



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



Diseño de un fijador externo para fracturas de tibia

Oropeza Saúl
Gomes Edgar

Naguanagua, 19 de Julio de 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



Diseño de un fijador externo para fracturas de tibia

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

Tutor académico:
Brizeida Gámez *Ing.*

Autores:
Oropeza Saúl
Gomes Edgar

Naguanagua, 19 de Julio de 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



Diseño de un fijador externo para fracturas de tibia

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

Oropeza Saúl
Gomes Edgar

Naguanagua, 19 de Julio de 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, Miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la Tesis de Pregrado titulada **“Diseño de un fijador externo para fracturas de tibia”**, presentada por los bachilleres: **Oropeza Saúl** y **Gomes Edgar**, portadores de la Cédula de Identidad N°: **18.402.158** y **16.761.930**, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. Brizeida Gámez
tutor

Prof. David Ojeda
Miembro del jurado

Prof. Lucia Martino
Miembro del jurado

En Naguanagua a los 19 días del mes de Julio de 2011

Agradecimiento

Principalmente a Dios por acompañarnos en todo momento y habernos dado la vida, así como la sabiduría y la fortaleza para hacer posible todos nuestros sueños. A nuestros padres por su apoyo incondicional, dedicación, empeño y todo su esfuerzo no solo en la finalización de nuestra carrera profesional, sino en todo momento. A la profesora Brizeida Gámez por su disposición, ayuda y amistad brindada en todo momento.

Son muchas las personas especiales a las que nos gustaría agradecer su amistad, apoyo, ánimo y compañía en las diferentes etapas de nuestras vidas. Algunas de estas personas, están en este momento con nosotros y otras en nuestros recuerdos y en el corazón. Sin importar en dónde estén o si alguna vez llegan a leer estas dedicatorias, queremos darles las gracias por formar parte de nosotros, por todo lo que nos han brindado y por todas sus bendiciones.

Gracias al centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMECA-UC) y a la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Carabobo por el apoyo prestado.

Resumen

En el presente trabajo de investigación, se presenta el diseño de un fijador externo para la consolidación de fracturas de tibia. El modelo planteado, posee la capacidad de trasportación ósea, evaluando su desempeño a partir del análisis bajo condiciones de cargas a través del método de elementos finitos, utilizando una programación específica para tal fin.

Asimismo, se evalúa el material que mejor se adecua al modelo, considerando sus propiedades físicas y mecánicas, la valoración en cuanto al costo así como también, el plan de fabricación.

Introducción

La biomecánica es un conjunto de consideraciones que cubre aspectos de la anatomía, la fisiología articular, la fisiología muscular, la mecánica y la cinesiología. Su finalidad es la de ser el soporte de los gestos y las posturas del ser humano sano, de hacer comprender las disfunciones y las patologías habituales, para poder deducir las actitudes terapéuticas adaptadas que surgen de las mismas.

La biomecánica surge de la necesidad de responder preguntas y hallar soluciones a problemas médicos y biológicos que involucran el conocimiento de la mecánica, la geometría y los materiales. La biomecánica ha tenido un vertiginoso avance desde su origen. Es así como la biomecánica, a su vez, se ha bifurcado en dos grandes ramas, a saber, la biomecánica experimental y la computacional, esta última, área del conocimiento en que se ubica el presente trabajo.

El análisis matemático permite elaborar los modelos mecánicos para evaluar parcialmente las condiciones de funcionamiento. Nos da una idea del comportamiento de una región del cuerpo en un esquema de posturas, conductas o gestos, del que se pueden deducir los aspectos funcionales. El análisis matemático proporciona un enfoque cercano a la realidad, pero la observación clínica sigue siendo un elemento indispensable para la comprensión de la mecánica humana. La dificultad reside en la dosificación de los distintos aspectos.

Si se desarrolla cada una de las consideraciones al margen de las restantes, corremos el riesgo de no situarla en su contexto y, por tanto, deformar el conjunto.

La presente investigación propone el diseño de un fijador externo para tratamiento quirúrgico en fracturas de tibia, mediante análisis numérico. La herramienta computacional empleada es ABAQUS/CAE 6.9-EF1 que lleva a cabo el estudio, mediante el método de elementos finitos.

A través del desarrollo de la esta investigación se busca, estimular el diseño y la construcción de fijadores externos en Venezuela, en vista de la creciente e imperiosa necesidad por estos dispositivos, buscando la factibilidad económica de este tipo de fijación.



