejido neoformado, es vaciado y ocupado por médula ósea (ver figura 2.9). Esta fase conducirá a una reorganización interna del callo [31].

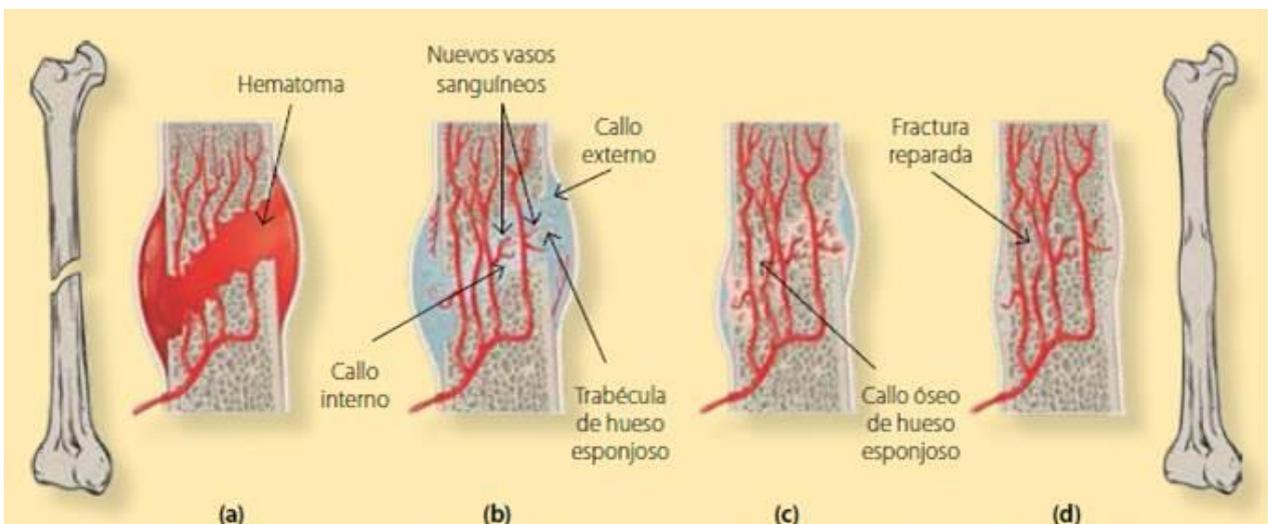


Figura 2.9 Fases de la consolidación ósea; (a) Formación de hematoma, (b) Formación de callo blando, (c) Formación de callo duro, (d) Remodelación [32].

2.7. Biomecánica

El hueso puede ser considerado tanto un tejido como una estructura, dicho esto se puede estudiar los efectos y la relación entre las fuerzas aplicadas sobre este elemento (ver figura 2.10). Así se define que la resistencia ósea no depende solamente de su masa, sino también de sus propiedades geométricas, estructurales y materiales (mineralización

y composición de la matriz), englobadas todas ellas en un concepto denominado calidad ósea [33].

Los huesos responden a las fuerzas aplicadas, entonces si sometemos un hueso a la acción progresiva de una fuerza, se producen dos tipos de deformación en forma sucesiva, los cuales son elástico y plástico. Como se muestra en la figura 2.10, en la fase de elasticidad el hueso recupera su forma inicial una vez que deja de aplicarse sobre él una fuerza y en la fase de plasticidad ocurre lo contrario, es decir no recupera su forma inicial y se mantiene con su deformación plástica, incluso cuando cesa la fuerza. En una región determinada de la región plástica aparece el punto que corresponde con el esfuerzo máximo, en el que a partir de este se producen microfrazuras, ya en este punto la deformación sufrida por la muestra, incrementará por efecto a lo sucedido ósea [33].

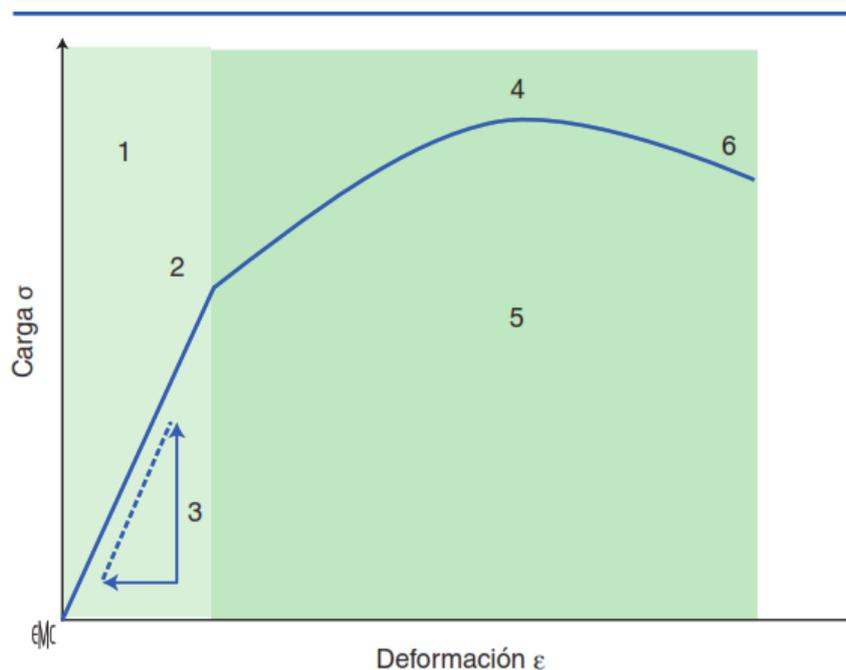


Figura 2.10 Curva de deformación en función de la carga aplicada a un material; 1. Deformación elástica; 2. Límite elástico; 3. Alto límite elástico o carga de ruptura; 4. Deformación plástica; 5. Punto de ruptura; 6. Módulo elástico (módulo de Young) [34].

La deformación plástica no es el único modo de formación irreversible. En este sentido, si debajo del umbral del límite de elasticidad a un objeto se le aplica una carga constante, la fluencia produce una deformación irreversible. Igual que el módulo de elasticidad, es una propiedad propia o característica de su naturaleza, que no depende de las circunstancias [34].

La fuerza que se aplica sobre el segmento óseo según el ángulo y la forma, puede clasificarse (ver figura 2.11) como; Compresión, tracción o tensión, corte o cizalladura y

flexión. La flexión es realmente el resultado de la combinación de varios tipos de fuerzas que actúan simultáneamente ósea [33].

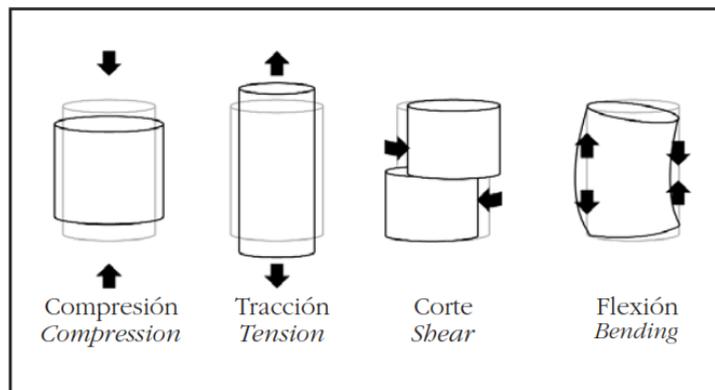


Figura 2.11 Clasificación de las fuerzas sobre el segmento óseo [33]

Hay que tomar en cuenta que el objeto de estudio, en este caso la parte diafisaria del hueso se asimila a un cilindro hueco, en donde sus propiedades en torsión mejoran con el aumento del diámetro externo. Para ello, los comportamientos de resistencia a las fuerzas de torsión, compresión axial, flexión y cizalladura se desglosan de las propiedades intrínsecas y estructurales del segmento óseo [34].

Se puede distinguir dos puntos importantes tras haber analizado los mecanismos de lesión. La ruptura con carga que se trata de un modelo clásico que se basa en la aplicación continua de una fuerza hasta la ruptura. Y la ruptura por fatiga, en donde las cargas que actúan están por debajo del límite elástico, pero su aplicación es de forma cíclica. Es el caso de las fracturas de implantes tras la pérdida de estabilidad de una osteosíntesis [34].

El hueso tras sus numerosas propiedades intrínsecas lo convierten en un tejido complejo, si es que se llega a hacer un análisis mecánico. También se considera que es anisótropo, ya que su módulo de elasticidad depende de la dirección que recibe. Por otro lado, algunos mecanismos influyen sobre la densidad y microestructura ósea, como, por ejemplo; el ejercicio y el sobrepeso, que aumentan la masa ósea debido al uso excesivo del complejo osteotendinolígaméntoso. Esto hace que el tejido sea adaptativo y evolutivo, no solo en función de las exigencias físicas (deportivas y profesionales), sino también en función de la edad, del sexo e incluso hormonales y metabólicas [34].

2.8. Generalidades de las placas

Como se muestra en la figura 2.12, la función principal de las placas es de proporcionar estabilidad y apoyo durante la consolidación de una fractura, brindando compresión y reduciéndola. En su gran mayoría están hechas de titanio o de acero inoxidable y tiene orificios para tornillos, en los que usan para fijarlas sobre la superficie de los huesos [35]. Se utilizan con mayor frecuencia en fracturas de huesos largos y muñeca, pero también en artrodesis (cirugía para unir, o fusionar, dos o más vértebras en la parte baja de la espalda) [36].

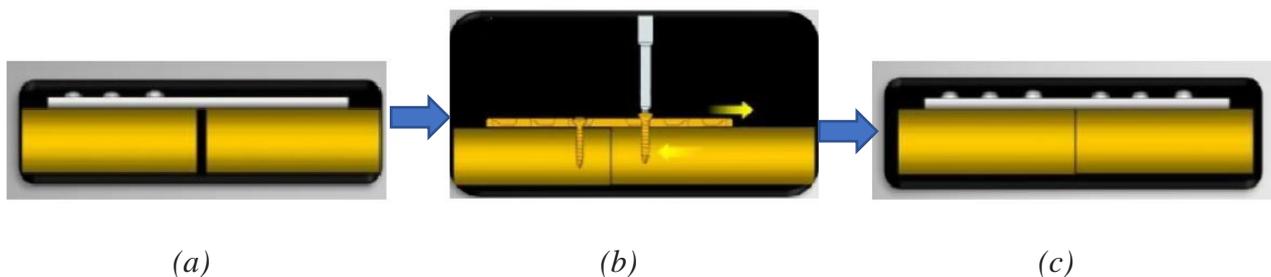


Figura 2.12 Función principal de las placas de osteosíntesis; (a) Fijación de placa con tornillos a uno de los fragmentos óseos, (b) Compresión de los fragmentos óseos, (c) Reducción de la fractura y fijación en ambos fragmentos óseos.

Existen diferentes modelos en los que se adaptan fácilmente a la superficie del hueso y de las articulaciones.

2.8.1. Las placas de compresión

Se usan para fijar fracturas estables comprimiendo los fragmentos óseos, esta compresión también se puede alcanzar a través de agujeros de diseño especial o por medio de la colocación excéntrica de los tornillos [36].

- *Las placas de compresión dinámica (DCP):* Son uno de los tipos más utilizados; sus orificios presentan una inclinación y un mecanismo que permite reducir y comprimir la fractura. A medida que se ajustan los tornillos, la placa se desliza sobre el hueso y atrae los fragmentos óseos con el fin de unirlos [35]. La zona más débil de estas placas está alrededor de los agujeros ya que es la única zona que se puede doblar [36] (ver figura 2.13).



Figura 2.13 Placa de compresión dinámica (DCP) [37].

- *La placa de compresión dinámica de bajo contacto o impacto (LC-DCP):* Este tipo de placa se diferencia a la DCP por la forma del corte en su superficie inferior, que disminuye el contacto entre la placa y el hueso (ver figura 2.14). Esto evita ejercer presión directa sobre la irrigación perióstica y puede facilitar la consolidación. Tiene una particularidad que es su grado de deformación suave y elástica, que no permite concentrar el esfuerzo alrededor de los agujeros [35] (ver figura 2.15).

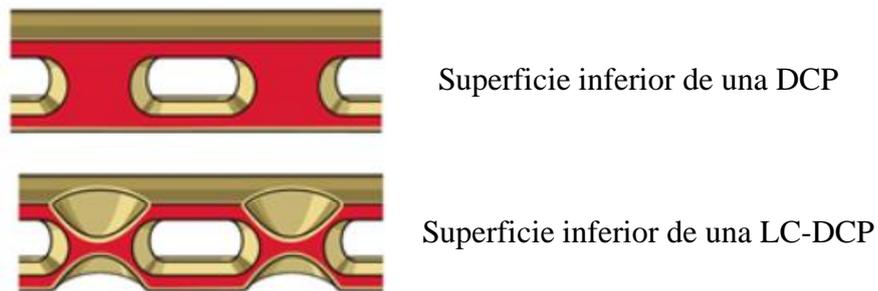


Figura 2.14 Diferencias entre la superficie inferior de una DCP y una LC-DCP [38].

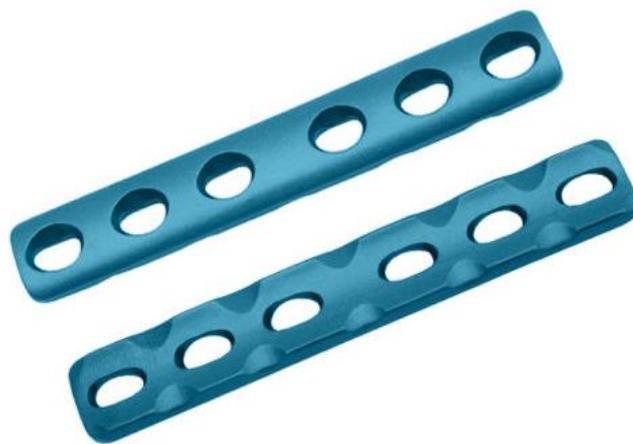


Figura 2.15 Placa de compresión dinámica de bajo contacto (LC-DCP) [37].

Estas placas están diseñadas con orificios para tornillos de una forma particular. Los agujeros son oblongos y la porción de cada agujero distante de la fractura tiene una forma inclinada u "hombro".

Se puede insertar un tornillo en cualquier orificio en una posición neutral, donde no se crea ningún movimiento relativo entre la placa y el tornillo al apretar. También se puede insertar un tornillo en cualquier orificio en una posición excéntrica para obtener compresión en el sitio de la fractura al apretar, esta acción se conoce como **principio de compresión** [38] (ver figura 2.16).



Figura 2.16 Posición neutral y excéntrica del tornillo en una placa LC-DCP [38].

Empleando la combinación de posiciones de cada uno de los tornillos a lo largo de la placa, se llega a tener una compresión entre los fragmentos óseos y por ende una reducción de la fractura como se muestra en la figura 2.17.

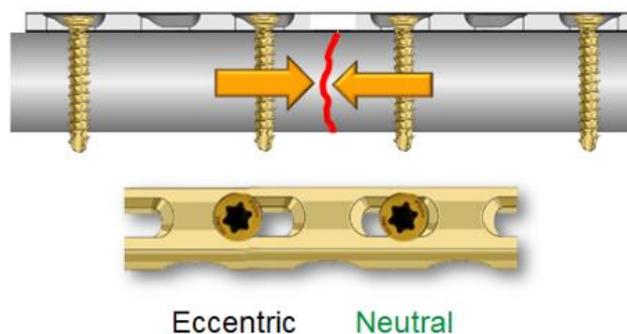


Figura 2.17 Combinación de las posiciones de tornillos en una placa LC-DCP [38].

- *La placa de compresión de bloqueo (LCP):* Se diferencia a la placa LC-DCP por sus orificios combinados que permite la inserción de tornillos de cabeza estándar y tornillos de cabeza roscada de bloqueo como se observa en la figura 2.18. Esto quiere decir que se

puede usar para funciones de revestimiento convencionales, y también con tornillos de cabeza de bloqueo para producir estabilidad angular [38].



Figura 2.18 Placa de compresión de bloqueo (LCP) [37].

- *Las placas de reconstrucción maleables:* Tienen bordes con muescas que permiten la flexión, es decir las hace maleables con facilidad en los 3 planos, permitiendo que sean adaptables y útiles en sitios anatómicos complejos, como el húmero distal, la pelvis, la clavícula, entre otras [38].



Figura 2.19 Placas de construcción maleables [37].

2.8.2. Las placas de neutralización

También conocidas como placas estáticas, se colocan sobre el foco de la fractura conminuta. Están diseñadas para proteger la superficie de la fractura y transmiten las fuerzas de incurvación, torsión y carga axial (ver figura 2.20). En su mayoría se combinan con tornillos fragmentarios [36].



Figura 2.20 Placas de neutralización [37].

2.8.3. Las placas de contención

También conocidas como sostén, es una estructura de apoyo que 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. Es decir, se usa para fortalecer o propulsar una estructura contra otra. Estas se utilizan en radio distal y platillos tibiales [36].



Figura 2.21 Placas de contención o sostén [37]

2.8.4. Placas condólinea

Esta placa utiliza la combinación con un tornillo de compresión para fijar las fracturas del cóndilo (el extremo redondeado de un hueso largo). El extremo de la placa está contorneado con la finalidad de adaptarse a la superficie del cóndilo y los tornillos se insertan a través de los fragmentos óseos para obtener compresión entre estos [35].

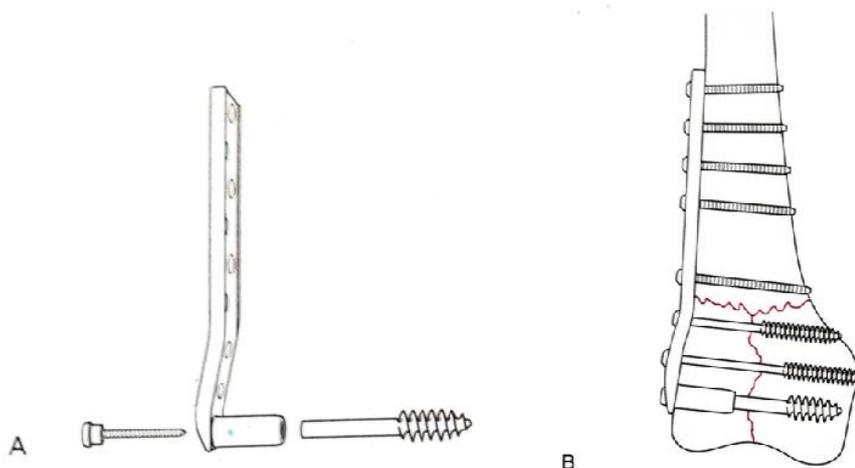


Figura 2.22 Placa y tornillos cóndileos; A Placa y tornillo de eje principal, B Placa y tornillos implementados en una fractura multifragmentaria.

2.9. Biomaterial

Los materiales utilizados para los elementos de osteosíntesis deben ser biocompatibles y proporcionar altas y variadas prestaciones mecánicas [39]. El término "biomateriales" se refiere a materiales sintéticos utilizados para aumentar o reemplazar la función de los tejidos y de los órganos vivos [40].

Los metales utilizados en traumatología tienen propiedades mecánicas y biológicas adecuadas, los cuales se han realizado varios estudios [39]. Pueden distinguirse tres grupos principales:

- Aleaciones a base de acero inoxidable.
- Titanio y aleaciones de titanio.
- Aleaciones de cobalto.

Las características principales que deben analizarse como parte íntegra de la biocompatibilidad son:

- La rigidez de un material (su capacidad para resistir a las deformaciones)
- Su resistencia (capacidad de resistir a las fuerzas aplicadas)
- Su plasticidad (tolerancia a la deformación antes de la rotura)
- Su resistencia a la corrosión (destrucción del metal con liberación de iones metálicos)
- El desgaste (producción de partículas de superficie)

Hay que resaltar que el titanio y las aleaciones de titanio son químicamente inertes lo que hace que sean más resistentes a la corrosión y más estables a nivel termodinámico que el óxido de cromo que se forma en contacto con el acero inoxidable. Dicho esto, se analiza las propiedades mecánicas del titanio y acero inoxidable, ya que son los materiales más usados en los implantes de osteosíntesis [39].

2.9.1. Propiedades mecánicas de los biomateriales

- *Módulo de Young*. - También se conoce como módulo de elasticidad, describe la capacidad de un material para recuperar su forma original y se considera como la relación entre esfuerzo y deformación [39]. El módulo elástico es característico del material y no se puede cambiar sin cambiar el material en sí [40]. Cabe recalcar

que el módulo de Young del hueso es inferior al de los materiales que se utilizan en los implantes de osteosíntesis [39]. En la tabla 2.1 se muestran los valores del módulo de elasticidad de varios biomateriales, los cuales son representativos y no pretenden ser exactos [40].

Tabla 2.1 *Módulo de elasticidad de algunos biomateriales [40].*

MÓDULO DE ELASTICIDAD	
MATERIAL	MÓDULO (GPa)
Polietileno (peso molecular ultra alto)	1
PMMA Cemento óseo	2
Ti-6Al-4V	100
Acero inoxidable 316L	200
Aleación de cobalto-cromo-molibdeno	220
ZrO ₂	220
Al ₂ O ₃	300

- *La ductilidad.* - es la capacidad de un material para deformarse plásticamente antes de fallar [40]. La plasticidad es deseable en las placas de compresión dinámica cuando hay que moldearlas en el pre o intraoperatorio [39].
- *La resistencia a la tracción.* - es la tensión máxima previa a la rotura del material. Para los implantes de osteosíntesis, las fuerzas aplicadas deberán ser inferiores al límite elástico. En caso de que se tenga que moldear el implante, el material ideal debe poder permitir la deformación plástica sin rotura del implante [39]. Se muestra a continuación en la figura 2.23 el comportamiento de un implante de acero inoxidable y de un implante de titanio:

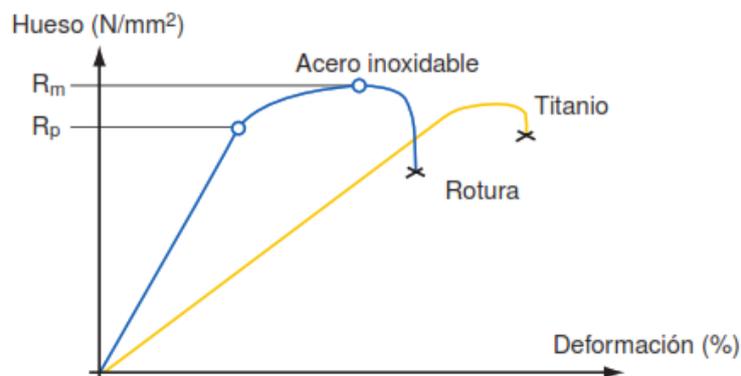


Figura 2.23 *Comportamiento de un implante de acero inoxidable y de un implante de titanio [39].*

Así se concluye que el módulo de elasticidad del titanio es inferior al del acero inoxidable, es decir que el titanio es más elástico que el acero. También por su ductilidad

el acero es más maleable que el titanio [39]. En la tabla 2.2 se muestran los valores de la resistencia de fluencia de algunos biomateriales, los cuales son representativos y no pretenden ser exactos [40].

Tabla 2.2 Resistencia de fluencia de algunos biomateriales [40].

RESISTENCIA DE FLUENCIA	
MATERIAL	RESISTENCIA (MPa)
Polietileno (peso molecular ultra alto)	25
PMMA Cemento óseo	70 (resistencia a la compresión)
Al ₂ O ₃	400 (resistencia a la flexión)
Acero inoxidable 316L	500–800
Ti-6Al-4V	850
ZrO ₂	900 (resistencia a la flexión)
Aleación de cobalto-cromo-molibdeno	650–1,100

- *Fatiga*. - se denomina así cuando un material que está expuesto de forma cíclica a una carga se logra romper con una carga inferior a la soportada en una carga estática. Las pruebas de fatiga en los elementos de osteosíntesis se realizan a baja frecuencia, de uno a cinco ciclos por segundo bajo una solución salina con el objetivo de simular el entorno natural [39]. En la figura 2.24 se muestra la comparación de un implante de titanio (grado 4) y un implante de acero (1.4441):

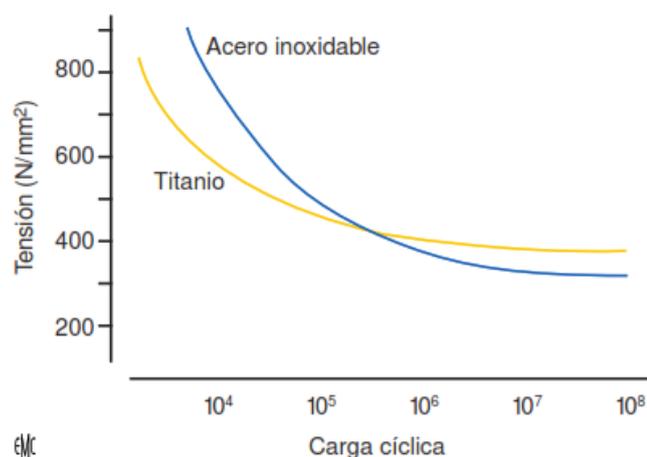


Figura 2.24 Resistencia a la fatiga de un implante de titanio y de un implante de acero [39].

Así se concluye que el acero inoxidable tiene una resistencia más alta a la fatiga oligocíclica (número de ciclos limitado) y el titanio tiene en cambio una mayor resistencia a la fatiga cuando se somete a un elevado número de ciclos [39].

CAPÍTULO III

Marco Metodológico

En este capítulo se presenta de forma detallada la metodología para desarrollar del trabajo de investigación, con el fin de ilustrar de forma clara y precisa la secuencia de pasos considerados para llegar a obtener el diseño y construcción de la placa de fijación interna LC-DCP para fracturas tibiales.

3.1. Modelo de la investigación

El presente trabajo, se basa en un modelo de investigación descriptiva; aplicada y de campo, especificando los lineamientos a seguir para el alcance de los objetivos planteados, utilizando estrategias y métodos característicos en el campo de la ingeniería. Siendo así, se detallan los tipos de investigación mencionados anteriormente:

- *Investigación descriptiva.* - Comprende la descripción, registro, análisis e interpretación de la naturaleza actual, composición o procesos de los fenómenos. El enfoque se hace sobre conclusiones dominantes, o sobre cómo una persona, grupo o cosa, se conduce o funciona en el medio que se vive. Es decir, se trabaja sobre realidades, cuya característica fundamental es la de presentarnos una interpretación correcta [41].
- *Investigación aplicada.* - Se conoce también como activa o dinámica y tiene como objetivo crear una nueva tecnología a partir de los conocimientos adquiridos a través de la investigación estratégica, pues depende también de sus descubrimientos y aportes teóricos. Su aplicación es para problemas concretos, en circunstancias y características concretas. Esta investigación se dirige a una utilización inmediata y no al desarrollo de teorías [41] [42].
- *Investigación de campo.* - Es básicamente la observación y cuidadosa recolección de eventos y materiales al ocurrir estos dentro de un contexto o ambiente natural [43].

3.2. Diseño de la investigación

En este capítulo se muestra cada una de las fases para llevar a cabo el diseño y construcción de una placa de compresión dinámica de mínimo contacto para reducción de fracturas de tibia.

3.2.1. Fase 1: Investigación

En esta fase se investiga la parte anatómica de la tibia, la biología ósea de la extremidad y la estructura de la tibia. Se toman en cuenta las fracturas a nivel de la diáfisis, especificando las características, los mecanismos y su clasificación. También se obtiene información clave para el diseño de la placa LC-DCP.

- Actividad 1: Investigación anatómica, fisiológica y biológica de la tibia.
- Actividad 2: Investigación relacionada a la biomecánica, la clasificación de fracturas de tibia y sus mecanismos de lesión.
- Actividad 3: Investigación acerca de los diferentes tipos de placas de osteosíntesis, características y propiedades de los biomateriales.
- Actividad 4: Solicitación de estadísticas a hospitales públicos referente al índice de fracturas de tibia en los últimos años.
- Actividad 5: Entrevistas acerca de los aspectos generales de las placas de compresión dinámica a médicos especialistas de traumatología en clínicas y hospitales públicos.
- Actividad 6: Visita a empresas distribuidoras de insumos médicos para la obtención de información mediante catálogos, fotografías y características específicas de las placas LC-DCP.
- Actividad 7: Búsqueda de contactos a personas, quienes han realizado trabajos de grado similares a la investigación presente.

3.2.2. Fase 2: Diseño de la placa LC-DCP

En esta etapa se diseña la placa de compresión dinámica de mínimo contacto y sus componentes de sujeción, se propone un modelo de acuerdo a una combinación de normas y catálogos que especifican las características de una placa de osteosíntesis a partir de los movimientos y las cargas a las que está expuesta la extremidad.

- Actividad 1: Formulación de las especificaciones del sistema a diseñar.
- Actividad 2: Generación de alternativas de solución para adquirir las dimensiones del modelo.
- Actividad 3: Selección de un modelo de placa y tornillos, basados en los criterios y restricciones de especialistas en traumatología.

- Actividad 4: Modelado 3D de la placa y tornillos con las dimensiones y características obtenidas.
- Actividad 5: Adquisición de un modelo óptico CMM 3D de un hueso de tibia de una persona adulta.
- Actividad 6: Selección del biomaterial.
- Actividad 7: Ensamble del sistema hueso-placa-tornillos.
- Actividad 8: Análisis de esfuerzos y desplazamientos empleado un programa basado en el MEF.

3.2.3. Fase 3: Construcción

En esta etapa se procede a la construcción de una placa de compresión dinámica de mínimo contacto (LC-DCP), tomando en cuenta el material seleccionado, el mejor método de sujeción ante las vibraciones de la máquina en operación, velocidades de avance y revoluciones para un desbaste y acabado completamente correcto. Se realiza las respectivas simulaciones para el proceso de mecanizado mediante el software SOLIDCAM 2016 y posteriormente obtener el código G. En este software se configura prácticamente todos los parámetros del mecanizado; las herramientas, dimensionamiento del material, ingreso y trayectoria de la herramienta, proceso de desbaste y finalmente el acabado.

- Actividad 1: Generar el código G con las dimensiones del material.
- Actividad 2: Adquisición del Acero Inoxidable 316L.
- Actividad 3: Adquisición de las herramientas.
- Actividad 4: Implementación del mejor método de sujeción del material a mecanizar.
- Actividad 5: Construcción de una placa de compresión dinámica de mínimo contacto (LC-DCP).

3.2.4. Fase 4: Validación

En esta etapa finalmente se logra realizar un análisis que determine la vida útil de la placa, concluyendo con varios criterios acerca del proceso y resultado de todo un estudio elaborado.

- Actividad 1: Realización de un estudio de la placa sometido a fatiga.

CAPÍTULO IV

Resultados y Análisis

En este capítulo se presenta los aspectos generales que definen el diseño y construcción de la placa LC-DCP, también se plantea las especificaciones del sistema hueso-placa-tornillos que se implementará en un análisis numérico basado por el método de elementos finitos, esto con la ayuda del software SOLIDWORKS 2018.

En primer lugar, se realiza un diseño de la placa LC-DCP con sus tornillos de fijación de modelos ya existentes y en base a las normas que rigen los parámetros de elementos de fijación. Posteriormente se da a conocer las propiedades de los materiales e interacciones de cada uno de los elementos del sistema analizar. Después se abordan las condiciones de carga y discretización del sistema para luego efectuar los análisis propuestos. Luego de ello, se argumentan los parámetros de estudio a fatiga que es uno de los objetivos importantes que definirá la efectividad del diseño planteado antes las condiciones propuestas.

Finalmente, se da a conocer los resultados de un análisis numérico; la generación del código G empleando un programa de mecanizado SOLIDCAM 2016, el proceso de fabricación de la placa LC-DCP y el costo que implica emplear dicho proceso.

4.1. Especificaciones del sistema a diseñar

A continuación, se identifican ciertos parámetros de criterios y restricciones que contribuyen al diseño de la placa.

Funcionamiento: El diseño de la placa debe ser de tal forma que sus agujeros cumplan con el principio de compresión y que pueda ser capaz de reducir el contacto entre la superficie de la placa y hueso.

Dimensionamiento de la placa LC-DCP: Su geometría está definida por una arista de 4,6mm de espesor, 13,5mm de ancho y 142mm de longitud. El resto de las características están ligadas a estándares internacionales como; ISO 5836:1988 (E), ASTM F 328-99(2003) y una serie de catálogos de la empresa líder en el mercado de ortopedia y neurocirugía “DePuy Synthes”.

Material: Se modela la placa con las propiedades del material Acero Inoxidable 316L y posteriormente su mecanizado con el mismo, pues es identificado como material biocompatible y sus propiedades mecánicas, son las adecuadas para este tipo de implante.

Peso: El diseño está orientado a obtener un peso liviano, sin afectar la resistencia.

Costo: La placa a diseñar, no debe tener un costo mayor a \$1.000.

Tipo de fractura: Se propone una fractura en el hueso de tibia a nivel de la diáfisis, de tipo trazo simple-transversal (ángulo $< 30^\circ$).

4.2. Diseño de la placa

La placa propuesta a continuación, es el resultado del rediseño de modelos previamente existentes y de las normas ISO 5836:1988 (E), ASTM F 328-99(2003), bajo la cual se rige su diseño. Dicho proceso se llevó a cabo considerando implantes comerciales, los cuales se adaptaron a los requerimientos de especialistas en traumatología para llegar a considerar tanto el criterio de selección, como el proceso de recuperación y consolidación del tejido óseo ante la rotura del hueso. Tomando en cuenta estos criterios, se formula la siguiente información en la tabla 4.1, para saber qué características debe contener la placa ante el tipo de fractura a solucionar.

Tabla 4.1 *Criterios de selección para una placa LC-DCP*

Fracturas simples de la tibia a nivel de la diáfisis	
Fuente	Criterio de selección para la placa LC-DCP
Dr. Carlos Colmenares	Estrecha de 8 a 9 orificios
Dr. Crystian Santiago Endara	Estrecha de 3 a 4 orificios a cada lado de la fractura
Dr. Marlon D. Flores M.	Estrecha de 8 a 10 orificios
Dr. César Eguiguren	Estrecha de 4 orificios a cada lado de la fractura
AO Foundation	Si son oblicuas: Anchas de 6 a 10 orificios
	Si son transversales: Estrechas de 6 a 8 orificios

Con los resultados obtenidos, se selecciona la placa cuyas características sean las más comunes ante este tipo de fracturas. Así se llega a escoger el modelo de placa estrecha LC-DCP de 8 orificios, cuyos tornillos tendrán un diámetro de 4,5mm.

4.2.1. Descripción de la placa

A continuación, se muestra en la figura 4.1 y 4.2 el diseño final de la placa LC-DCP, esta cumple con los criterios y restricciones que se ajustan a las normas y catálogos de implantes de fijación para fracturas tibiales a nivel de la diáfisis.

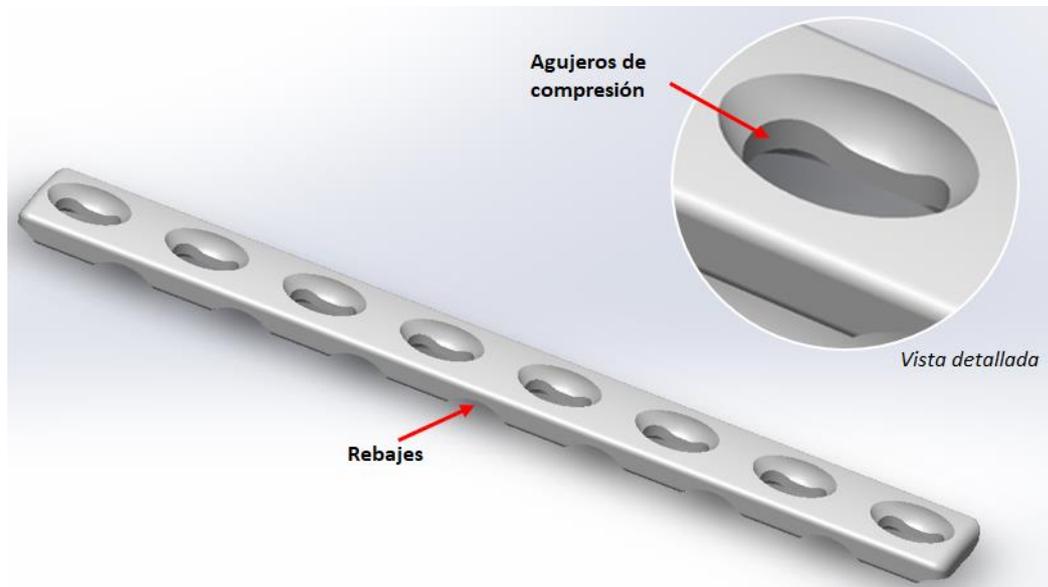


Figura 4.1 Vista isométrica superior de la placa LC-DCP de 8 agujeros.

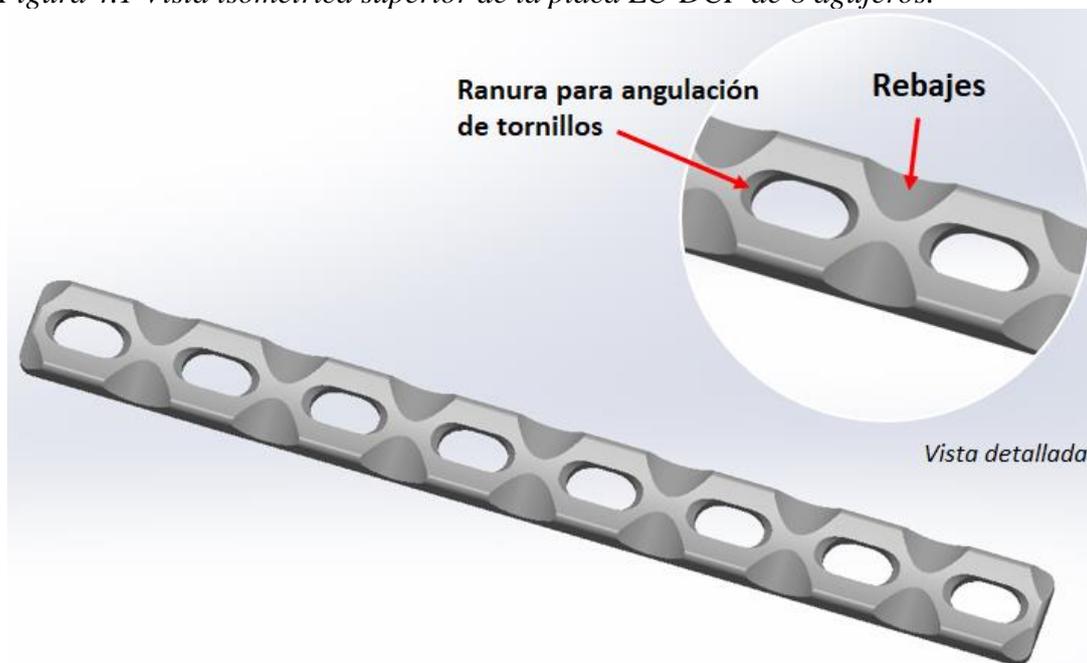


Figura 4.2 Vista isométrica inferior de una placa LC-DCP de 8 agujeros.

Así se detalla en la tabla 4.2 las dimensiones y características del diseño de la placa LC-DCP.

Tabla 4.2 *Criterios de selección para una placa LC-DCP*

Dimensiones	Longitud (mm)
Largo	142
Ancho	13,5
Espesor	4,6
Redondeo en bordes	1

Existen características únicas de la placa LC-DCP que desempeñan un papel importante para un correcto funcionamiento y que cumplan con los requisitos de un implante de fijación. De acuerdo con [38], la placa está diseñada con orificios para tornillos que tienen una forma particular. Los agujeros son oblongos y la porción de cada agujero distante de la fractura tiene una forma inclinada u "hombro", esta característica se describe por medio de una línea roja que se visualiza en la figura 4.3.

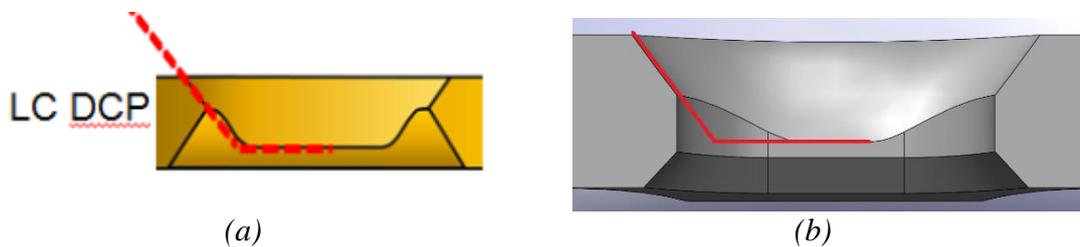


Figura 4.3 Agujeros de una placa LC-DCP; (a) Vista transversal según la AO, (b) Vista transversal del modelo diseñado [38].

La geometría de los agujeros se define también por una ranura que permite angular los tornillos hasta 80° en sentido longitudinal, lo cual amplía el rango de aplicaciones; incluso permite angulaciones transversales de tornillos de 14° [37] (ver figura 4.4).

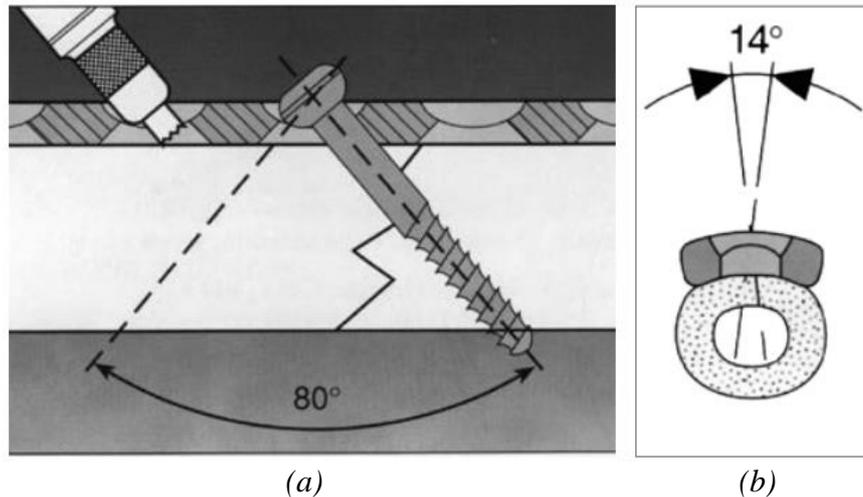


Figura 4.4 Angulación de los agujeros en placas LC-DCP; (a) Angulación longitudinal, (b) Angulación transversal [37].

La placa tiene una pequeña curvatura en la vista frontal, como se observa en la figura 4.5, esta característica hace que pueda acoplarse con la superficie del hueso, generando menos lesión en caso de que se desee retirar la placa. La curvatura está definida por la distancia entre el punto más alto y el punto más bajo de la cara transversal $W/6$, cierta distancia debe ser igual o menor al cociente del ancho de la placa W entre seis, como lo especifica ASTM F 328-99(2003).

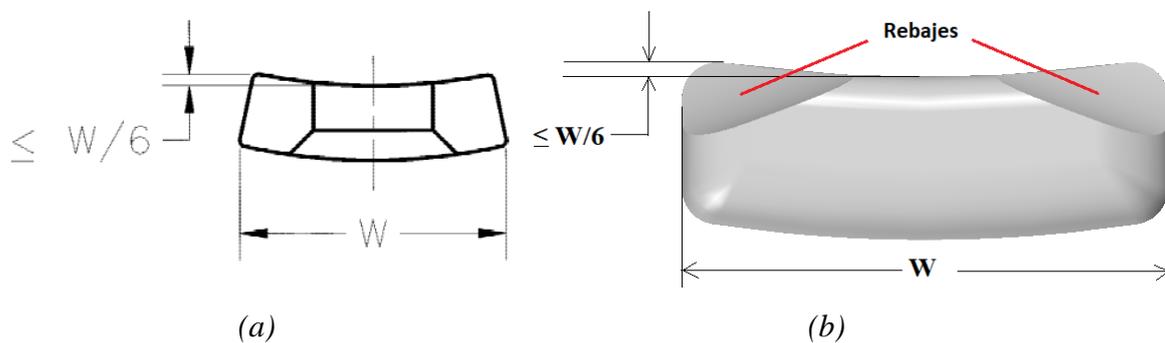


Figura 4.5 Vista frontal de una placa LC-DCP; (a) Restricción de curvatura de la placa según ASTM F 328-99(2003), (b) Vista frontal del modelo diseñado.