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
 FACULTAD DE INGENIERÍA
 ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
 COORDINACIÓN DE PROYECTOS DE GRADO



SINÓPSIS DEL PROYECTO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO:

Diseño de un fijador externo para fracturas de tibia.

FECHA DE INICIO DEL TRABAJO: 07 de mayo de 2010.

FECHA DE EXAMEN FINAL:

FECHA DE ENTREGA DE EJEMPLARES DEFINITIVOS A DIRECCIÓN DE ESCUELA:

11 de julio de 2011.

SINÓPSIS: En este trabajo se presenta una solución eficiente para corregir una fractura en la diáfisis de la tibia. Se diseña un fijador externo empleando el método de los elementos finitos. La simulación del conjunto: huesos, clavos de Schanz y fijador externo, se realiza colocando diferentes estados de cargas y restricciones que pudieran presentarse en un paciente adulto. La utilización del programa Abaqus/CAE ofrece una ventaja en la reducción del tiempo para conseguir resultados eficientes. Se observa que el diseño propuesto cumple con todas las funciones necesarias para un dispositivo de fijación externa y adicionalmente permite la realización de la distracción ósea. El costo de fabricación resultó 61% menos que un dispositivo comercial; por lo cual la construcción y posterior implementación de este prototipo, podría beneficiar a los pacientes que asisten a los hospitales de la región central del país, especialmente al Hospital Universitario “Doctor Ángel Larralde”, generando así una nueva alternativa a los galenos y pacientes que lo requieran, dotado por el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo.

CÉDULA DE IDENTIDAD

16.761.930

NOMBRE DE LOS ESTUDIANTES

Edgar Horacio, Gomes Baptista

FIRMA

18.402.158

Saúl Abel, Oropeza González

FIRMA

PROFESOR GUÍA:

Prof. Brizeida Gámez,

(Escuela de Ingeniería Mecánica, UC)

JURADO:

Prof. _____,

(Escuela de Ingeniería Mecánica, UC)

JURADO:

Prof. _____,

(Escuela de Ingeniería Mecánica, UC)

Índice de figuras

Figura 1.1 Ubicación de la tibia en el cuerpo humano.	2
Figura 1.2 Tipos de fractura.	2
Figura 1.3 Modelo de fijador externo.	3
Figura 2.1 A) Vista posterior. B) Sección transversal a través de la pierna izquierda.	10
Figura 2.2 Tibia y peroné. A) Vista anterior; B) Vista posterior; C) Sección transversal a través de la diáfisis; D) Vista posteromedial de los extremos distales.	11
Figura 2.3 Estructura microscópica del hueso.	13
Figura 2.4 Curva de carga- deformación.	14
Figura 2.5 Fuerzas a que puede ser sometido el hueso.	16
Figura 2.6 Tipos de fractura. A) fractura cerrada con gran hematoma; B) fractura abierta con hemorragia externa.	18
Figura 2.7 Tipos de fracturas abiertas. A) tipo I; B) tipo II; C) tipo IIIA; D) tipo IIIB; E tipo IIIC.	19
Figura 2.8 Tipos de fractura vista por radiografía.	20
Figura 2.9 Fractura ósea bifocal.	20

Figura 2.10 Lugares potenciales de fractura.	21
Figura 2.11 Esquema de las numerosas variantes de instrumental para la fijación externa de las fracturas, de acuerdo con su disposición geométrica alrededor de la pieza ósea fracturada.	22
Figura 2.12 Fijador transflectivo circular.	26
Figura 2.13 Fijador no transflectivo monoplanar.	27
Figura 3.1 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamiento de los nodos.	31
Figura 3.2 Tipos de nodos de un elemento.	35
Figura 3.3 Transformación de la geometría mediante el empleo de funciones de interpolación.	36
Figura 3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado.	37
Figura 3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ, η, ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (X, Y, Z).	38
Figura 3.6 Límites de integración de la función f.	40
Figura 3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función f.	41
Figura 5.2 Fijador externo unilateral	52
Figura 5.3 Pin de sujeción	53
Figura 5.4 Rodamiento rígido de una hilera de bola	54
Figura 5.5 Rosca trapezoidal de paso 2	55
Figura 5.6 Clavo de Schanz para tibia	55

Figura 5.7 Interacciones entre partes en contacto	56
Figura 5.8 Compresión generada en la sección transversal del extremo libre del hueso	60
Figura 5.9 Momento torsor generado en el extremo libre del hueso	61
Figura 5.10 Momento flector generado en el extremo libre del hueso	62
Figura 5.11 Gráfico Esfuerzo-Nro. elementos del análisis de sensibilidad del modelo	63
Figura 5.12 Gráfico Deformación-Nro. elementos del análisis de sensibilidad del modelo	65
Figura 5.13 Distribución de esfuerzos en carga a compresión	66
Figura 5.14 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a compresión	68
Figura 5.15 Distribución de esfuerzos en carga a flexión	68
Figura 5.16 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a flexión	69
Figura 5.17 Distribución de esfuerzos en carga a torsión	70
Figura 5.18 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a torsión	70
Figura 5.19 Distribución de esfuerzos en carga a tracción	71
Figura 5.20 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a tracción	71
Figura 5.21 Esquema de manufactura de un producto	74
Figura 5.22 Ensamblaje del fijador externo planteado	76

Índice general

Índice general		i
Índice de figuras		iv
Índice de tablas		vii
CAPÍTULO 1	El problema	1
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA		1
1.2 OBJETIVOS		4
1.2.1 Objetivo General		4
1.2.2 Objetivos Específicos		4
1.3 LIMITACIONES		5
1.4 ALCANCE		5
1.5 JUSTIFICACIÓN		5
1.6 ANTECEDENTES		6
CAPÍTULO 2	Marco Teórico	8
2.1 ANATOMÍA DE LA TIBIA		9
2.1.1 Diáfisis de la tibia		11
2.2 HUESO		12
2.2.1 Propiedades mecánicas		13
2.2.2 Remodelado y recuperación ósea		16

2.3 FRACTURA 17

2.3.1 Tipos de fractura **18**

2.3.2 Clasificación de las fracturas según la anatomía del rasgo **20**

2.4 FIJADOR EXTERNO 21

2.4.1 Principios de la fijación externa **23**

2.4.2 Principios de los alargamientos óseos **23**

2.4.3 Indicaciones de la fijación externa **24**

2.4.4 Exigencias mecánicas de los fijadores **24**

2.4.5 Tipos de fijador externo **25**

2.4.6 Modelos de fijador externo (Ventajas y desventajas) **25**

CAPÍTULO 3

Método de elementos finitos

27

3.1 MÉTODO GENERAL 29

3.1.1 Aplicación del método de elementos finitos **30**

3.1.2 Funciones de forma **34**

Propiedades de las funciones de forma 34

Criterios de la parcela 35

Tipos de funciones de forma 35

3.1.3 Integración numérica **38**

3.1.4 Estimación del error **42**

Errores de modelización 42

Errores en la discretización 42

Errores de computación 42

Estimación del error 43

3.1.5 Mallado adaptativo **44**

CAPÍTULO 4

Marco metodológico

43

4.1 INVESTIGACIÓN BIBLIOGRÁFICA **45**

4.2 SELECCIÓN DEL MATERIAL DE DISEÑO **46**

4.3 DISEÑO DEL FIJADOR EXTERNO **46**

4.4 PLAN DE FABRICACIÓN **48**

4.5 FACTIBILIDAD ECONÓMICA Y TECNOLÓGICA **48**

CAPÍTULO 5	Resultados numéricos	48
5.1 DISEÑO DEL FIJADOR EXTERNO	51	
5.1.1 Fijador Externo	52	
5.1.2 Clavos de Schanz	56	
5.1.3 Material	56	
5.1.4 Condiciones de Contorno	59	
5.1.5 Interacciones	59	
5.1.6 Condiciones de Carga	59	
5.1.7 Discretización del Sistema	63	
5.2 ANALISIS DE RESULTADOS	66	
5.3 PLAN DE PRODUCCIÓN	74	
5.4 COSTO DEL FIJADOR EXTERNO	76	
CAPÍTULO 6	Conclusiones y Recomendaciones	81
6.1 CONCLUSIONES	81	
6.2 RECOMENDACIONES	83	
Referencias bibliográficas		85