Una de sus principales características de las placas LC-DCP son los rebajes que se aprecian en la figura 4.6 y mostrada transversalmente en la figura 4.5, los mismos se encuentran en la superficie inferior y cumplen la función de disminuir el contacto entre la placa y el hueso, evitando ejercer presión directa sobre la irrigación perióstica y

facilitando la consolidación ósea. La rigidez uniforme de la LC-DCP permite conformar de manera fluida la placa al hueso, esta particularidad ayuda a proteger la placa de altos esfuerzos de flexión localizados (ver figura 4.7); por tanto, el efecto no permite concentrar el esfuerzo alrededor de los agujeros [35] [37].

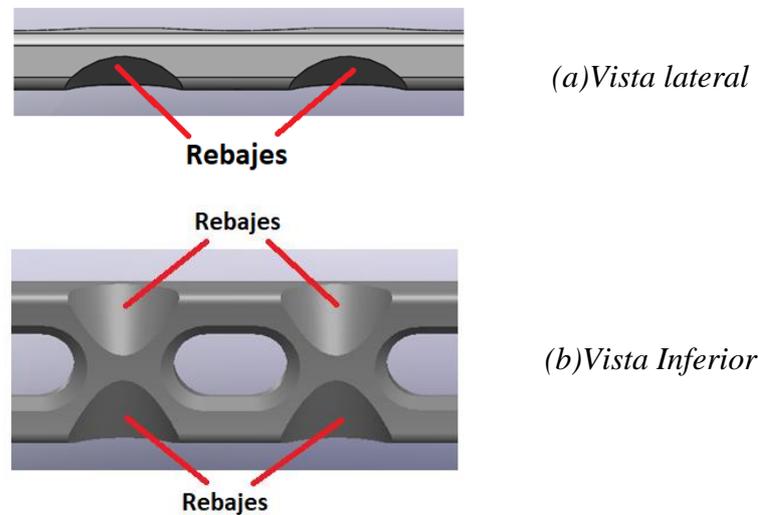


Figura 4.6 Rebajes de la placa LC-DCP del modelo diseñado



Figura 4.7 Diferencia de rigidez uniforme entre una placa LC-DCP y una Estándar [37].

En general los agujeros de la placa LC-DCP tienen una forma simétrica, que permite comprimir en ambas direcciones. Tienen un punto neutral que se encuentra en el centro y un punto de compresión en ambos lados (ver figura 4.8) [38].

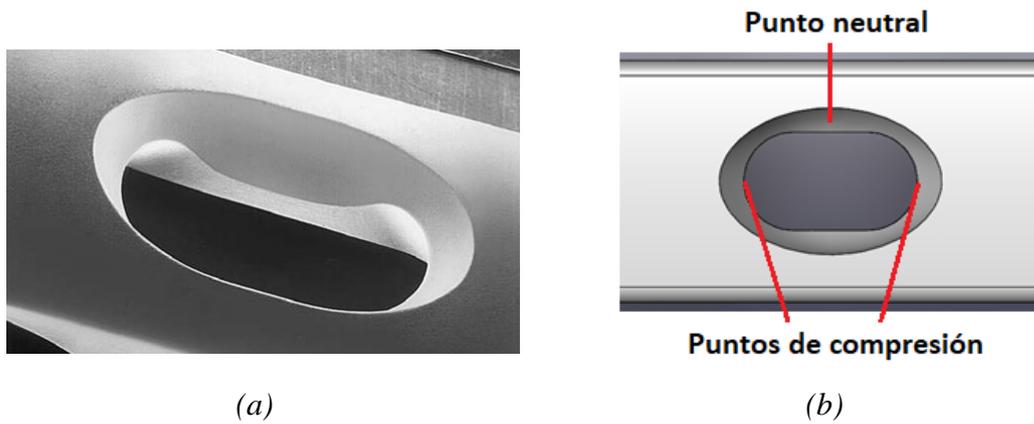


Figura 4.8 Simetría en los agujeros de compresión en una placa LC-DCP; (a) Vista isométrica, (b) Vista superior del modelo diseñado.

En la figura 4.9, se muestran ciertos parámetros que definen el perfil del punto medio del agujero en la placa, es decir el punto neutral donde se apoyará el tornillo sobre la placa.

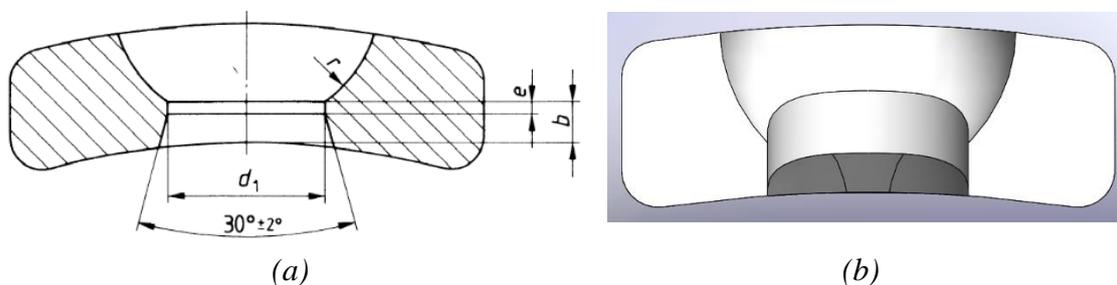


Figura 4.9 Agujeros de una placa LC-DCP; (a) Vista frontal-transversal según ISO 5836:1988 (E), (b) Vista frontal-transversal del modelo diseñado.

4.2.2. Descripción de los tornillos

Para fijar la placa al hueso se emplean tornillos basados en la norma ISO 5835: 1991, bajo la cual se rige su diseño. Los tornillos son específicamente para hueso cortical, el cual es el tipo de tejido óseo que se encuentra en la diáfisis de la tibia. Estos tornillos están formados por una cabeza provista de una ranura para insertar el destornillador, un vástago roscado con un diámetro interno y externo, y finalmente una punta (ver figura 4.10) [34].

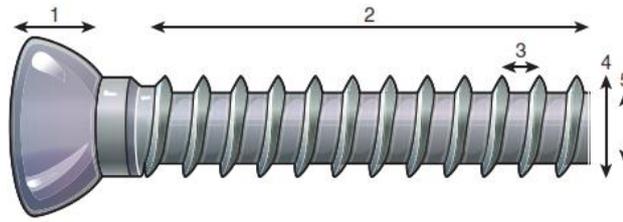


Figura 4.10 Partes de un tornillo; 1. Cabeza; 2. roscado; 3. paso de tornillo; 4. diámetro externo; 5 diámetro interno [34].

La utilización de los tornillos de fijación depende de la anatomía del hueso. La geometría de estos componentes de sujeción viene dada por una serie de características de acuerdo con la aplicación, entre ellas se encuentra la forma de la cabeza que puede apreciarse en la figura 4.11, también trabaja en conjunto con los agujeros para hacer posible la compresión dinámica y ciertos parámetros en el roscado asimétrico (ver figura 4.12) para una fuerte fijación al hueso a tratar.

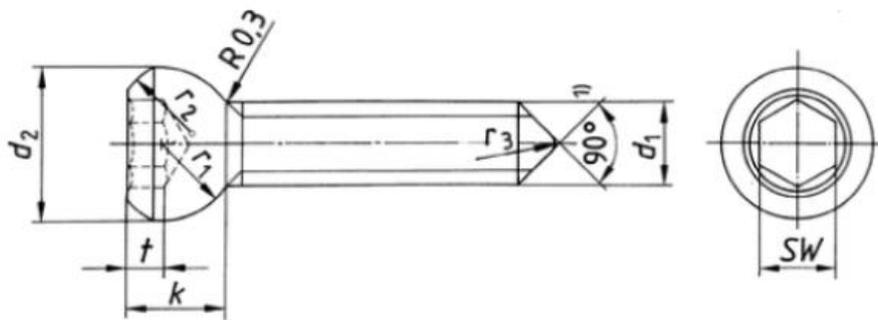


Figura 4.11 Parámetros del diseño de la cabeza en tornillos corticales según ISO 5835: 1991.

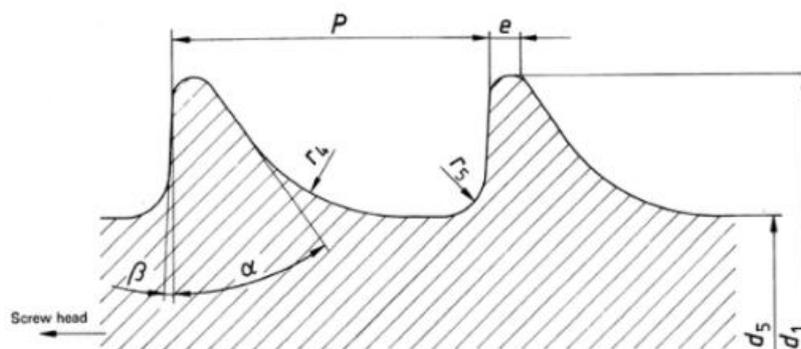


Figura 4.12 Parámetros del diseño de roscado en tornillos corticales según ISO 5835: 1991.

Dadas las restricciones y criterios, se utiliza el modelo de tornillo, indicado en la figura 4.13.

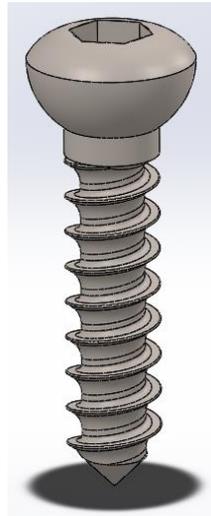


Figura 4.13 Diseño final del tornillo cortical de 4,5mm.

4.2.3. Análisis del sistema

Para el análisis del sistema se considera la interacción entre la placa, hueso y tornillos de fijación que se muestran en la figura 4.14, simulando de esa manera el sistema global. A continuación, se describen cada uno de los componentes.

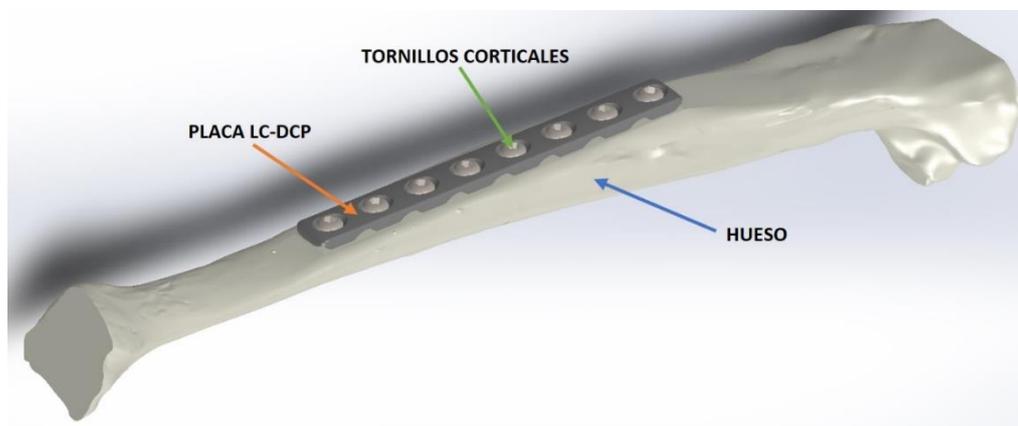


Figura 4.14 Sistema analizado placa-hueso-tornillos corticales.

Placa LC-DCP: Está definida por 4,6mm de espesor, 13,5mm de ancho y 142mm de longitud. El modelo diseñado, es la de una placa estrecha de 8 orificios que es colocada sobre el hueso, de tal modo que queden 4 agujeros a cada lado de la fractura.

Hueso: Esta representado a partir de un modelo óptico CMM 3D (Máquina de medición de coordenadas por escaneo en 3D) de un hueso de tibia, con una longitud de 36,7 cm. Dicha longitud se aproxima a la de una persona adulta, pues según el estudio [44], la longitud máxima de la tibia es de 38,42 cm en personas con una talla promedio de 170 cm.

El modelo óseo se dividió en dos partes iguales con el fin de representar una fractura de tipo transversal. A cada lado de la fractura se perforaron 4 cilindros con un diámetro de 4,5mm cada uno, en los cuales se ubicarán la rosca de los tornillos y que pueda así realizarse la fijación entre la placa-hueso (ver figura 4.15).

Para las condiciones de carga y restricciones, se realizaron dos cortes en los extremos de cada segmento, es decir donde se sitúan las articulaciones; para evitar problemas al aplicar las sujeciones y cargas, pues el modelo óseo adquirido se compone de varias caras y por su geometría irregular, hace que estos parámetros sean difíciles de ubicar (ver figura 4.15).

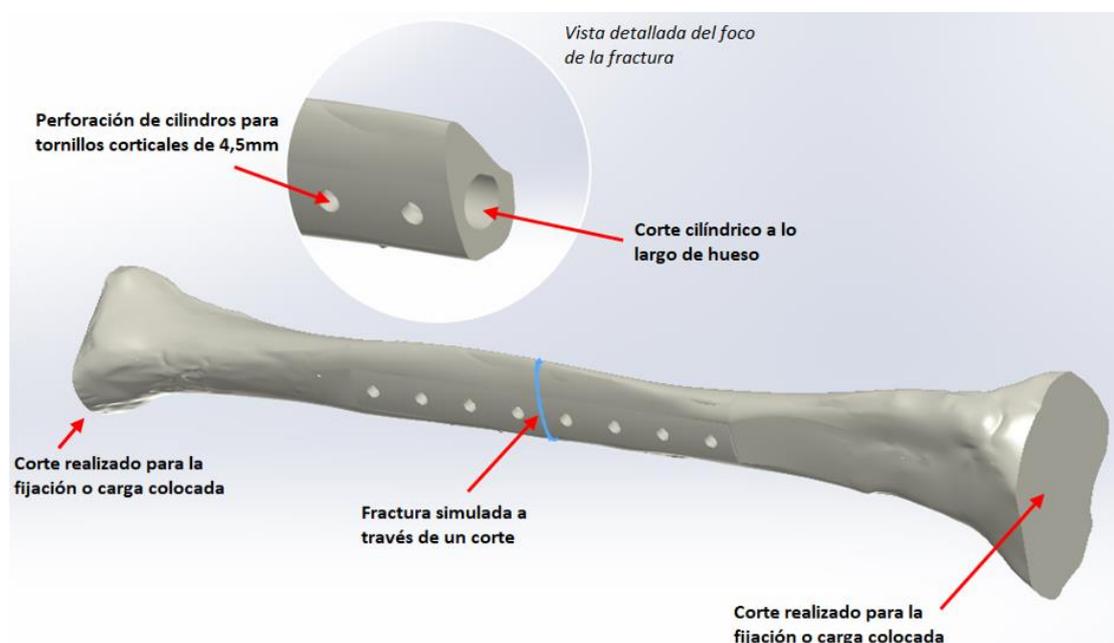


Figura 4.15 Detalles del modelo propuesto del hueso tibial.

Finalmente, se realizó un corte cilíndrico a lo largo de todo el hueso, considerando únicamente la densidad de la región ósea cortical y despreciando los efectos de densidad de la médula ósea, que se presenta en el interior del hueso como se muestra en la siguiente figura 4.15. Basado en estudios previos como [45], se desprecia el efecto de la médula ósea ya que no se transmiten cargas significativas. Ya agregadas estas modificaciones se vuelve a juntar ambas porciones del hueso, dejándolo como un solo sólido del hueso tibial.

Tornillos: Los tornillos corticales se modelaron mediante cilindros de diámetro de 4,5mm en la rosca. La cabeza del tornillo es esférica con un diámetro de 8mm. Su longitud de roscado aproximadamente de 19mm, es la suficiente distancia para atravesar ambas corticales. Se insertan 4 tornillos a cada lado de la fractura. Dichos tornillos son colocados en posición neutra, después de la compresión axial con la inserción de tornillos de forma excéntrica, estos se deslizan por los lados de los agujeros que están inclinados y terminan en posición neutra. Todos los tornillos son insertados paralelamente con respecto a la placa, sin ninguna inclinación.

4.2.4. Materiales

El material empleado para la construcción de la placa es el acero inoxidable 316L, el cual es el material más utilizado para la osteosíntesis. La razón se encuentra en sus propiedades mecánicas, la resistencia a la corrosión, la biocompatibilidad y una elevada ductilidad, que es la ideal para que las placas puedan ser moldeadas en el intraoperatorio. Además, la capacidad para resistir cargas elevadas, tanto de manera estática como cíclica, hace que este material resulte ser el ideal para implantes de osteosíntesis [39].

Este acero utilizado en traumatología es no magnético y su resistencia es gracias a la aleación de los elementos principales como; Fe, Cr (17-19%), Ni (13-15%), Mo (2,25-3,5%) y C (<0,03%). A pesar del elevado contenido en níquel, se han publicado pocos efectos secundarios con estos implantes [39].

Cabe resaltar que, si bien las propiedades biológicas o mecánicas son importantes en el material, las consideraciones económicas, logísticas y de manufactura hacen que este material sea la opción más óptima.

En la tabla 4.3 se muestran las propiedades mecánicas del acero 316L.

Tabla 4.3 *Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316L [46]*

Aleación	S_y (MPa) Límite elástico	S_u (MPa) Resistencia a la rotura	A (%) Máximo alargamiento	E (GPa) Módulo de elasticidad	S_f (MPa) Resistencia a la fatiga	n Coeficiente de Poisson
Acero 316L recocido	240-300	600-700	35-55	200	260-280	0,3

Las mismas propiedades de la tabla 4.3, corresponden al material definido para los tornillos, pues estos solo se tomarán en cuenta al momento de la simulación del sistema.

En el presente trabajo se considera al hueso cortical como un material lineal elástico ortotrópico, con constantes elásticas distintas en tres direcciones perpendiculares (ver figura 4.16).

Las direcciones de materiales ortotrópicos en todo un componente se definen según la geometría de referencia seleccionada, en este caso se seleccionó el plano “Alzado”, como se muestra en la figura 4.16:

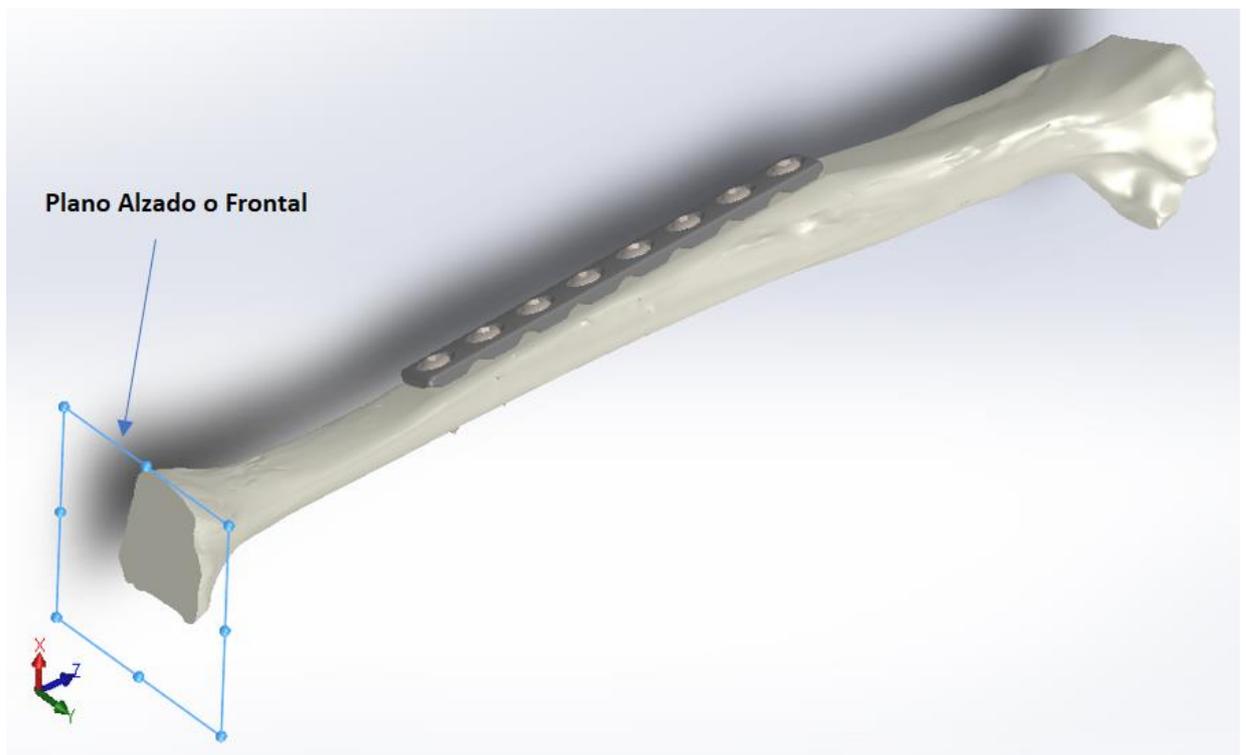


Figura 4.16 Las direcciones radial (X), tangencial (Y) y axial (Z) para el modelo óseo, seleccionado la geometría de referencia en el plano “Alzado”.

En la tabla 4.4 se muestra las propiedades elásticas usadas en la simulación del modelo óseo, donde (E) módulo elástico en GPa, (G) módulo de rigidez en GPa, (ν) relación de Poisson adimensional, (S_y) límite elástico en MPa y (ρ) densidad de masa en kg/m^3 .

Tabla 4.4 *Propiedades elásticas del hueso cortical [47]*

Hueso	E1	E1	E3	G12	G13	G23	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}	S_y	ρ
Cortical	12,00	13,40	20,00	4,53	5,61	6,23	0,376	0,222	0,235	51,00	1900000

La dirección (3) corresponde con la dirección axial del hueso, mientras que la dirección (1) y (2) corresponden a la radial y tangencial, respectivamente.

4.2.5. Interacciones

En el presente modelo se simulan las interacciones entre contornos de elementos como la placa, hueso y tornillos mediante; contacto de tipo sin penetración (superficie-superficie) y contacto global de tipo unión rígida.

De lo anterior, se originan un conjunto de contactos entre cada tornillo y placa, es decir (8) contactos de tipo sin penetración. Además, en todo el ensamble se agregó un contacto global de tipo unión rígida. Todas estas interacciones son más que suficientes para que el sistema este correctamente restringido y se comporte de la manera más lógica ante las condiciones de carga.

4.2.6. Condiciones de carga

Frecuentemente, el lugar de la fractura podría soportar parte de la carga, lo que conduce a deformaciones más pequeñas en los dispositivos de fijación y, por lo tanto, a una subestimación de las cargas internas. Debido a esta subestimación, que es difícil de cuantificar, las cargas medidas son siempre específicas del paciente y, por lo tanto, no son adecuadas para describir las cargas internas en general [48].

Para realizar ensayos in vitro (medio artificial fuera del organismo) y discutir los resultados de los mismos, es necesario conocer las cargas internas, expresadas como fuerzas y momentos internos. Sin embargo, no hay información sobre estas fuerzas y momentos a lo largo de la tibia humana durante la marcha en la literatura. El desarrollo de un modelo musculoesquelético numérico es muy complejo y requiere mucho tiempo [48].

Para el presente estudio se supone una persona con un peso aproximado de 75 kg, en las siguientes condiciones.

4.2.6.1 Condición 1: Compresión con una carga normal

En la primera condición se supone que el peso del cuerpo está orientado hacia un lado, es decir que la persona está apoyada en un solo pie. Por otra parte, se estima que el peroné soporta de un 6% a un 17% de la carga de peso a través de la extremidad [49]. De acuerdo con las consideraciones anteriores, suponiendo que la tibia absorbe el 85% del peso y el peroné 15%, el valor de la carga aplicada al modelo bajo esta condición es de 625,4 N. Las condiciones de carga se aplican directamente sobre el hueso en la parte superior extrema y se restringe con una geometría fija al otro extremo del hueso en la parte inferior (ver figura 4.17).

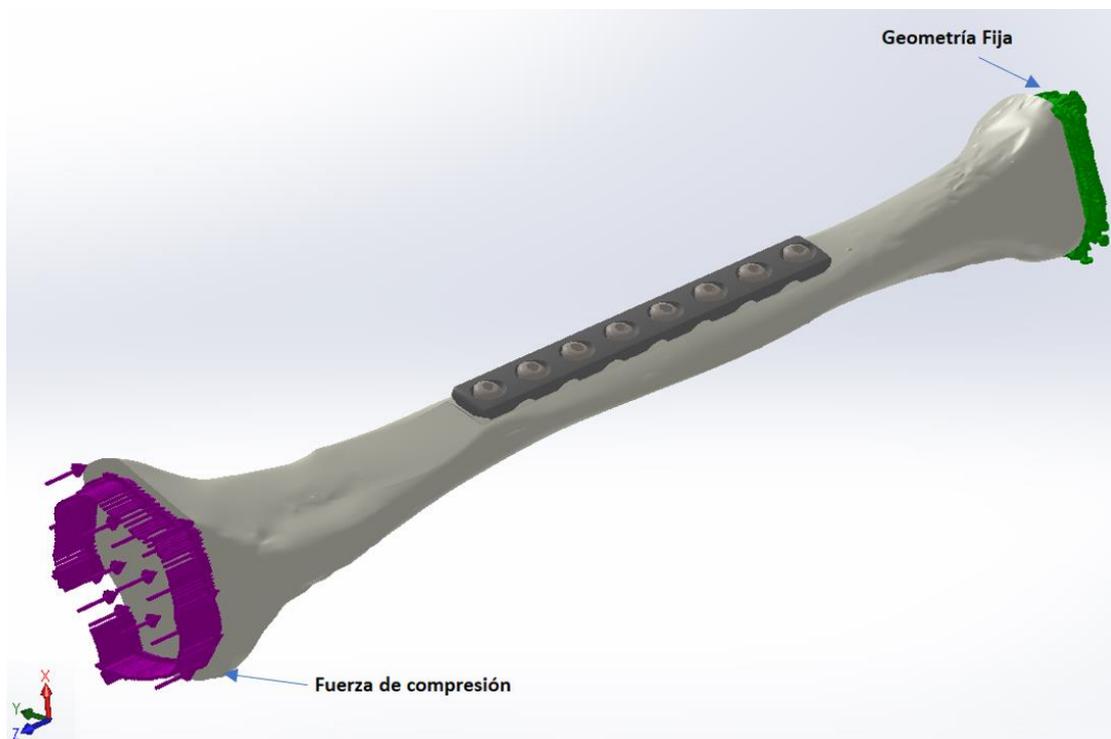


Figura 4.17 Fuerza de compresión en la sección transversal del hueso con empotramiento en el extremo opuesto.

4.2.6.2 Condición 2: Compresión con una carga de impacto

La segunda condición es similar a la primera, solo que la magnitud de la fuerza aplicada es de 2,8 veces el peso corporal que corresponde a la marcha del individuo [50],

conocida como carga de impacto. Tomando en cuenta esta característica y las consideraciones de la primera condición, la carga de compresión es de 1751,1 N.

4.2.6.3 Condición 3: Momento flector

Se analiza también a la tibia como una columna con carga excéntrica, lo que superponen momentos de flexión sobre las cargas axiales. Se considera $F_c = 625,4 N$ como el valor de la carga a compresión de la primera condición y $e = 0,03m$ como la excentricidad. Entonces, se define el momento flector como:

$$M = F_c \times e \quad (4.1)$$

Este momento flector que se obtiene de la expresión (4.1) tiene un valor de $M = 18,8 N.m$ que se modela como una fuerza puntual que actúa en la parte superior del extremo del hueso en el plano más crítico, es decir aquel que tiende a abrir la fractura, en este caso el plano YZ mostrado en la figura 4.18. El valor de la fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F.L \quad (4.2)$$

Donde $L = 0,367m$ que es la longitud total de las dos porciones del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión (4.2) que $F = 51,2 N$.

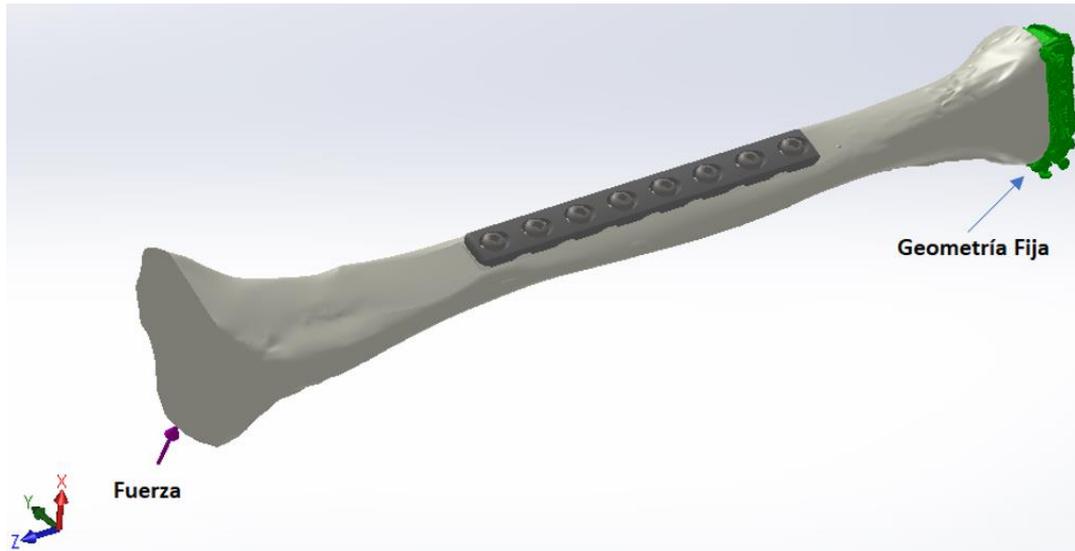


Figura 4.18 Momento flector, aplicando una fuerza puntual (respecto al plano YZ) en el extremo superior del hueso.

4.2.6.4 Condición 4: Momento torsor

En [51] mencionan la aparición de un torque tibial, como consecuencia de las cargas tibiales externas sobre los patrones de fuerza del ligamento cruzado anterior. Aunque los valores pueden variar, es posible considerar un máximo de 5 N.m. La torsión se aplicó en la sección transversal de la parte superior del hueso, a lo largo del eje de la tibia en la dirección más crítica, es decir en sentido antihorario como se muestra en la figura 4.19.

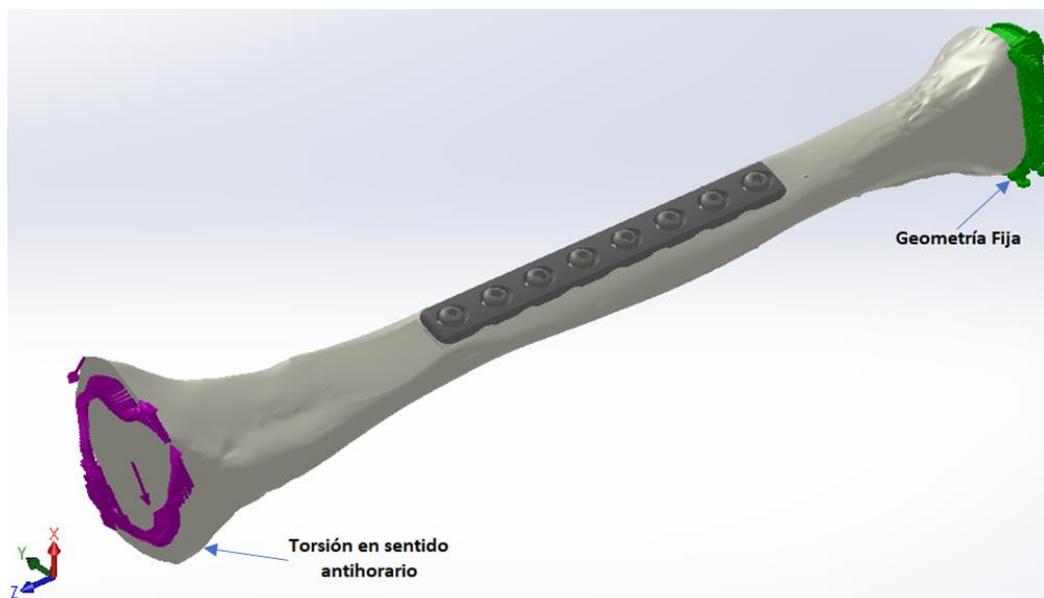


Figura 4.19 Momento torsor (respecto al eje z aplicado en el hueso)

Todas las condiciones de carga se aplican directamente sobre el hueso, a manera de conseguir la transmisión de esfuerzos desde el hueso y los tornillos hacia la placa. En la tibia se restringieron todos los desplazamientos en la zona distal (parte inferior) y las cargas fueron aplicadas en la zona proximal (parte superior).

Los valores de las cargas aplicadas en este trabajo se estiman para los diferentes casos en condiciones críticas, estos pueden variar en relación a la remodelación ósea, por lo cual la placa es diseñada para un grado limitado de exigencias (ver tabla 4.4)

Tabla 4.5 *Cargas consideradas para el sistema analizado placa-hueso-tornillos*

Condiciones	Carga aplicada
1ra Compresión con una carga normal	625,4 N
2da Compresión con una carga de impacto	1751,1 N
3ra Momento flector	18,8 N.m
4ta Momento torsor	5 N.m

4.2.7. Discretización del sistema analizado

Una vez que se delimitaron los contactos y material del sistema placa-hueso-tornillos en el programa SOLIDWORKS 2018, se realiza un mallado libre basado en curvatura con elementos cuadráticos de alto orden para una mejor calidad de mallado. Este tipo de mallado siempre es compatible con aristas en contacto de chapa metálica y superficie, por lo que puede también buscar interferencias entre sólidos antes de mallar, lo que lo hace apropiado para el mallado de modelos irregulares [52].

Al realizar el primer mallado de todo el conjunto, éste se va refinando cada vez más hasta obtener la convergencia del modelo, se discretiza con un control de malla más refinado en las aristas de los agujeros y rebajes de la placa, ya que es en estas regiones es donde más se presentan los máximos esfuerzos. Se realiza un control de malla por cada operación general del ensamble.

Posteriormente, se realiza un análisis de sensibilidad en el sistema, empleando así la ecuación 4.3 para obtener los errores porcentuales entre las diferentes discretizaciones; dichos errores corresponden al estado de carga a compresión de la primera condición, con una magnitud de carga de 625,4 N.

$$E_p = \left(\frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} \right) \cdot 100 \quad (4.3)$$

Donde σ_n representa el valor del esfuerzo obtenido y σ_{n-1} el esfuerzo en el mallado anterior. Sustituyendo los valores de esfuerzos máximos determinados a través de SOLIDWORKS 2018 en la ecuación 4.3, se obtienen los valores de error a medida que aumenta el número de elementos, cuyos valores se muestran en la tabla 4.6.

Tabla 4.6 *Resultados numéricos del esfuerzo máximo de von Mises y el error porcentual*

Mallado	Número de elementos	Esfuerzo máximo (Mpa)	Error porcentual (%)
1	109608	72,05	
2	113.446	72,63	0,80
3	117.340	70,79	-2,53
4	121.351	71,51	1,02
5	126.389	70,53	-1,37
6	130.921	69,60	-1,32
7	138.082	70,70	1,58
8	146.990	71,90	1,70
9	160.257	71,91	0,01
10	170.529	71,95	0,06

Gráficamente la sensibilidad del modelo para los distintos mallados se pueden observar en la figura 4.20.

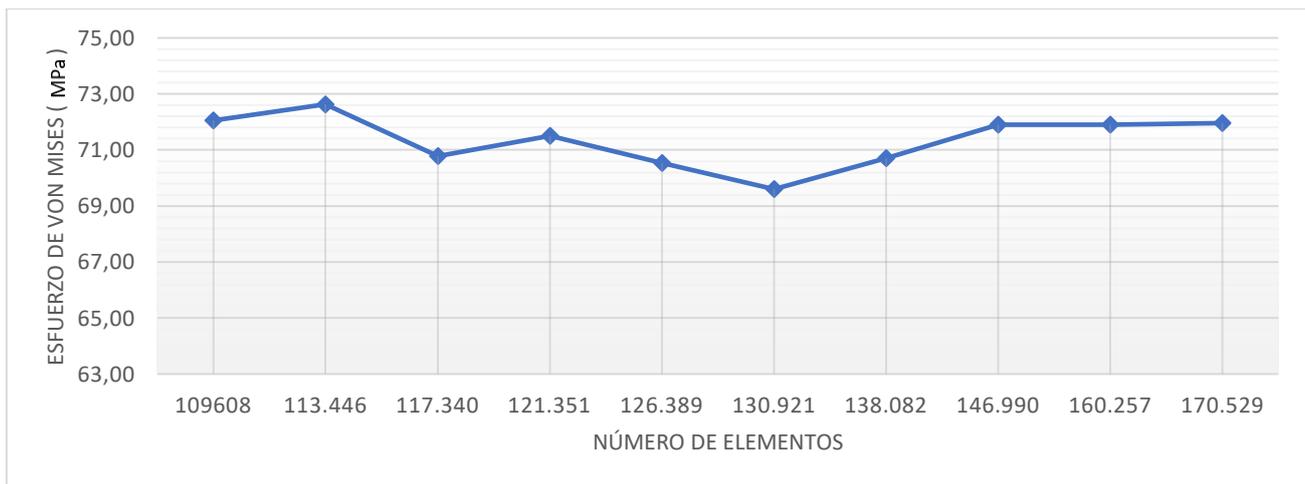


Figura 4.20 *Análisis de sensibilidad del esfuerzo máximo de von Mises respecto al número de elementos para el sistema placa-hueso-tornillos*

El análisis de convergencia asegura la obtención de resultados lo más precisos posible en el menor tiempo de computarizado, lo cual facilita la evaluación de las condiciones propuestas. Se selecciona como criterio un error porcentual entre discretizaciones menor al 2%.

En la figura 4.20 se puede observar que a partir del mallado 8 el resultado para el esfuerzo se estabiliza y que es similar con el primer mallado. Se puede decir que la convergencia sucede desde el primer mallado, sin embargo, se realizó este proceso para confirmar que los resultados sean los más correctos.

Con base a lo anteriormente mencionado se obtiene una discretización de 146.990 elementos y 238.988 nodos que incluyen los tornillos, la placa y ambas mitades del hueso (ver figura 4.21).

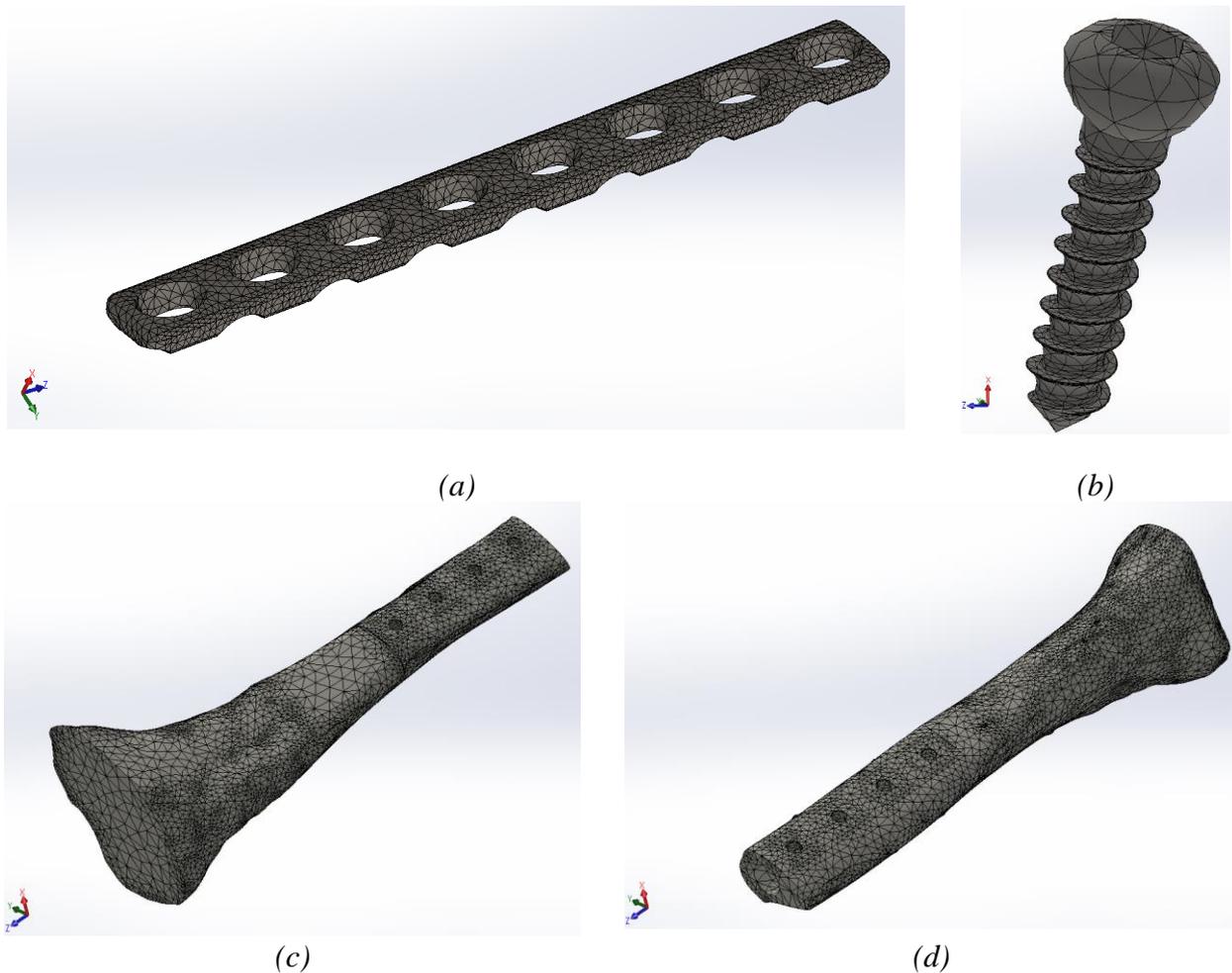


Figura 4.21 Mallado de los componentes del sistema; (a) Placa estrecha LC-DCP de 8 agujeros, (b) Tonillo para cortical HA de 4,5, (c) Segmento óseo proximal, (d) Segmento óseo distal

4.2.8. Parámetros del estudio de fatiga

Para definir un estudio de fatiga puede utilizarse los resultados de estudios dinámicos lineales, no lineales y estáticos. El número de ciclos que se emplea en el sistema para la falla por fatiga que sucederá en una ubicación específica depende mucho del material y

de las fluctuaciones de tensión, dicha información es proporcionada por una curva denominada S-N [52].

La falla por fatiga en el hueso cortical humano que no solo es una posibilidad teórica es también fisiológica y patológicamente importante. Las propiedades de fatiga son bastante significativas asumiendo las propiedades mecánicas estáticas, hay poca información sobre esto ya que hasta donde se sabe el hueso se carga cíclicamente durante la vida. En [53] se estudian las propiedades de fatiga del hueso cortical, tomando una pequeña porción de fémur procedente de una persona adulta de 37 años y de sexo masculino para llevarla a la forma cíclica en un torno. Los datos de la tabla 4.7 que son fundamentales, definen la siguiente curva S-N de fatiga del hueso cortical (ver figura 4.22).