Índice de tablas

Tabla 5.1 Especificación de rodamiento SKF	55
Tabla 5.2 Descripción de los materiales considerados para el fijador	57
Tabla 5.3 Propiedades de algunos aceros inoxidables	58
Tabla 5.4 Resultado de esfuerzos y error porcentual del análisis de sensibilidad	64
Tabla 5.5 Resultado de deformaciones y error porcentual del análisis de sensibilidad	65
Tabla 5.6 Resultados del factor de seguridad para las condiciones de carga del análisis	73
Tabla 5.7 Descripción del material del fijador externo	73
Tabla 5.8 Procesos de fabricación del fijador externo según su geometría	75
Tabla 5.9 Costo del diseño por mecanizado	77
Tabla 5.10 Costo total de producción y unitario	78

CAPÍTULO 1

El Problema

A continuación, se presenta el capítulo 1 de la investigación, basado en la descripción de la situación problemática relacionada con las fracturas de huesos del cuerpo humano, y específicamente de la tibia, detallando su ubicación, funcionamiento y las principales causas y efectos de la rotura de la misma. Además, se establecen los objetivos a desarrollar, justificación, limitaciones y alcance de la investigación.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La tibia es el segundo hueso más largo del esqueleto, localizado en el lado medial de la pierna. Se articula con el peroné lateral, el astrágalo distal, y proximal del fémur, formando parte de la articulación de la rodilla. Se une al ligamento de la rótula y de varios músculos, incluyendo el poplíteo y el flexor largo de los dedos. También se llama el hueso de la espinilla (The Health Central Network, 2009). La ubicación de este hueso se observa en la figura 1.1.

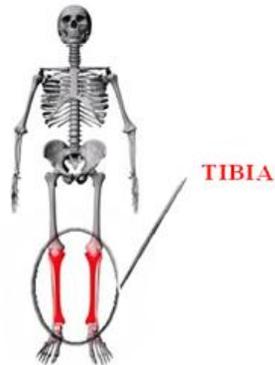


Figura 1.1 Ubicación de la tibia en el cuerpo humano. (Stevens y Lowe, 2001)

La tibia, destinada a soportar la carga del peso, tiene extensa área desprovista de inserciones musculares, lo que determina una pobre vascularización. Debido a su propia localización la tibia está expuesta a lesiones frecuentes. Dado que un tercio de su superficie es subcutánea a lo largo de la mayor parte de su longitud, la fractura abierta es más frecuente en la tibia que en cualquier otro de los huesos largos. Las fracturas de la pierna ocupan el 20% de todas las lesiones óseas fracturarias, y son superadas solamente por las lesiones óseas del antebrazo (García, 2004).

Debido a su anatomía, se generan complicaciones al momento de tratar una rotura en esta zona. Dichas fracturas pueden clasificarse de la siguiente manera: oblicua, conminuta, espiral y compuesta, como se observa en la figura 1.2.

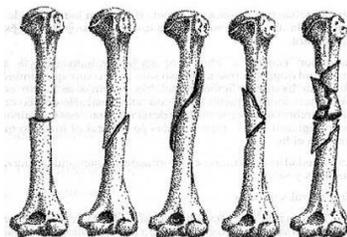


Figura 1.2 Tipos de fractura. (Riley y Sturges, 1995)

Los defectos óseos pueden ser resultado de resecciones o diafisectomías por trauma, pseudoartrosis con desvitalización ósea, infección, tumor o reemplazo protésico. El problema de las pérdidas óseas de tibia mayores de 3 cm es el difícil manejo que representan, ya que se tiene que recuperar una distancia considerable de hueso, que en ocasiones con los métodos convencionales (injertos óseos, estimulación eléctrica) y aun con los más sofisticados (injertos de peroné vascularizado, transportación ósea) suelen tener resultados catastróficos, que pueden ser desde un proceso infeccioso agregado, deformidades residuales importantes, pérdidas del injerto óseo, hasta el tratamiento radical, ya que se encuentra comprometida la viabilidad de la extremidad (Orona y Vázquez, 2005).

Se han utilizado en el tratamiento de este tipo de fracturas, métodos quirúrgicos con aplicación de instrumentos metálicos y técnicas de consolidación de huesos, como fijadores externos. El fijador externo (ver figura 1.3) consiste en una estructura sencilla constituida por clavos, tubos y elementos de conexión, uniones fijas o móviles, armada de tal forma que limite al máximo los desplazamientos del foco de fractura (Melissari et al, 2004).