Tabla 4.7 Datos del hueso cortical en términos de número de ciclos [53]

Amplitud de esfuerzo (MPa)	Vida (Ciclos)
84,1	13200
74,6	75800
65,1	148000
60,5	922000
55,9	2210000

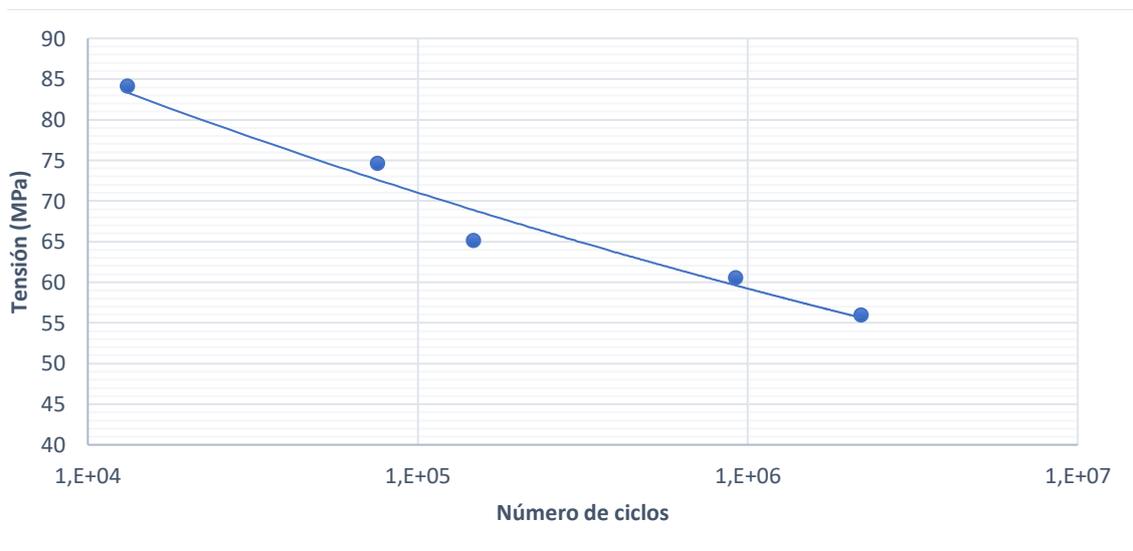


Figura 4.22 Curva S-N de fatiga para el hueso cortical humano [53]

Mediante el estudio [54], se obtienen los datos en la tabla 4.8 de las pruebas de fatiga del acero inoxidable 316L utilizando diferentes cargas a temperatura ambiente.

Tabla 4.8 Datos del Acero Inoxidable 316L en términos de número de ciclos [54]

Amplitud de esfuerzo (MPa)	Vida (Ciclos)
334	4628
290,93	17340
275,2	55478
234,33	164938
220,15	450447
180,11	1033948
160,69	4832284
146,45	7893764

A partir de los resultados, se grafica la amplitud de la tensión frente a la vida útil a la fatiga (ver figura 4.23).

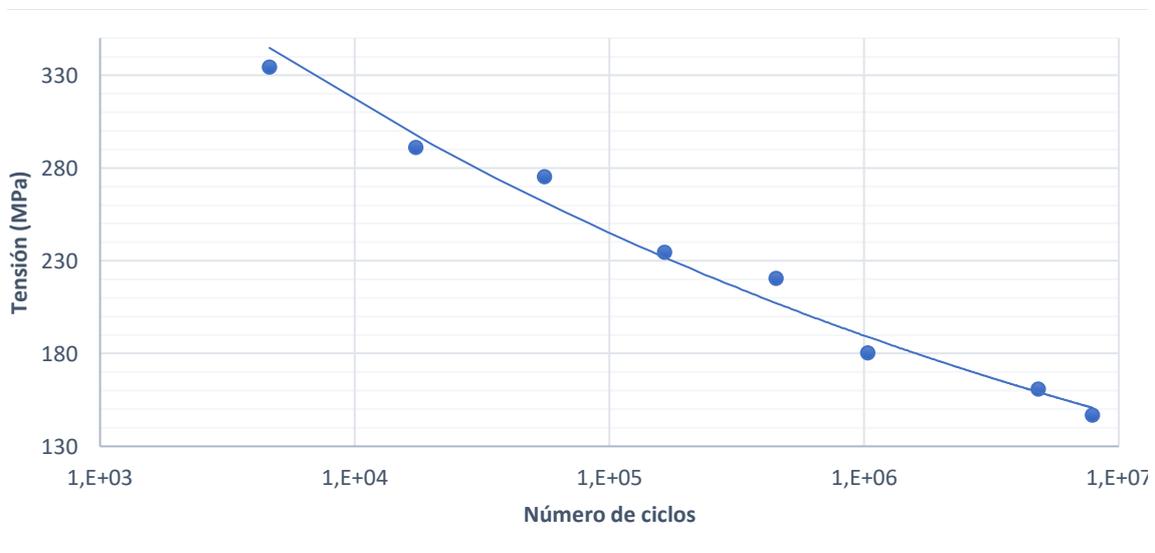


Figura 4.23 Curva S-N de fatiga para el Acero Inoxidable 316L [54]

Una vez definida la curva de fatiga en el material del hueso cortical y del Acero Inoxidable 316L, se añade esta información en propiedades del material dentro de la biblioteca del simulador SOLIDWORKS 2018.

Hay que tomar en cuenta que el tipo de carga que se aplica en el estudio de fatiga es con base a 0. En la figura 4.24 se puede observar la tensión alterna en cada nodo como la mitad del valor de tensión correspondiente en el estudio estático. El software obtiene uno de los picos del estudio estático de referencia y establece el otro pico en 0 [52].

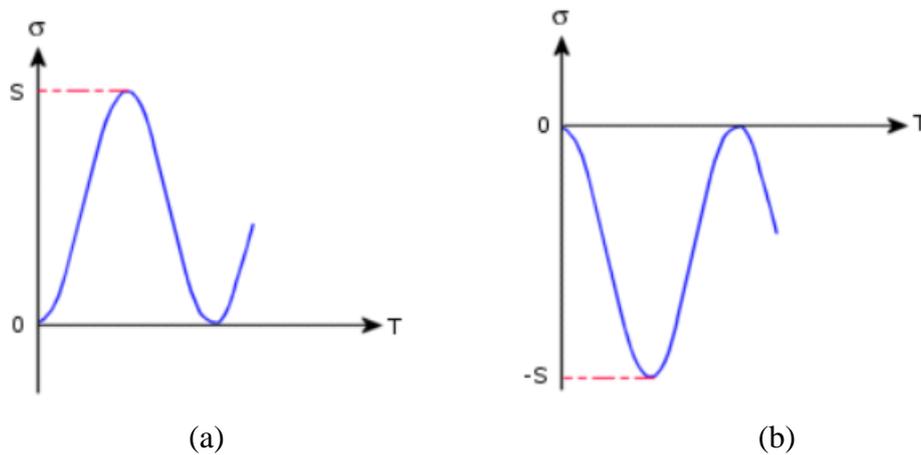


Figura 4.24 Carga con base en 0; (a) Tensión positiva, (b) Tensión negativa [52]

Para obtener los valores corregidos para fines del diseño de la placa LC-DCP y justificar las diferencias entre el modelo de prueba y la parte real que se diseña, se aplican factores de reducción acumulativos de resistencia a la fatiga de la expresión (4.4).

$$Fs = k_a \times k_b \times k_c \times k_d \times k_e \quad (4.4)$$

Donde:

k_a =Factor de modificación por la condición superficial

k_b =Factor de modificación por el tamaño

k_c =Factor de modificación por la carga

k_d =Factor de modificación por la temperatura

k_e =Factor de confiabilidad

El factor de superficie k_a corresponde a la calidad de acabado de la superficie, pues depende mucho de la resistencia a la fatiga debido a los concentradores de esfuerzos. Estos datos pueden representarse mediante la ecuación 4.5.

$$k_a = a(S_{ut})^b \quad (4.5)$$

Donde S_{ut} es la resistencia a la tensión mínima de 673 MPa y los valores de a y b se encuentran en la tabla 4.9.

Tabla 4.9 Parámetros en el factor de la condición superficial de Marín [55]

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
Forjado	39,9	272	-0,995

De la expresión 4.5 se obtiene que el factor de superficie $k_a = 0,90$

Para el factor de tamaño se utiliza la siguiente expresión que es bastante conservadora:

$$\begin{aligned}
 \text{para } d \leq 0,3in \text{ (8mm):} & \quad k_b = 1 \\
 \text{para } 0,3in < d \leq 10in: & \quad k_b = 0.869d^{-0.097} \\
 \text{para } 8mm < d \leq 250mm: & \quad k_b = 1.189d^{-0.097}
 \end{aligned} \tag{4.6}$$

Las expresiones de (4.6) son válidas para piezas cilíndricas. Para piezas con otras formas como es el caso de la placa LC-DCP, se sugiere utilizar un diámetro equivalente definida por la expresión (4.7). Se toma en cuenta la sección más crítica de la placa, que es el punto medio del agujero como se muestra en la figura 4.9, obteniendo un área sometida a un esfuerzo por arriba del 95% de $A_{95} = 30,4mm^2$.

$$\begin{aligned}
 d_{equiv} &= \sqrt{\frac{A_{95}}{0.0766}} \\
 d_{equiv} &= \sqrt{\frac{30,04mm^2}{0.0766}} = 19,80mm
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

Se puede deducir que de la expresión (4.6) se obtiene un factor de tamaño $k_b = 0.65$

Para el factor de carga se toma en cuenta los valores siguientes:

$$k_c = \begin{cases} 1 & \text{Flexión} \\ 0.85 & \text{Axial} \\ 0.59 & \text{Torsión} \end{cases} \tag{4.8}$$

El valor de la expresión 4.8 es definida por una carga axial, es decir $k_c = 0,85$

Si se considera que el objeto de estudio se encuentra a una temperatura corporal promedio de 37°C, el factor de:

$$k_d = 1 \quad (4.9)$$

Ahora teniendo en cuenta que para que nuestro diseño cumpla o exceda la resistencia supuesta, se dice que para un 99% de confiabilidad que es un porcentaje ideal para este trabajo de investigación, se considera que

$$k_e = 0.814 \quad (4.10)$$

Ya que se definieron los factores que puede afectar el diseño, de la expresión 4.4 se obtiene que el factor de reducción acumulativo de resistencia a la fatiga es:

$$Fs = (0,90)(0,65)(0,85)(1)(0,814)$$

$$Fs = 0,40$$

El valor que se obtuvo del factor de reducción de resistencia a la fatiga $Fs = 0,62$ se ingresa en el software SOLIDWORKS 2018 como una propiedad del análisis de fatiga.

4.3. Análisis de resultados

El software SOLIDWORKS 2018 exhibe los resultados de los análisis no solo numéricos, si no también gráficos mediante una escala de colores, que van desde el azul hasta el rojo y representan los esfuerzos mínimos y máximos respectivamente en cada objeto. A continuación, se realizan las simulaciones que se basan en un análisis estático lineal, donde se aplican cargas directas al hueso, éste se deforma y el efecto de las cargas se transmite a través del hueso hasta llegar a los tornillos y placa.

Con base a lo anterior, se presenta el primer caso de estudio que corresponde a la situación en la cual se logra el contacto entre los dos extremos fracturados, es decir con una reducción completa de la fractura, en la figura 4.25 se muestra la distribución de Tensiones de von Mises del modelo sometido a compresión con una carga 625,4 N que hace referencia a la primera condición, donde se obtuvo un esfuerzo máximo de 71,90 MPa presentándose en la placa. Puede apreciarse la concentración de esfuerzos alrededor del orificio más esforzado, el tercer orificio desde la zona distal hasta la proximal de la tibia en dirección al eje z para ser exactos, estos esfuerzos suceden en la parte central de la arista de los agujeros. Los tornillos y las dos porciones del hueso fueron ocultados para una mejor apreciación de la región del orificio.

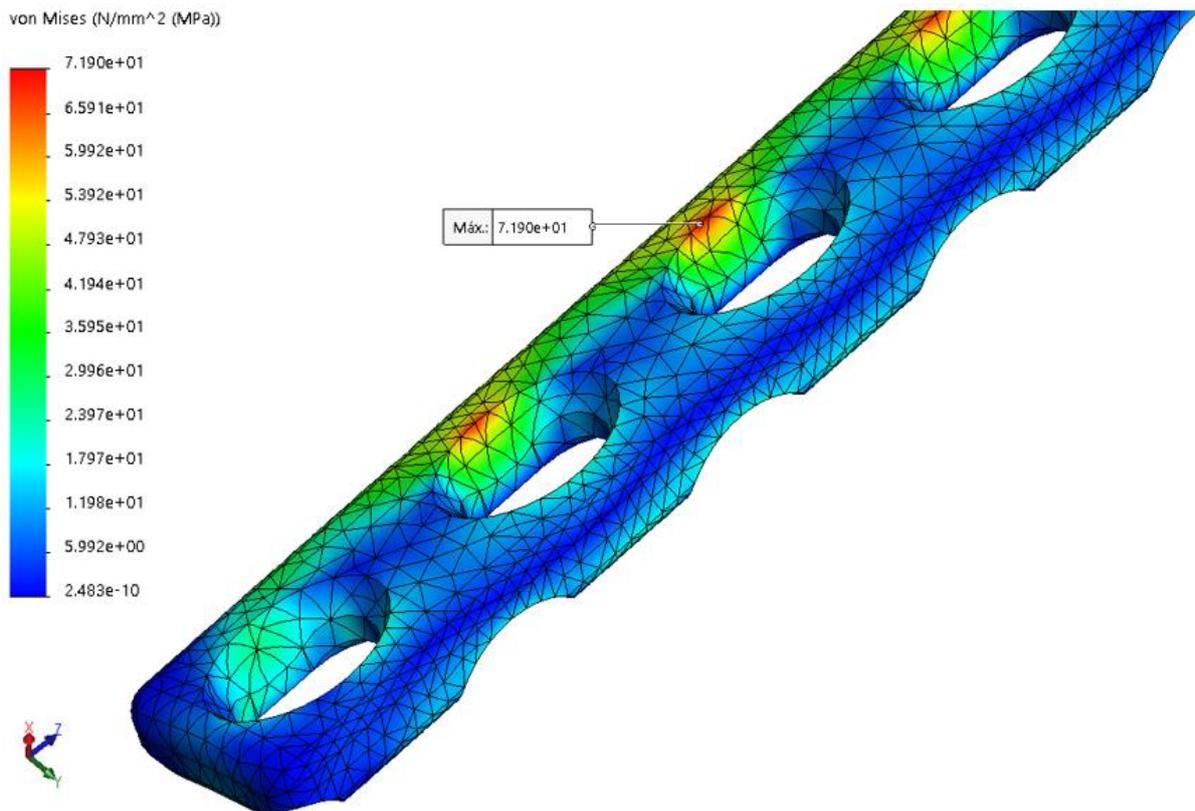


Figura 4.25 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a compresión de 625,4 N

En la figura 4.26 se muestra la concentración de esfuerzos alrededor de varios agujeros en la placa, lo cual se esperaba ya que en estas zonas hay menor área que resiste el esfuerzo. Cabe destacar que ocurre en los agujeros los más cercanos al foco de la fractura. También se aprecia la existencia de zonas esforzadas en el hueso, próximas a los extremos de la placa.

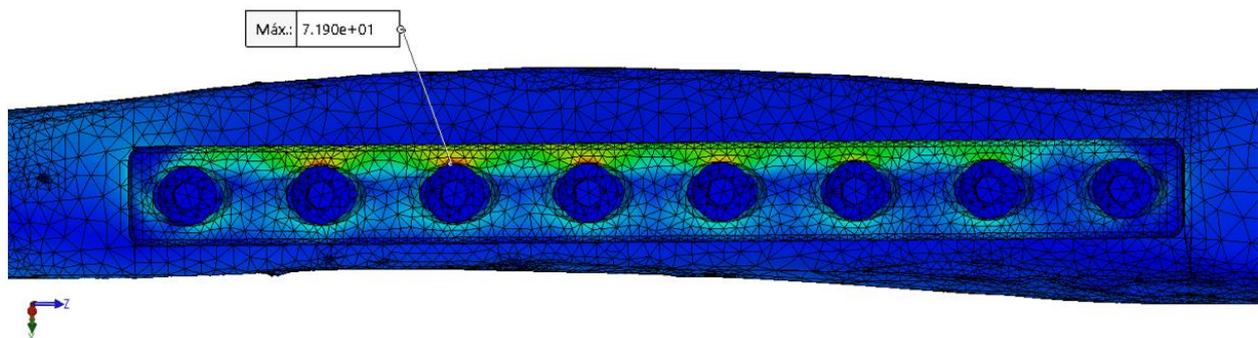


Figura 4.26 Concentración de esfuerzos en varios agujeros de la placa sometida a compresión

Al ser una placa diseñada para reducir el contacto de la placa con el hueso, se observa una leve concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa y en la superficie superior

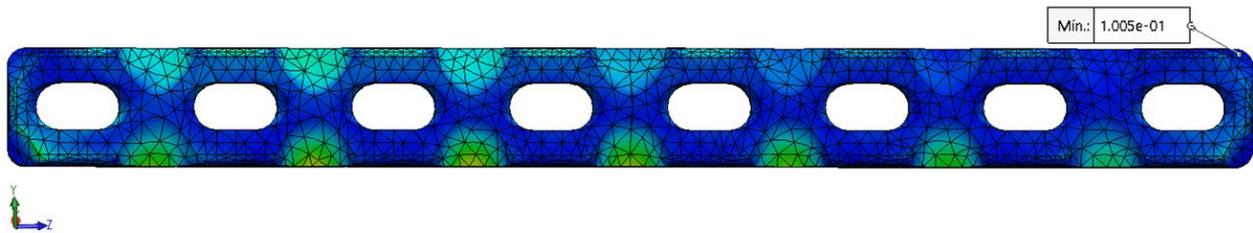


Figura 4.27 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a compresión se presenta el mínimo esfuerzo hacia el extremo de la placa con 0,10 MPa (ver figura 4.27).

Para la segunda condición, la carga de compresión aplicada es de 1751,1 N, donde el esfuerzo máximo es de 200,25 MPa y las zonas donde ocurre la concentración de esfuerzos se comporta de la misma manera que el primer caso en la figura 4.25. En la

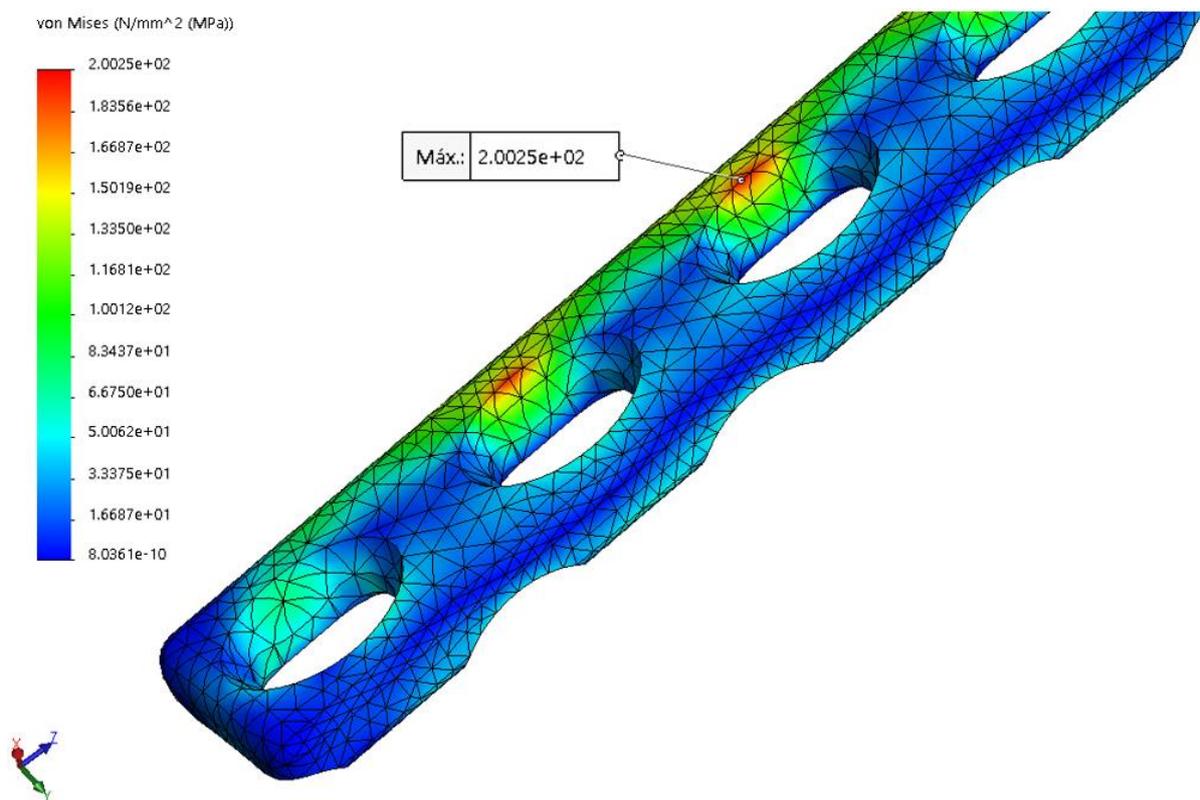


Figura 4.28 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a compresión de 1.751,1 N

siguiente figura 4.28 se muestra la distribución de Esfuerzos de von Mises, está claro que estos valores son muy altos en comparación a la primera condición, pues la carga aplicada es de 2.8 veces más.

Los esfuerzos en los rebajes de la placa se comportan de la misma manera que en la primera condición, tal como en la figura 4.27 y el valor mínimo de concentrador de esfuerzos se encuentra en la superficie superior del extremo de la placa con 0,22 MPa (ver figura 4.29).

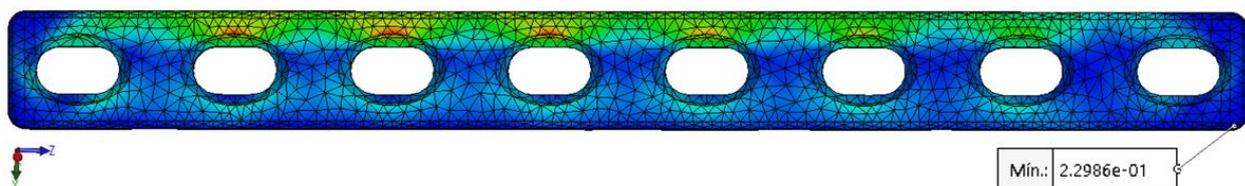


Figura 4.29 Mínimo esfuerzo de von Mises del modelo sometido a compresión con una carga de 1.751,1 N

La figura 4.30 se muestra la distribución de esfuerzos de von Mises cuando el modelo está sometido a un momento flector respecto al plano YZ de 18,8 N.m, al igual que en el caso anterior se nota la concentración de esfuerzos alrededor de los agujeros, pero esta vez más pronunciados y con valores mayores obteniéndose un máximo de 97,31 MPa reflejado en la placa. Se puede observar que esta vez el mayor esfuerzo no sucede en el tercer agujero como en las condiciones de compresión, si no que ocurre en el segundo agujero en dirección al eje Z de la zona distal hasta la proximal de la tibia.

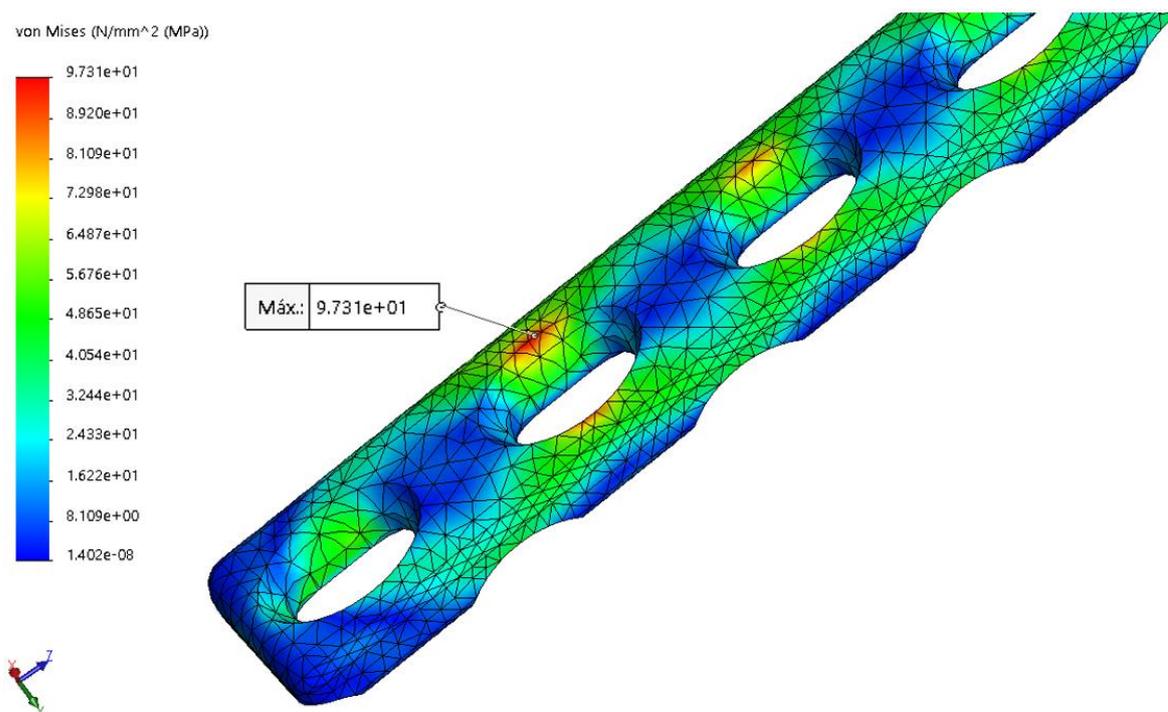


Figura 4.30 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a un momento flector de 18,8 N.m

El efecto de esta carga hace que se concentren esfuerzos en los rebajes y en la superficie inferior de la placa, a un extremo opuesto de la carga puntual. Se observa que el menor esfuerzo de 0,21 MPa se refleja en la parte extrema lateral, en la zona donde se aplica la carga (ver figura 4.31).

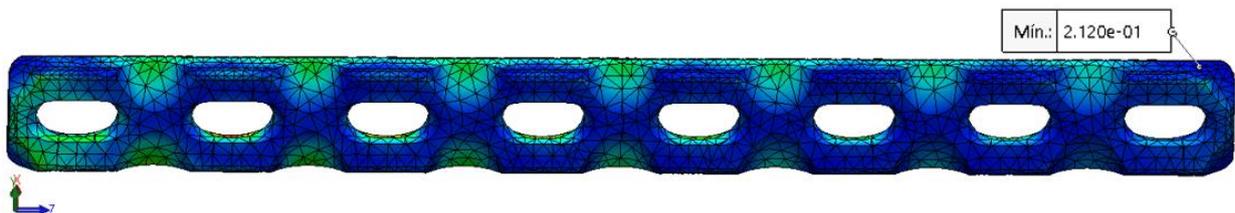


Figura 4.31 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a compresión

En la figura 4.32 se muestra la distribución de esfuerzos de von Mises para un momento torsor de 5 N.m aplicado en la sección transversal de la parte superior del hueso, a lo largo del eje de la tibia en sentido antihorario. Al igual que los otros casos, se puede apreciar concentración de esfuerzos alrededor de los agujeros obteniéndose un máximo de 174,47 MPa. El mayor esfuerzo sucede en el segundo agujero, pero al otro extremo de la arista.

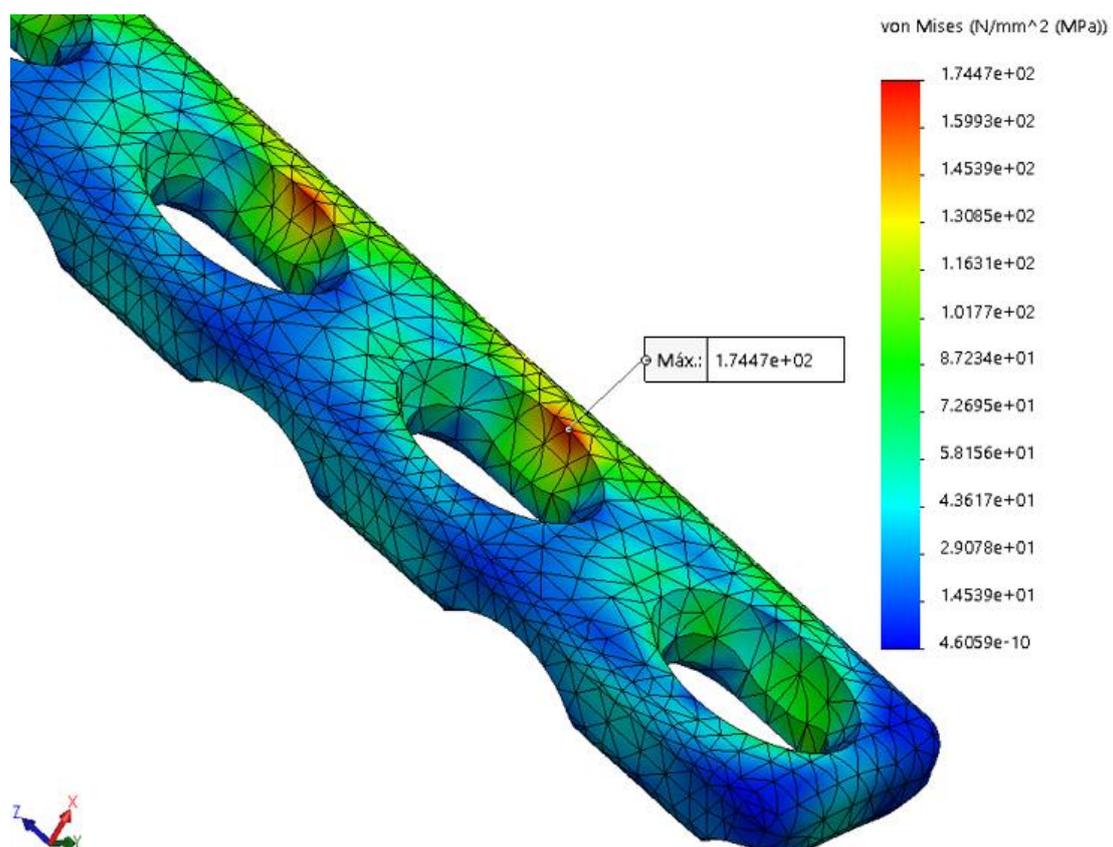


Figura 4.32 Distribución de esfuerzos de von Mises para un momento torsor de 5 N.m

Se aprecia la existencia de zonas esforzadas en el hueso, que parten desde el extremo de la placa y se aproximan a la zona distal de la tibia, pues es la parte más delgada del segmento óseo (ver figura 4.33).

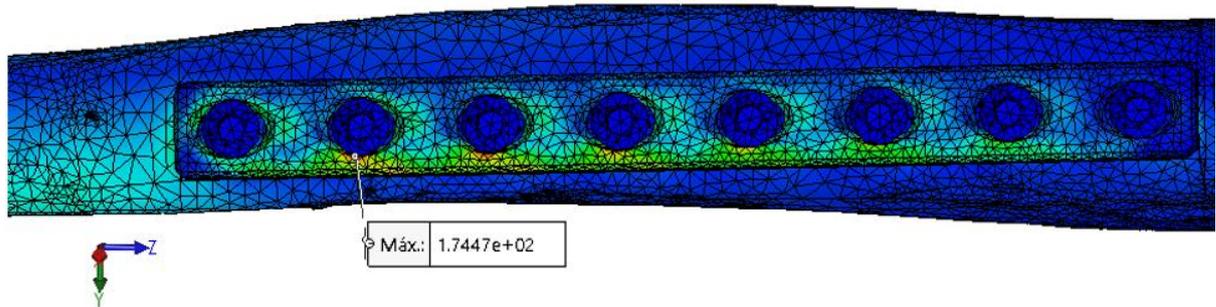


Figura 4.33 Zonas esforzadas en el hueso cercanas a la tibia distal

En la figura 4.34 se observa una concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa, mucho más altos que los otros análisis y se identifica el menor esfuerzo de 0,12 MPa que se manifiesta en la parte extrema lateral, en la zona cercana donde se aplica el torque.

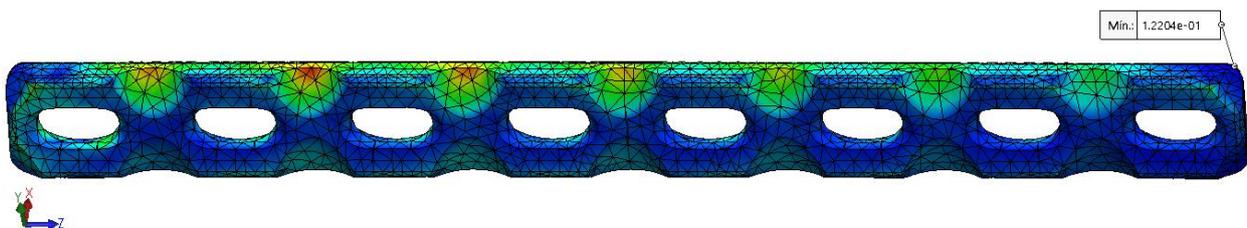


Figura 4.34 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a torsión

Una vez analizado el primer caso de estudio donde los huesos están en contacto, se puede observar que el esfuerzo máximo ocurre cuando el modelo está sometido a una carga de impacto, correspondiente a la segunda condición de compresión (ver tabla 4.5), cabe recalcar que en ninguno de los estados de carga el esfuerzo máximo supera el límite elástico del Acero Inoxidable 316L, por lo que el diseño puede ser empleado normalmente bajo las condiciones propuestas.

Ya que se comprobó la resistencia del diseño, se procede a calcular el factor de seguridad para materiales dúctiles bajo carga estática, que se traduce como:

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{VM}} \quad (4.3)$$

Donde S_y representa el límite elástico del material y σ_{VM} el esfuerzo máximo de von Mises. A pesar de que el S_y varía de acuerdo al fabricante, se asume en todos los análisis un valor de 300 MPa para el límite elástico. Empleando esta ecuación se tienen los siguientes factores de seguridad en cada tipo de esfuerzo planteado que se muestran en la figura 4.10.

Tabla 4.10 *Valores de factores de seguridad para los modelos analizados bajo el primer caso de estudio (Huesos en contacto)*

Tipo de esfuerzo		Esfuerzo máximo (Mpa)	Factor de Seguridad
Carga Axial	1ra Condición	71,90	4,17
	2da Condición	200,25	1,49
Momento Flector		97,31	3,08
Momento Torsor		174,47	1,71

El segundo caso de estudio corresponde a la condición más crítica para el modelo, es simulada con una separación de 1 mm entre los extremos fracturados. Lo que se podría traducir como una mala práctica quirúrgica, pues la colocación de la placa sobre los fragmentos óseos no es la más correcta y para llevar a cabo una consolidación rápida, es necesario que la fractura esté cerrada por completo y efecto a esto se obtenga la más pronta recuperación en el paciente. Ya que no se sacó el máximo provecho al principal objetivo que cumplen los agujeros de la placa, en este caso de estudio la placa funciona simplemente como un puente entre dichos extremos.

La figura 4.35 muestra la distribución de esfuerzos de von Mises para el estado de compresión en la zona más crítica de la placa. El comportamiento del modelo en este análisis se basa en una carga de compresión producida por el primer caso, donde el peso del cuerpo de una persona promedio está orientado hacia un lado, es decir que la persona está apoyada en un solo pie. Tomando en cuenta dichos aspectos, la carga de compresión es de 625,4 N.

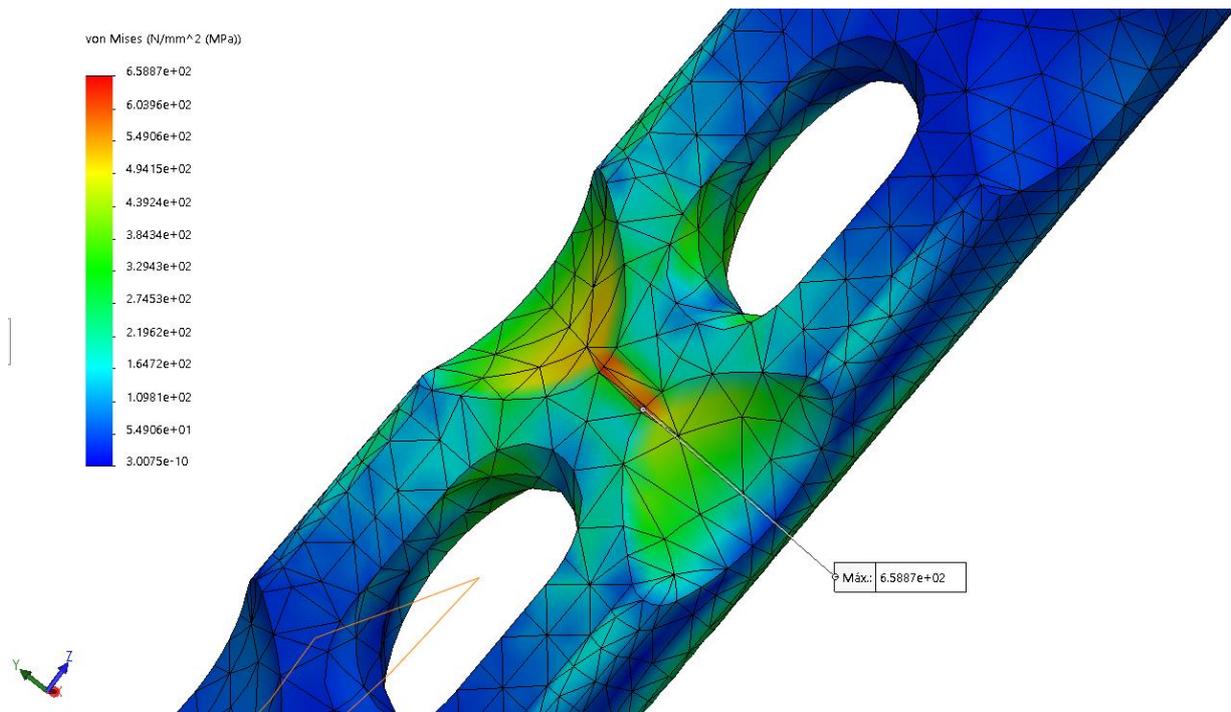


Figura 4.35 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a compresión de 625,4 N con una separación de 1mm entre los segmentos óseos

En la siguiente figura se puede observar que el esfuerzo máximo es de 658,87 MPa que se presenta en la superficie inferior de la placa entre los agujeros 4 y 5, en medio de los rebajes.

La carga aplicada en los extremos del hueso se transmite a la longitud media de toda la placa. Se puede observar que no existen zonas esforzadas en las dos porciones del hueso, ni en los tornillos (ver figura 4.36).

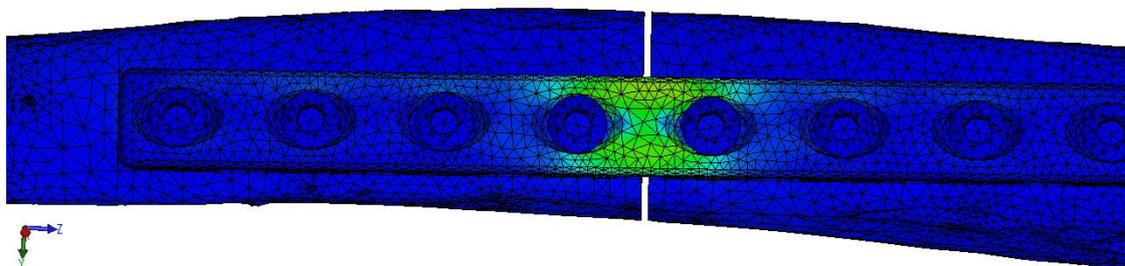


Figura 4.36 Concentración de esfuerzos en medio de la placa para el modelo sometido a compresión con una separación de 1mm entre los segmentos óseos

Ya que se analizó esta condición del modelo, se descarta el análisis de la segunda condición donde el incremento de la carga por compresión durante la caminata es de 2.8

veces el peso corporal [50], pues obviamente la placa va fallar por mucho ante la condición propuesta.

En la aplicación del momento flector de 18.8 N.m respecto al plano YZ se obtiene una distribución de esfuerzos similar al estudio de compresión, los valores de los esfuerzos se muestran en la figura 4.37, bajo esta condición se obtuvo una tensión máxima de 463,09 MPa.

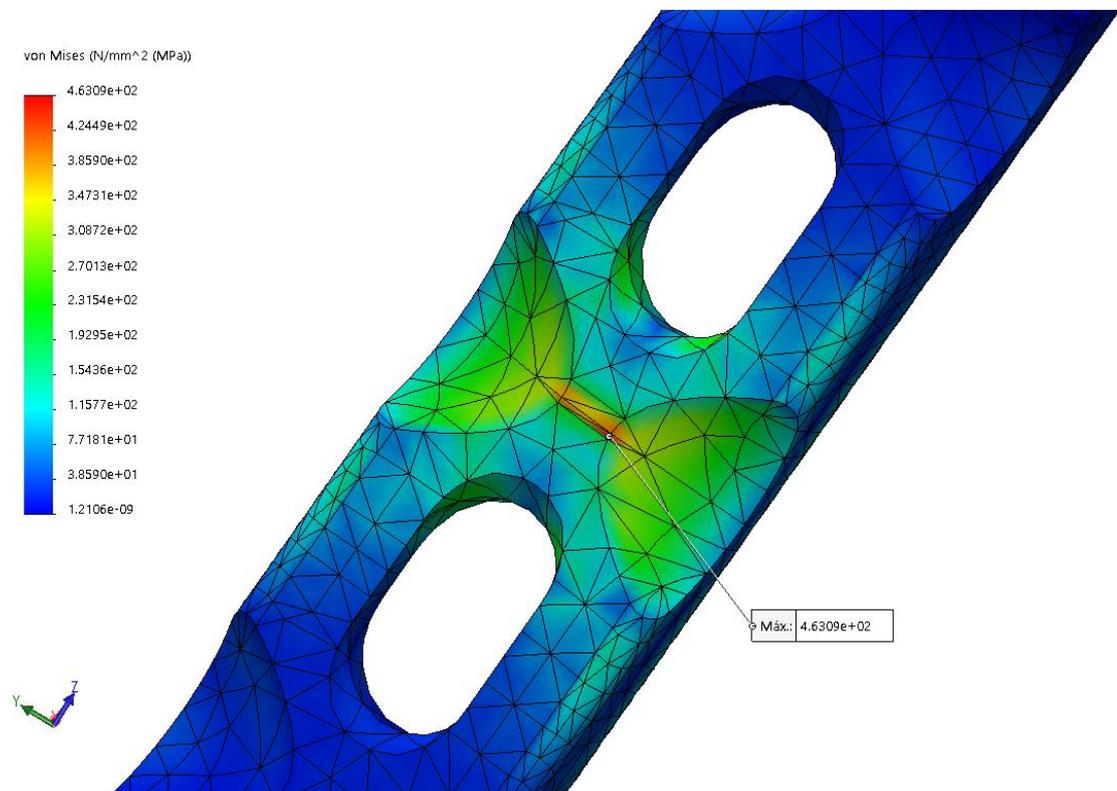


Figura 4.37 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a un momento flector de 18,8 N.m con una separación de 1mm entre los segmentos óseos

Los esfuerzos resultantes de la aplicación del momento torsor de 5 N.m en sentido antihorario se muestran en la figura 4.38, al igual que en compresión y flexión, hay una gran concentración de esfuerzos cercanos al foco de fractura con un valor máximo de 685,9 MPa.

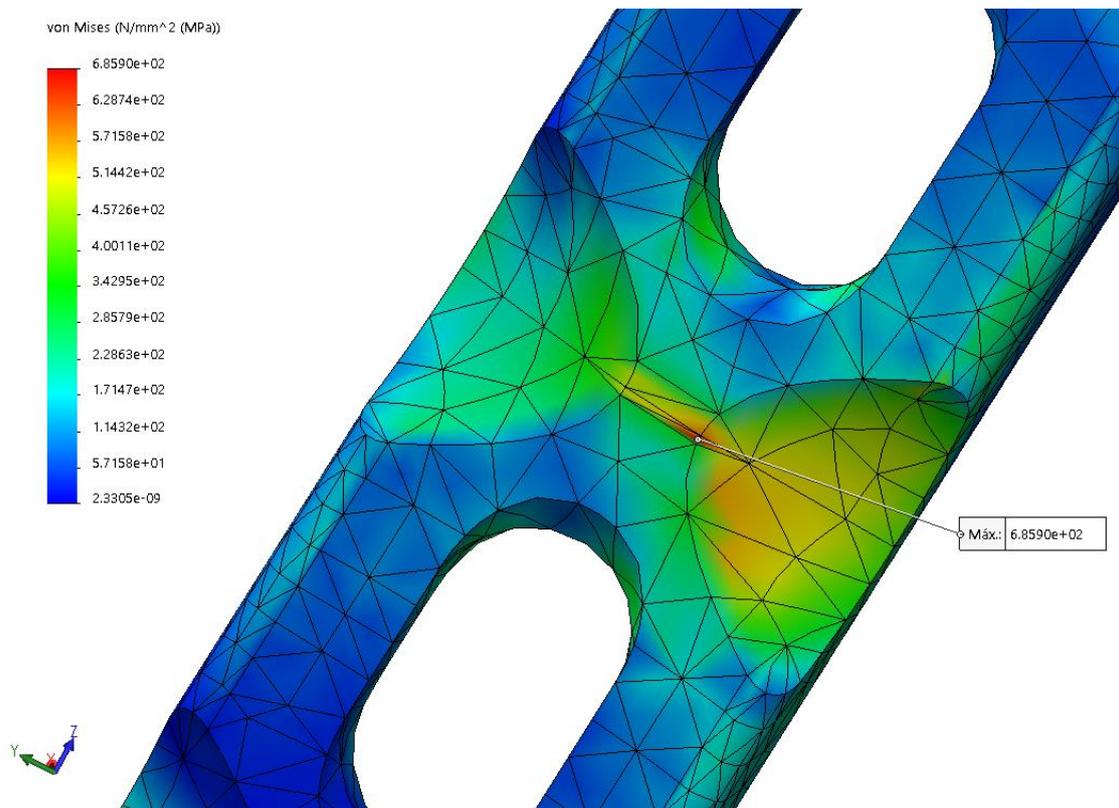


Figura 4.38 Distribución de esfuerzos de von Mises del modelo sometido a un momento torsor de 5 N.m con una separación de 1mm entre los segmentos óseos

Se puede observar que en la figura 4.39 la concentración de esfuerzos no solo se encuentra en la mitad de la placa, sino que se distribuyen en los rebajes.