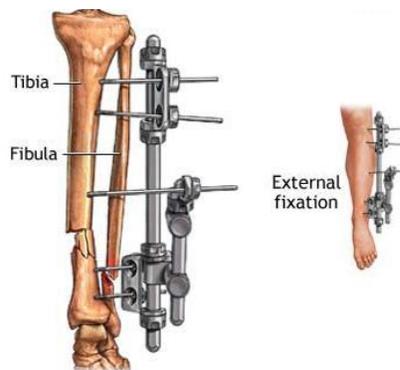


Figura 1.3 Modelo de fijador externo. (Stevens y Lowe, 2001)

Existen importantes complicaciones en la asistencia de esta lesión en Venezuela. En diversos casos, la fractura requiere la intervención de fijadores externos. Dichos fijadores resultan costosos puesto que no son de producción nacional. Esto a su vez, genera retardo en la intervención de los pacientes en los centros asistenciales, pudiéndose generar graves infecciones en la zona afectada mientras se dispone del equipo más asequible, lo que hace prescindir de la técnica más adecuada para la consolidación del hueso, generándose mala recuperación del tejido óseo y en consecuencia, anomalías en la forma de caminar.

En los últimos meses, se han registrado en Venezuela más de 216 lesionados por accidentes de tránsito (Fernández, 2010), lo que refleja un posible aumento en las fracturas de tibia, además de las causas ya nombradas.

Dado lo anterior, surge la motivación de diseñar un dispositivo biomecánico de fijación externa que disminuya tales complicaciones y que logre principalmente, afianzar el tejido óseo considerando la posibilidad de una distracción del hueso para lograr, si fuese este el caso, restablecer parte del tejido perdido.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo General

Diseñar un fijador externo para tratamientos quirúrgicos en fracturas de tibia.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Realizar investigación bibliográfica referida a sistemas de fijación.

- Determinar el material más adecuado, de producción nacional, para el diseño del fijador externo según la Asociación de Osteosíntesis (AO).
- Elaborar el diseño del fijador externo para tibia mediante el método de elementos finitos.
- Elaborar un plan de fabricación del fijador externo.
- Determinar la factibilidad económica y tecnológica del dispositivo.

1.3 LIMITACIONES

Entre los obstáculos, que podrán generar complicaciones en el transcurso de la investigación, se destaca la disposición y manejo de un programa adecuado para realizar análisis de los distintos elementos que conforman el dispositivo.

1.4 ALCANCE

La presente investigación está basada en el diseño de un fijador externo para tibia, haciendo uso del método de los elementos finitos. Adicionalmente se llevará a cabo una planificación de la construcción, empleando técnicas de control numérico.

1.5 JUSTIFICACIÓN

El presente trabajo de investigación tiene por finalidad, estimular el diseño y construcción de fijadores externos en Venezuela, en vista a la creciente e imperiosa necesidad por estos dispositivos, buscando la factibilidad económica de este tipo de fijación.

1.6 ANTECEDENTES

Vázquez, J., (2005); desarrolló un estudio descriptivo de pacientes con pérdida ósea de tibia, con tratamiento de transportación. Para ello analizaron seis pacientes de sexo masculino y una paciente de sexo femenino, entre 25 y 30 años de edad, con pérdida ósea promedio en la población de muestra de 8,6 cm. La fase de reposo fue de trece días, observándose la consolidación en 14,5 meses. En todos los casos analizados se alcanzó la consolidación ósea y no se presentó infección en ninguno de los pacientes. Un equipo de trabajo del Instituto de Ensayo de Materiales de la Facultad de Ingeniería de Uruguay, desarrolló un fijador modular de tres tubos, a través de un nuevo diseño de rótula tubo – tubo. Realizaron actividades de investigación sobre el comportamiento biomecánico de los distintos fijadores externos utilizados a nivel mundial. Para optimizar el diseño de la rótula, se realizaron evaluaciones de la estabilidad de distintos diseños con diferentes grados de apriete. Decenas de miles de personas operadas a nivel mundial, confirman en los hechos, los excelentes resultados obtenidos en la utilización de la rótula diseñada, en un sistema de fijación modular (Melissari et al., 2006).

Maritza y Orellana, (2007); evaluaron el resultado clínico y funcional del tratamiento de los defectos óseos postraumáticos de tibia, manejados con injerto vascularizado, tibialización, transporte óseo e Ilizarov con injerto autólogo. El estudio fue aplicado a 12 pacientes, siete de sexo masculino y cinco de sexo femenino con seguimiento promedio de 33,6 meses. Recibieron tratamiento previo en otra institución, utilizando fijador externo Ilizarov. Se obtuvieron resultados clínicos y funcionales excelentes en cinco pacientes, buenos en cinco y malos en dos. A demás, el número de cirugías posteriores fue en promedio, dos. Se presentaron cuatro complicaciones: pseudoartrosis, fusión del peroné y no integración del injerto.