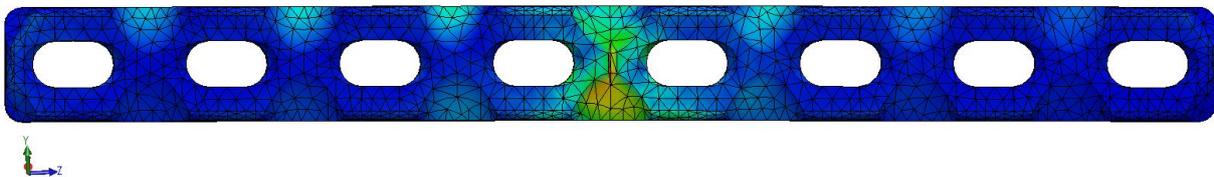


Figura 4.39 Concentración de esfuerzos en los rebajes de la placa sometida a torsión con una separación de 1mm entre los segmentos óseos.

En este segundo caso de estudio se analizó el modelo con una separación de 1mm entre las dos porciones del hueso, en donde los estados de carga de compresión, flexión y torsión reflejan resultados de tensiones máximas que están por encima del límite de fluencia del material, por lo que la placa podría sufrir deformaciones plásticas antes de llegar a la rotura del material. Por otra parte, los esfuerzos máximos de compresión y torsión superan la resistencia máxima a la tensión, lo que hace que el modelo no resistirá las condiciones propuestas.

Generalmente, no debería ocurrir la situación en la que el hueso este separado, pues al colocar la placa sobre los segmentos óseos, no se está cumpliendo el principio de compresión que brindan los agujeros, pero no está demás analizar situaciones críticas como la que se acaba de estudiar.

Una vez que se analizó el sistema estático en sus diferentes condiciones, se procede a determinar de forma numérica las condiciones de falla del sistema por fatiga. Para ello se toma en cuenta los “Parámetros de estudio para fatiga” anteriormente indicados.

El siguiente análisis se asocia con el estudio estático anteriormente realizado, se agrega el suceso de análisis de compresión para la primera condición, como se indica en la tabla 4.5. Se agregan 1×10^6 ciclos para el objeto de estudio y se modifica el sistema a una escala igual a 1. Finalmente, para la corrección de la tensión media se utiliza el criterio de falla más conservador que es Soderberg.

Ya parametrizado las propiedades de análisis de fatiga, se observa que en la figura 4.40 la sección que falla por fatiga coincide en el mismo lugar que en el análisis estático (ver figura 4.24), es decir que la sección más crítica ocurre en el tercer orificio con 1.11×10^4 ciclos. Se observa también que el daño se distribuye en los demás orificios en el segundo, tercer y cuarto orificios en dirección al eje z para ser exactos.

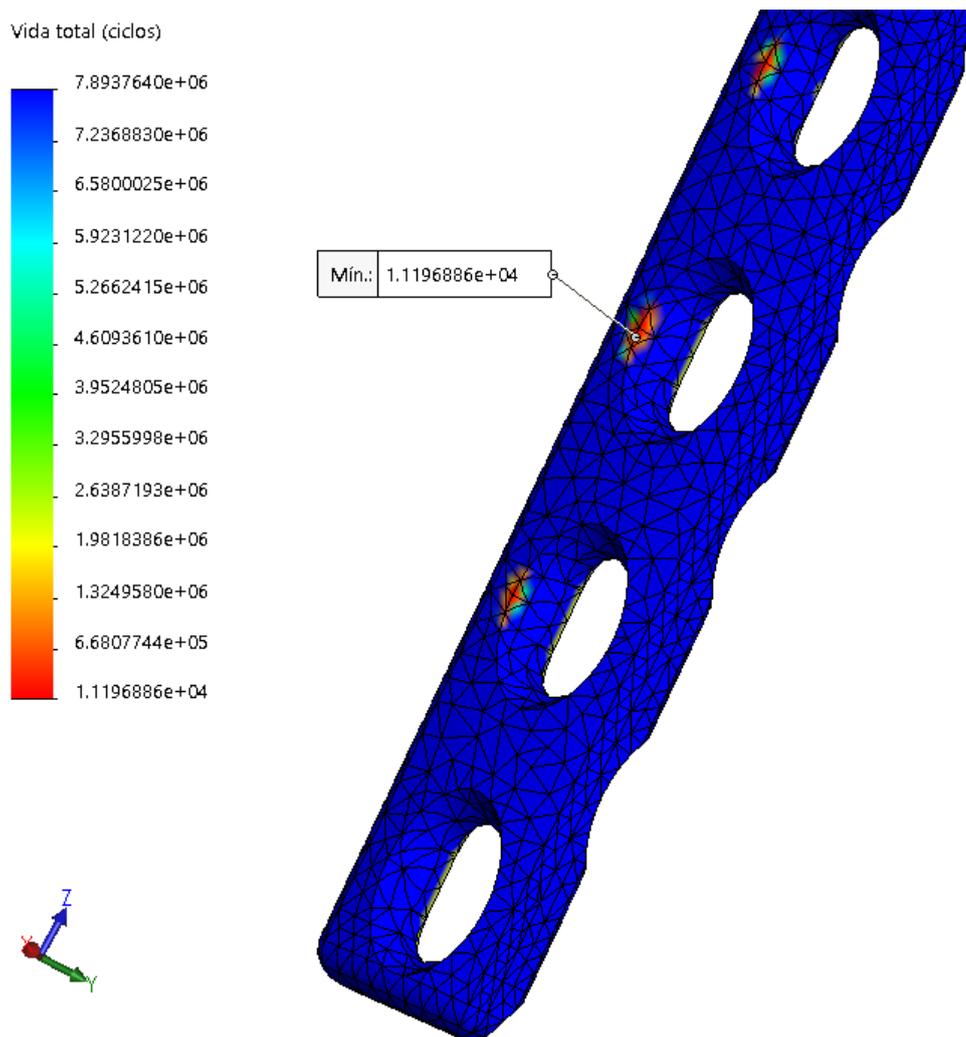


Figura 4.40 Sección de falla por fatiga con una carga axial de 625,4 N

En la figura 4.41 se aprecia que tanto máxima como mínima vida cíclica ocurren en la placa y que el hueso también presenta fatiga, pero no falla antes que la placa. La vida mínima se obtiene de 7.89×10^6 ciclos.

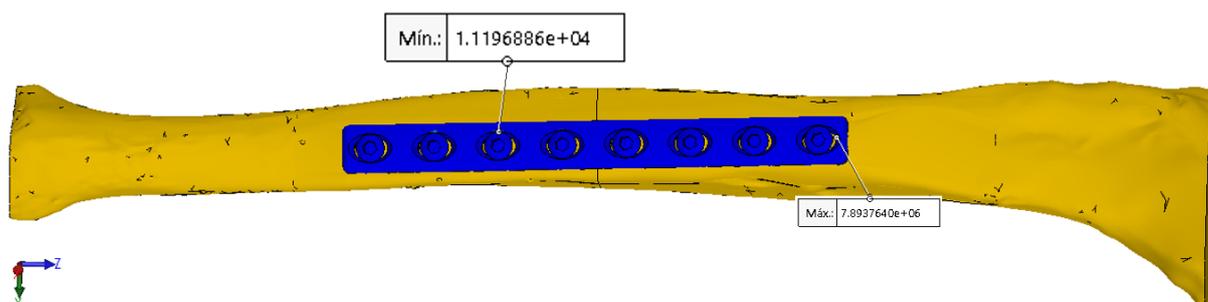


Figura 4.41 Zona de fatiga en la tibia

Las zonas que también presentan fatiga en la placa se observan en la figura 4.42, donde toda la superficie inferior que tiene contacto con el hueso se fatiga alrededor de 2.21×10^6 ciclos y sucede lo mismo con los tornillos; entre el roscado y comienzo de la cabeza esférica.

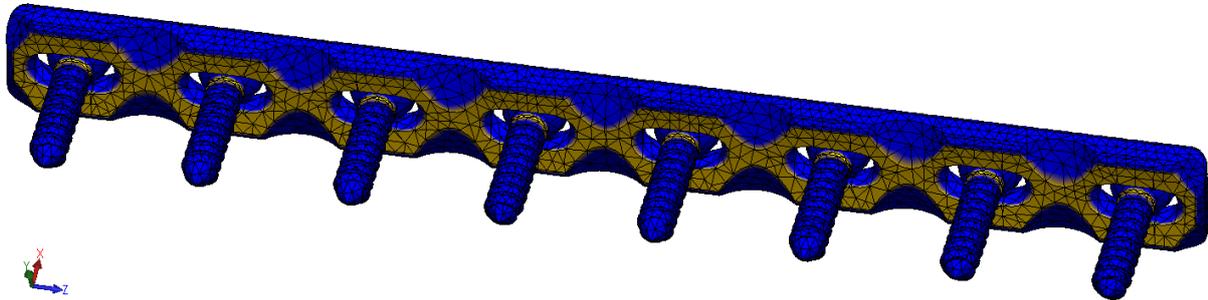


Figura 4.42 Zonas de fatiga de la placa y tornillos

A diferencia de los otros análisis, los rebajes que son una característica importante de las placas LC-DCP no tienen un nivel de fatiga tan alto como en las otras partes ya analizadas. Finalmente, se puede deducir que, al minimizar el contacto del hueso con la placa no quiere decir que reducirá significativamente la vida útil de la placa y por efecto a ello provocar daños colaterales en los segmentos óseos.

4.4. Resultados del mecanizado

A continuación, se muestran los resultados del proceso de manufactura de la placa LC-DCP, a partir de un diseño elaborado y analizado previamente en el capítulo anterior con el propósito de verificar cuan efectivo es el proceso de manufactura y el costo que representa emplearlo.

El objetivo es de generar el código G (Lenguaje de programación de control numérico), el cual contiene todo un proceso de mecanizado del modelo CAD de la placa LC-DCP y después implementarlo en una máquina herramienta CNC (Control numérico por computadora) para posteriormente fabricarla.

Los materiales empleados son los siguientes:

- Platina de Acero Inoxidable 316 L de 15cm de largo x 5cm de ancho y 6mm de espesor.
- 1 Platina de Acero de 10cm de largo x 4cm de ancho y 4mm de espesor.

- 6 Pernos de 3/16" y arandelas.
- Fresas de carburo punta plana de 5mm y 4mm de diámetro con 2 filos.
- Fresas de carburo punta redonda de 3mm con 2 filos.
- Maquina CNC VDL-600A S.G00269 CHINO DMTG.

Para generar el código G se realiza este procedimiento con la ayuda del software SOLIDCAM 2016 y se toma en cuenta parámetros que van a influir en el proceso de mecanizado como:

- Configuración de las herramientas y microprocesadores de la maquina CNC a utilizar.
- El 0 pieza y dimensiones del material a mecanizar.
- Datos del porta-herramientas.
- Tecnología de desbaste y acabado.
- Distancias de seguridad entre la herramienta y material en bruto.
- Trayectoria para el ingreso de la herramienta para evitar alguna colisión con el propio material o elementos de sujeción.

Al momento de configurar las herramientas se deben ingresar valores que definirán el proceso de desbaste y acabado de la placa LC-DCP, para ello se toma en consideración la información en la tabla 4.11

Tabla 4.11 *Parámetros de corte en el mecanizado de Acero Inoxidable 316L [56]*

Parámetros de corte	Fresado con metal duro	
	Fresado de desbaste	Fresado en fino
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	≤ 0,6
Mecanizado grupo ISO	M20 -M30	M10

Dado lo anterior, se simula el proceso de mecanizado y en caso de alguna falla se corrigen los parámetros faltantes. Una vez verificado todo este proceso, se genera el código G que se adjunta en el **Anexo 2** y se procede a implementarlo en la maquina CNC. Cabe recalcar que se necesitan 2 código G para el desbaste y acabado tanto en la superficie superior como en la inferior, puesto que la placa tiene características en ambos lados.

El método empleado para la sujeción de la platina de acero se muestra en la figura 4.43, donde se observa que el anclaje de la platina de acero inoxidable 316L es sujeta

en los extremos laterales por una placa y una barra de acero A36. La fijación se logra con la ayuda de los pernos y arandelas a fin de que no pueda desplazarse ante las vibraciones de la máquina.

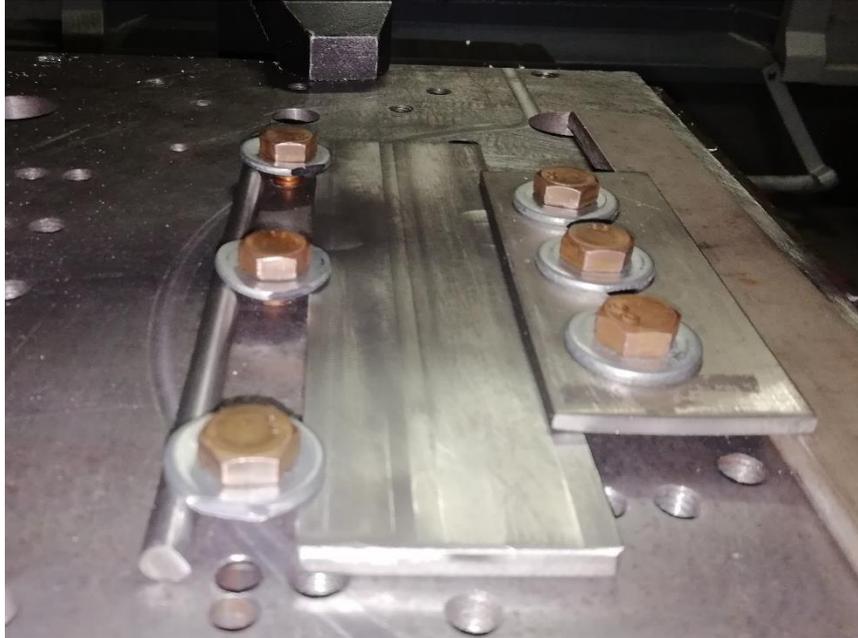


Figura 4.43 Método de sujeción de la platina para su posterior mecanizado

De esa manera se mecaniza la placa en ambos lados, tanto en la parte superior como en la inferior sin perder el 0 pieza y que pueda desalinearse. La experiencia del operador de la máquina es muy importante para que las técnicas empleadas en este proceso sean los mejores y se llegue a obtener los resultados esperados (ver figura 4.44 y 4.45).

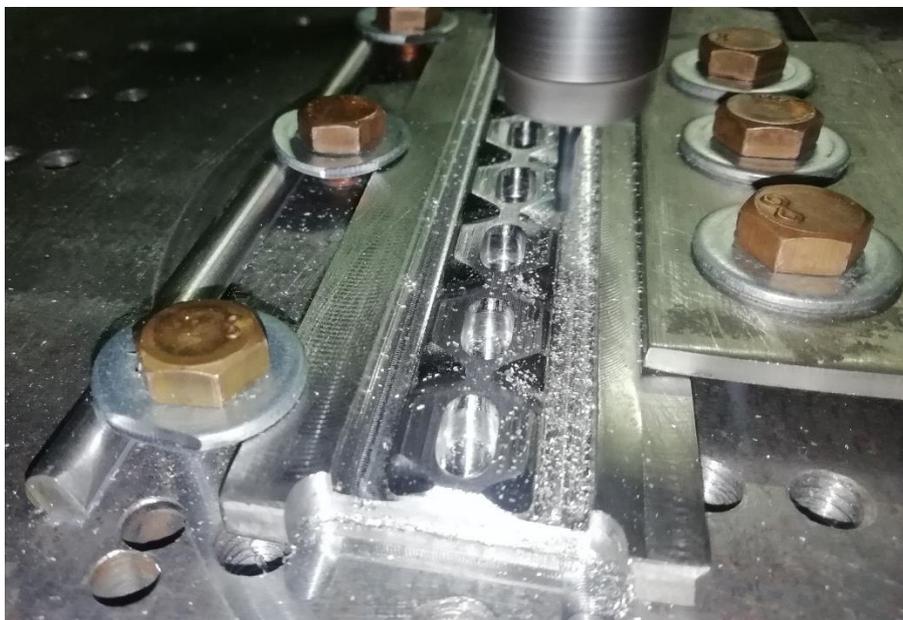


Figura 4.44 Desbaste de la superficie inferior de la placa LC-DCP

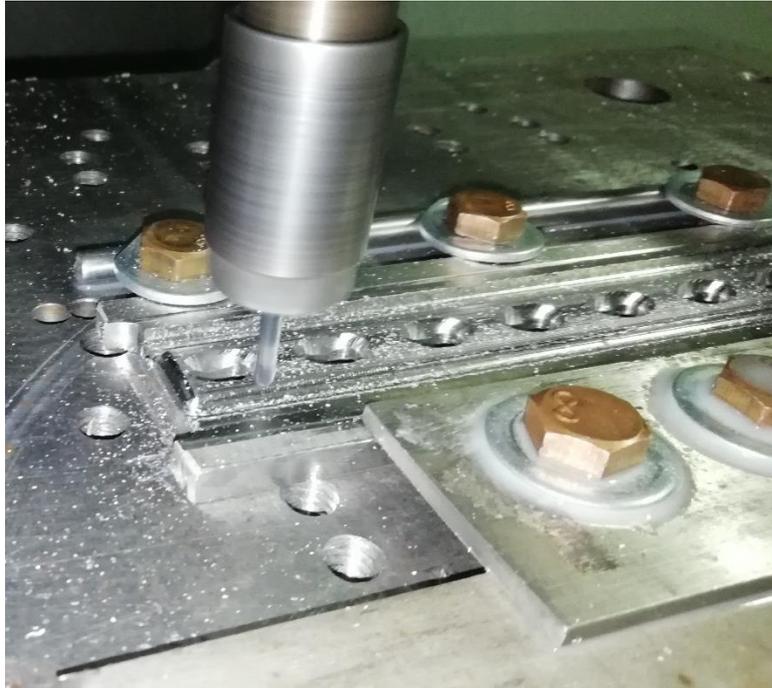


Figura 4.45 Desbaste de la superficie superior de la placa LC-DCP

Entre el desbaste de la parte superior e inferior de la placa, se deja un espacio de 1mm para que la placa no se desprenda totalmente del material en bruto y pueda seguir sujeta a la mesa de la maquina CNC. Luego del desbaste y acabado de ambos lados de la placa, se desarma el método de sujeción empleado y se corta el exceso de material sobre la placa para que pueda desprenderse. Así se obtiene el mecanizado total de la placa como se muestra en la figura 4.46 y 4.47.



Figura 4.46 Placa LC-DCP (Vista Superior)

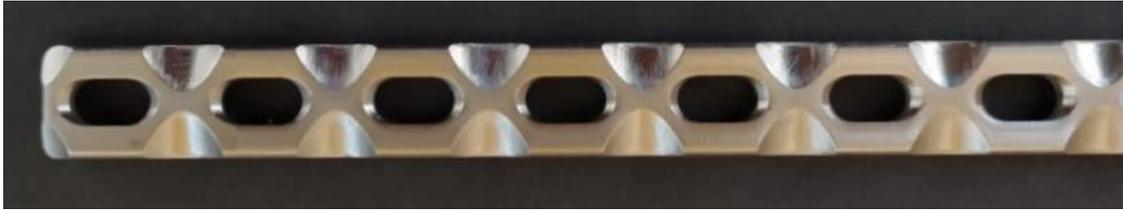


Figura 4.47 Placa LC-DCP (Vista Inferior)

Es notable que existe un nivel de rugosidad bajo en las superficies de la placa LC-DCP (ver figura 4.48).

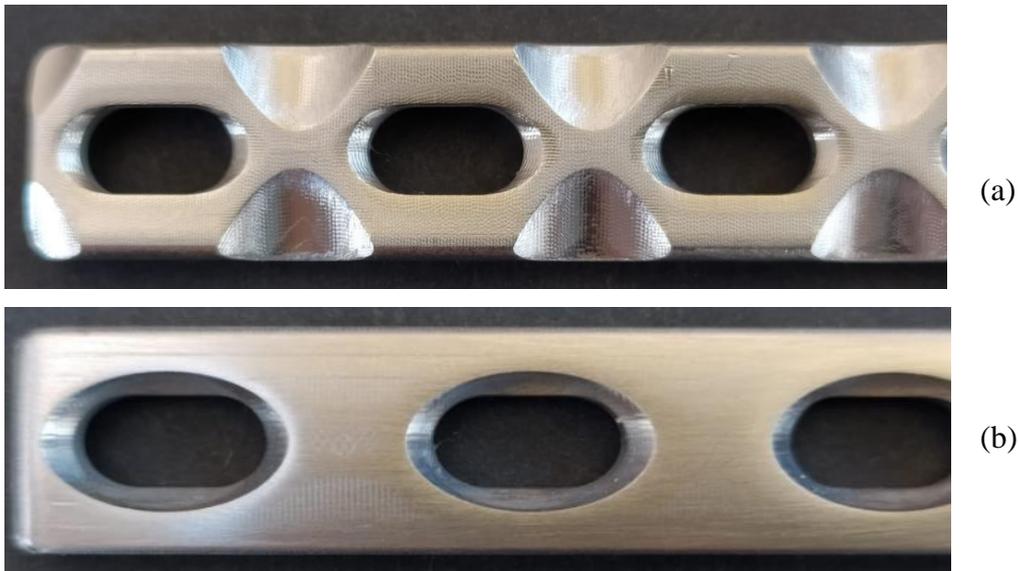


Figura 4.48 Nivel de rugosidad en la placa LC-DCP; (a) Superficie inferior, (b) Superficie superior

Finalmente, se realiza un pulido comercial en las superficies de la placa donde la rugosidad es muy notable, el resultado final se muestra en la figura 4.49.