García et al., (2008); valoraron la etiología y resultados de la elongación mediante Callotaxis, con un fijador monotubular tipo monotriax. Realizaron un

estudio retrospectivo, observacional y descriptivo en las modalidades de serie de casos y estudio de registros médicos. El estudio fue aplicado a 51 pacientes entre 8 y 35 años de edad, tratando 48 elongaciones femorales y 3 elongaciones tibiales. Los pacientes presentaron elongaciones entre 2,5 y 10 cm con una media de 4,6 cm, con éxito en el 84% de la longitud planeada y con 69 complicaciones.

Cheng-Yu et al., (2005); evaluaron la posibilidad de tratar las fracturas de la tibia cerca de la articulación del tobillo, usando el método de reducción cerrada y fijación interna con clavos tibiales. 20 casos de fracturas de tibia a 4 cm de la línea de la articulación del tobillo fueron estudiados. A todos los pacientes se les practicaron radiografías postoperatorias para evaluar la funcionalidad de la articulación del tobillo. Los resultados fueron satisfactorios y todas las fracturas lograron una buena consolidación en un periodo promedio de 17,2 semanas. No se produjeron mayores complicaciones y se confirma la confiabilidad del método aplicado para el tipo de fracturas tibiales cerca de la articulación del tobillo.

Babis et al., (2010); realizaron una evaluación de la fijación externa híbrida aplicada a 48 pacientes con edad media de 45,6 años, 33 de sexo masculino y 15 de sexo femenino, con fractura de tibia. Ocho pacientes con fracturas abiertas. El seguimiento fue de 14 meses. En 40 pacientes, la unión se observó en 3,6 meses. Tres pacientes con retraso en la unión y cinco con mal unión. A partir de este estudio se obtuvieron resultados clínicos satisfactorios con complicaciones limitadas en cuanto al uso de la fijación externa híbrida.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

A continuación se desarrollan una serie de términos científicos referidos al área de la medicina y la ingeniería. Conocimientos mínimos requeridos para lograr una adecuada perspectiva de las complicaciones y consideraciones que deben ser tomadas en cuenta al momento de generar un diseño de fijación externo. Partiendo desde el punto de vista anatómico para la ubicación del miembro en estudio, y a su vez una identificación de composición ósea de las partes ya mencionadas. De igual manera se estudian las propiedades mecánicas y condiciones mínimas de servicio para los sistemas de fijación.

2.1 ANATOMÍA DE LA TIBIA

El esqueleto está constituido por un conjunto de huesos unidos entre sí. Estos, se rodean de músculos y otros tejidos blandos, proporcionando un entramado rígido y una estructura de soporte para todo el cuerpo. A este respecto, el sistema esquelético funciona como las vigas de acero de un edificio; sin embargo, a diferencia de ellas, los huesos pueden moverse y son órganos vivos. Pueden cambiar y contribuir a que el cuerpo se adapte a los

cambios del medio ambiente. La capacidad de cambio de los huesos permite que nuestros cuerpos crezcan y varíen. (Fernández, 2002)

La tibia forma parte de la extremidad inferior del esqueleto. Esta es el hueso que soporta el peso del cuerpo, y por tanto es mucho mayor que el peroné. Por encima, forma parte de la articulación de la rodilla y por debajo constituye el maléolo medial y la mayor parte de la superficie ósea de la articulación de la pierna con el pie en la articulación del tobillo.

La pierna se divide en los compartimientos anterior (extensor), posterior (flexor) y lateral (peroneo) por:

- Una membrana interósea, que une los bordes adyacentes de la tibia y el peroné a lo largo de la mayor parte de sus longitudes.
- Dos tabiques intermusculares, que pasan entre el peroné y la fascia profunda rodeando la extremidad.
- Mediante una inserción de la fascia profunda al periostio de los bordes anterior y medial de la tibia (ver figura 2.1).