Figura 4.49 Placa LC-DCP con pulido comercial; (a) Superficie superior, (b) Superficie inferior

4.5. Análisis de costos del mecanizado

En la tabla 4.12 se indican los costos relacionados a la producción de la placa LC-DCP para fracturas tibiales a nivel de la diáfisis.

Tabla 4.12 *Costos del mecanizado de la placa LC-DCP*

Descripción	Costo unitario
Lamina de acero inoxidable 316L (15cmx5cmx6mm)	\$50
Mecanizado de la placa	\$165
Pulido comercial	\$10
COSTO TOTAL	\$225

El costo total de fabricación se ajusta al precio comercial de las placas de LC-DCP de mismas características que se empleó en este estudio. Una placa LC-DCP angosta de 8 agujeros en acero quirúrgico de procedencia sueca o americana varían entre los \$200 a \$400, pues las placas de origen sueco o americanas están catalogadas en un nivel alto de calidad y por ende confiabilidad.

Las mismas placas anteriormente mencionadas en titanio rondan entre los \$800 hasta los \$1050, dado que el titanio en comparación con el acero quirúrgico tiene una gran diferencia en cuanto a costos y fácil adquisición.

CAPÍTULO V

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación, se presentan las conclusiones más relevantes del trabajo de investigación; asimismo se indican las recomendaciones para futuros estudios, con el propósito de mejorar el diseño, análisis numérico y la fabricación de placas de osteosíntesis.

5.1. Conclusiones

- Se pudo definir el modelo de placa LC-DCP angosta de 8 agujeros para tornillos corticales de 4,5mm aplicadas a la reducción de fracturas tibiales a nivel de la diáfisis. La placa tiene características que facilitan la compresión axial, relieves que disminuyen el contacto entre la placa-hueso y que permiten la angulación de tornillos para una mejor maniobrabilidad o técnica de fijación quirúrgica, cumpliendo así con los requisitos principales de funcionamiento en una placa de compresión dinámica de mínimo contacto.
- Se evaluaron las características de la placa LC-DCP empleando un software de modelado y simulación, específicamente SOLIDWORKS 2018, para las diferentes condiciones de cargas críticas. Así se pudo comprobar que los esfuerzos máximos no superan el límite elástico del Acero Inoxidable 316L, por lo que el diseño puede ser empleado bajo las condiciones planteadas.
- Con base al diseño propuesto, se pudo lograr generar el código G mediante el software SOLIDCAM 2016 tomando en consideración los parámetros de manufactura para posteriormente fabricarla con un pulido comercial en un tiempo estimado de 4 horas.
- Con base al análisis de esfuerzos, se pudo comprobar que la reducción de una fractura y compresión entre los segmentos óseos debe ser realizada correctamente, caso contrario de que exista una pequeña separación en los huesos hará que los efectos de las cargas tanto internas como externas pueden provocar el fallo de la placa LC-DCP, lo que se traduce como una mala práctica quirúrgica por parte del Traumatólogo.
- Tomando en cuenta los factores de tamaño y densidad de la estructura ósea, influyen de manera significativa en la magnitud de las tensiones máximas y en la

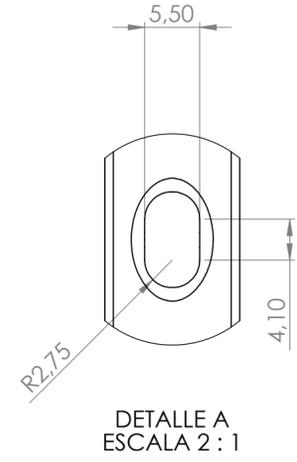
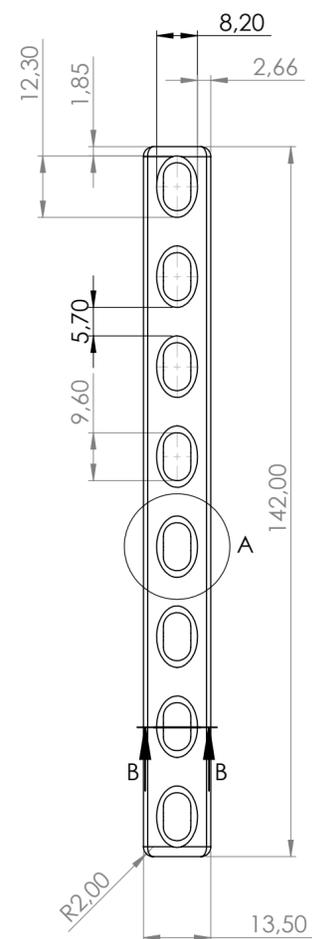
ubicación de las zonas de falla por fatiga que ocurren en las aristas de los agujeros cercanos al foco de la fractura, llegando a obtener una vida útil de $1.11e+04$ ciclos.

- El costo de fabricación de la placa LC-DCP es de \$225 que puede llegar a representar alrededor del 56.25% de la placa importada, reduciendo los costos que implica su implementación.

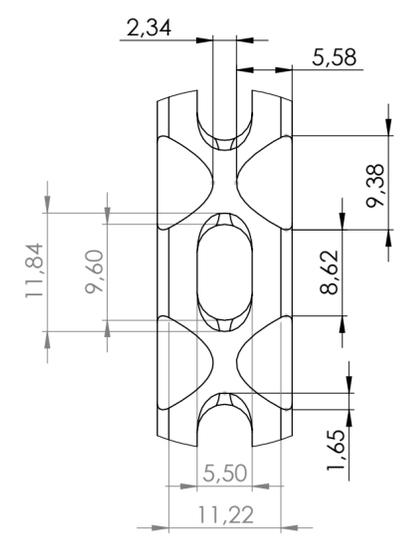
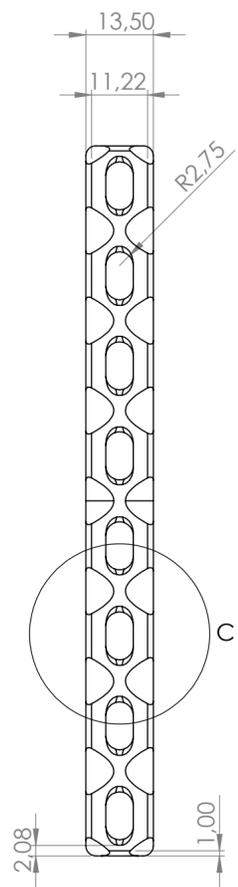
5.2. Recomendaciones

- Se sugiere que, en investigaciones futuras, se compruebe que el modelo de hueso planteado no contenga imperfecciones de superficie como; gradas, muescas o superposición de sólidos, pues son factores que influyen notoriamente en los resultados de análisis como concentradores de esfuerzos.
- Se recomienda realizar pruebas de ensayos mecánicos de la placa LC-DCP que fue el objeto de estudio en esta investigación, para posteriormente validar los resultados de simulación.
- Sería conveniente tomar en cuenta los factores que intervienen en los elementos de fijación como; la fricción, la precarga axial o torque y las características de resistencia propias de los tornillos corticales.
- Se sugiere tomar en cuenta otros factores de efectos varios en la placa LC-DCP para la reducción del límite de resistencia a la fatiga.
- Se recomienda evaluar el sistema con varias fracturas complejas y distintas posiciones en los tornillos de fijación frente al hueso.
- Para investigaciones futuras se propone considerar los factores que intervienen en la consolidación ósea y el efecto que producen los músculos ante el hueso, placa y tornillos.

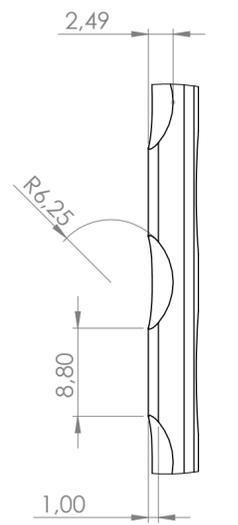
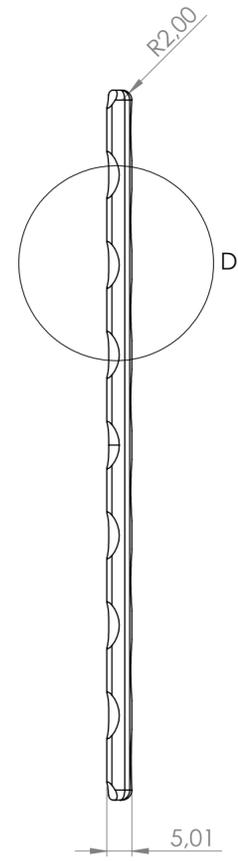
Anexos**Anexo 1: Plano de la placa LC-DCP**



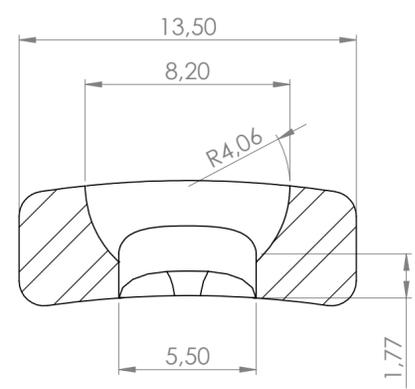
DETALLE A
ESCALA 2 : 1



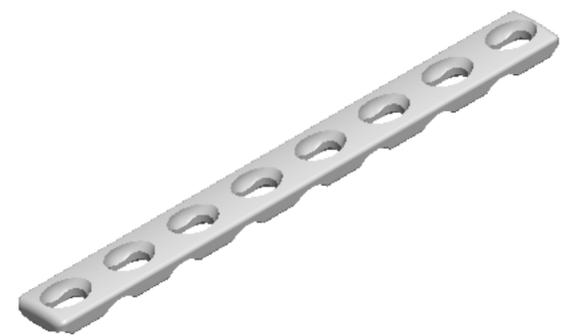
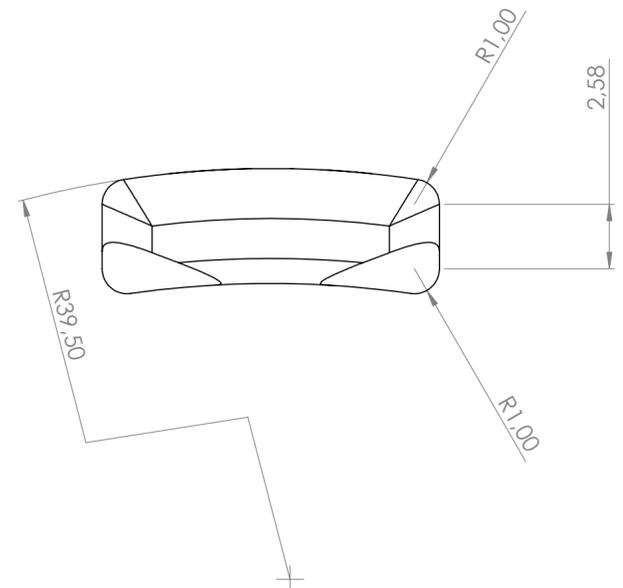
DETALLE C
ESCALA 2 : 1



DETALLE D
ESCALA 2 : 1



SECCIÓN B-B
ESCALA 5 : 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM			ACABADO: Fresado y pulido comercial			REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS			NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:						TÍTULO: Universidad Técnica del Norte					
DIBUJ. Tabango Diego						Anexo 1: Placa LC-DCP					
VERIF. Ing. Bizeida Gámez						N.º DE DIBUJO 1					
APROB. Ing. Bizeida Gámez						A2					
FABR. KSTI S.A.						MATERIAL: Acero Inoxidable AISI 316L					
CALID.						PESO: 59 g					
						ESCALA: 1:1					
						HOJA 1 DE 1					

Anexo 2: Código G

Debido a que cada código tanto para la superficie superior e inferior de la placa superan más de las 200.000 líneas, se adjunta cada código en conjunto con el archivo presente.

Bibliografía

- [1] P. D. W. D. Belangero, «Estudio Multicéntrico Latinoamericano de las Fracturas Abiertas de la Tibia,» AO TRAUMA LATIN AMERICA, 2019.
- [2] Asociación de Osteosíntesis(AO) y Asociación de Traumatología Ortopédica (OTA), *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC TRAUMA (JOT)*, vol. 32, Wolters Kluwer, 2018.
- [3] S. Hoppenfeld y V. L. Murthy, *FRACTURAS Tratamiento y Rehabilitación*, Madrid: MARBÁN, 2004.
- [4] C. R. Colmenares, Interviewee, *Información sobre la fracturas tibiales, metodos de corrección y LC-DCP*. [Entrevista]. 16 Noviembre 2019.
- [5] S. Endara, Interviewee, *Información sobre la fracturas tibiales, metodos de corrección y LC-DCP*. [Entrevista]. 16 Noviembre 2019.
- [6] P. Hernigou y J. Pariat, «History of internal fixation (part 1): early developments with wires and plates before World War II,» *International Orthopaedics (SICOT)*, 2016.
- [7] J. M. Concha Sandoval, «Experiencia con el sistema de placas bloqueadas (LCP) en el Hospital Susana López de Valencia – Popayán, Colombia,» *MEDIGRAPHIC*, 2007.
- [8] Hospital San Vicente De Paul, *Estadísticas sobre las fracturas de tibia*, Ibarra, 2019.
- [9] P. Hernigou y J. Pariat, «History of internal fixation with plates (part 2): new developments,» *International Orthopaedics (SICOT)*, 2016.
- [10] E. Luna y F. Blanco, *Diseño y Construcción de una Placa LC - DCP para Fracturas de Antebrazo*, Nguanagua, Carabobo: UNIVERSIDAD DE CARABOBO, 2010.
- [11] J. F. Gelve Gamboa y D. A. Ávila Guerra, *Modelado y Análisis de distribución de esfuerzos y deformaciones unitarias en un tratamiento quirúrgico con placa de osteosíntesis en una fractura diafisaria de tibia mediante el software de elementos finitos ANSYS*, Bucaramanga: UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER, 2017.
- [12] L. Cardona R, M. Brousse, M. Mieres, S. Arias y É. Gutiérrez, *Evaluación de la resistencia de un prototipo de placa de compresión dinámica (PCD) fabricada de polimetilmetacrilato (PMMA) probada en fémur canino osteotomizado*, Bogotá, 2011.

- [13] J. Betancor Bosch, *Estudio computacional de los sistemas de fijación interna aplicados a la recuperación de fracturas diafisarias del húmero*, Las Palmas de Gran Canaria: Universidad de las Palmas de Gran Canaria, 2014.
- [14] A. Sirolli, H. Sanzi y G. Elvira, «Análisis de un Sistema de Implante para Osteosíntesis de Huesos Largos, Mediante Simulación Computacional,» *International Journal of Morphology*, vol. 33, pp. 594-599, 2015.
- [15] M. Latarjet y A. Ruiz Liard, *Anatomía Humana*, Quinta ed., EDITORIAL MÉDICA PANAMERICANA, 2019.
- [16] R. O'Rahilly, *ANATOMIA DE GARDNER*, Quinta ed., MCGRAW-HILL, 2001.
- [17] Tucuerpohumano, «Tucuerpohumano.com,» 2019. [En línea]. Available: <https://tucuerpohumano.com/c-sistema-esqueletico/hueso-tibia/>.
- [18] V. Maria, *OCEANO/CENTRUM MANUAL DE ENFERMERIA*, Barcelona/España: J.B Lippincott Company, 2018.
- [19] M. K. P. D. Ploegmakers Joris, *Four distal radial fracture classification systems tested amongst a large panel of Dutch trauma*, 2010.
- [20] V. Maria, *OCEANO/CENTRUM MANUAL DE ENFERMERIA*, Barcelona/España: J.B Lippincott Company, 2018.
- [21] O. T. Association, *Open Fracture Study Group, New Classification Scheme for Open Fractures*, 2010.
- [22] O. Giraldo, «Generalidades de las fracturas,» *efisioterapia*, 2014.
- [23] J. López Olmedo, «Fracturas infantiles más frecuentes. Esguinces y epifisiolisis,» *Unidad de Ortopedia Infantil del Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*, 2019.
- [24] F. M. Martínez y A. L. Urda, *Traumatología y ortopedia para el grado en Medicina*, Elsevier Masson, 2015.
- [25] J. D. Zuckerman, K. J. Koval y K. A. Egol, *Manual de fracturas*, Quinta ed., Wolters Kluwer, 2015.
- [26] A. D. Delgado Martínez, *Cirugía Ortopédica y Traumatología*, Tercera ed., EDITORIAL MEDICA PANAMERICANA, 2015.
- [27] F. Forriol Campos, *Manual del Residente en Cirugía Ortopédica y Traumatología (COT)*, Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, 2009.
- [28] CK-12, «CK-12,» [En línea]. Available: <https://www.ck12.org/book/ck-12-conceptos-biolog%C3%ADA/section/13.7/>.

- [29] R. J. Blanco Linares, *Diseño y construcción de una placa interna DCP para la reducción de fracturas de los huesos largos del antebrazo*, Naguanagua, 2009.
- [30] R. Ronald, *Tratamiento práctico de fracturas*, Graw-Hill Interamericana, 2015.
- [31] J. Ruiz del Pino, *Manual de urgencias y emergencias FRACTURAS: CONCEPTOS GENERALES Y TRATAMIENTO*, Fractgen, 2014.
- [32] J. . A. Rosiles Exkiws, L. F. Vázquez Espinosa y J. A. Pérez Castro y Vázquez, «Limitación funcional por consolidación viciosa secundaria a fractura articular de radio distal. Análisis crítico de casos clínicos.,» *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, 2017.
- [33] D. Guede, P. Gonzáles y J. Caeiro, «Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos,» *Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, 2013.
- [34] N. Reina y J. Laffosse, «Biomecánica del hueso: aplicación al tratamiento y a la consolidación de las fracturas,» *Elsevier Masson*, 2014.
- [35] J. K. Fuller, *Instrumentación quirúrgica. Principios y práctica.*, Quinta ed., E. M. Panamericana, Ed., 2012, p. 1150.
- [36] C. Garcia M y D. Ortega T, «ELEMENTOS DE OSTEOSÍNTESIS DE USO HABITUAL EN FRACTURAS DEL ESQUELETO APENDICULAR: EVALUACIÓN RADIOLÓGICA,» *Revista Chilena de Radiología*, 2005.
- [37] Depuy Synthes, *Catálogos y folletos técnicos Depuy Synthe*.
- [38] J. Orson y C. Colton, «Plates – form and function,» *Publicaciones AOTrauma ORP*, 2013.
- [39] M. Altmann, J.-M. Cagnet, L. Eschbach, B. Gasser, G. Richards y P. Simon, «Materiales utilizados en la osteosíntesis. EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología,» *Elsevier Masson*, vol. I, p. 8, 2009.
- [40] M. R. Brinker, *Review of Orthopaedic Trauma*, 2 ed., L. W. & Wilkins, Ed., Wolters Kluwer, 2013, p. 608.
- [41] E. A. Rodríguez Moguel, *Metodología de la Investigación*, Villahermosa: Univ. J. Autónoma de Tabasco, 2005.
- [42] J. Tam, G. Vera y R. Oliveros, *TIPOS, MÉTODOS Y ESTRATEGIAS DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA*, 2008.
- [43] P. Bartis, *Tradición popular e investigación de campo: una introducción sobre las técnicas de la investigación de campo*, Centro Americano de Tradición Popular, La Biblioteca del Congreso, 1985.

- [44] J. C. Mantilla Hernández, N. Cárdenas Durán y J. M. Jácome Bohórquez, «Estimación de la Talla a Partir de la Medida de la Tibia en Población Colombiana,» *International Journal of Morphology*, vol. 27, 2009.
- [45] M. Cerrolaza y G. Contrera, *Diseño y Simulación numérica de una placa cervical*, Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela, P.O., 2001.
- [46] 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, n° 1, pp. 28-36, 2010.
- [47] B. Gámez, *Crecimiento de grietas por fatiga en hueso cortical utilizando el Método de Elementos de Contorno*, Caracas: Tesis doctoral. Universidad Central de Venezuela, 2008.
- [48] T. Wehner, L. Claes y U. Simon, «Internal loads in the human tibia during gait,» *Elsevier Masson*, vol. 24, n° 3, pp. 299-302, 2009.
- [49] «Traumatología y ortopedia,» Pontificia Universidad Católica de Chile-Facultad de Medicina, [En línea]. Available: <http://www.docencia-traumatologia.uc.cl/fracturas-de-pierna-diafisarias-de-tibia-y-perone/>.
- [50] D. D. D'Lima, S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin y C. W. Colwell , «The Chitranjan Ranawat Award: in vivo knee forces after total knee arthroplasty,» *Clinical orthopaedics and related research*, n° 440, pp. 45-49, 2005.
- [51] J. Lo, O. Müller, M. Wünschel, S. Bauer y N. Wülker, «Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load,» *Journal of biomechanics*, vol. 41, n° 9, pp. 1855-1861, 2008.
- [52] Dassault Systèmes, *Asistente de ayuda de SOLIDWORKS 2018*, 2018.
- [53] S. Swanson, M. Freeman y W. Day, «The fatigue properties of human cortical bone,» *Medical & biological engineering*, n° 9, pp. 23-32, 1971.
- [54] K. A. Mohammad, A. Ali, B. B. Sahari y S. Abdullah, «Fatigue behavior of Austenitic Type 316L Stainless Steel,» *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 36, 2012.
- [55] R. G. Budynas y K. J. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, Novena ed., McGraw-Hill Interamericana de España S.L..
- [56] ThyssenKrupp Steel, *Catálogo comercial ThyssenKrupp Aceros y Servicios S.A.*