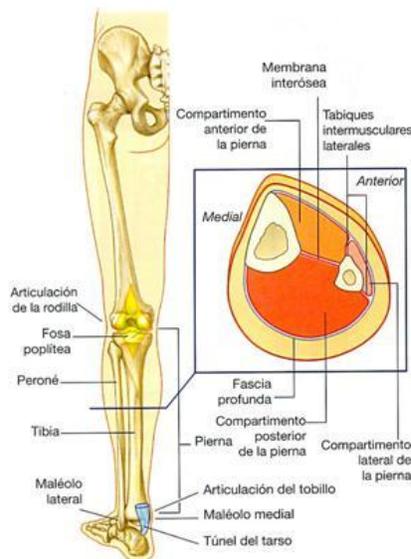


Figura 2.1 A: Vista posterior con sección transversal (Drake et al, 2005)

2.1.1 Diáfisis de la tibia

La diáfisis de la tibia tiene una sección transversal triangular, unos bordes anterior, interóseo y posterior, y unas superficies medial, lateral y posterior (ver figura 2.2).

- Los bordes anterior y medial, así como toda la superficie anterior, son subcutáneos y fáciles de palpar.
- El borde lateral está unido a lo largo de toda su longitud, mediante la membrana interósea, al borde interóseo del peroné.
- La superficie posterior está indicada por una línea oblicua (la línea del músculo sóleo).

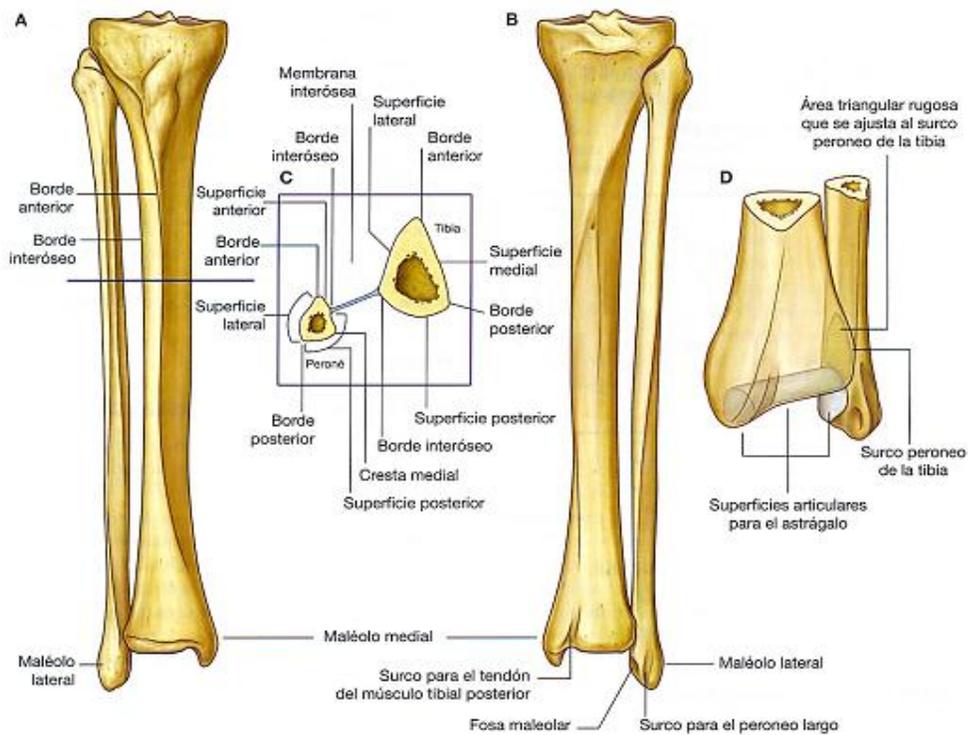


Figura 2.2 Tibia y peroné. A) Vista anterior; B) Vista posterior; C) Sección transversal a través de la diáfisis; D) Vista posteromedial de los extremos distales. (Drake et al, 2005)

La diáfisis de la tibia se expande en los extremos superior e inferior para soportar el peso del cuerpo en las articulaciones de la rodilla y del tobillo. El extremo distal de la tibia tiene forma de caja rectangular, con una protuberancia ósea en el lado medial (el maléolo medial; figura 2.2). La parte superior de la caja se continúa con la diáfisis de la tibia, mientras que la superficie inferior y el maléolo medial se articulan con uno de los huesos del tarso (el astrágalo) para formar una gran parte de la articulación del tobillo.

La superficie posterior del extremo distal en forma de caja de la tibia está delimitada por un surco vertical, que continúa en sentido inferior y medial hacia la superficie posterior del maléolo medial. El surco es para el tendón del músculo tibial posterior.

La superficie lateral del extremo distal de la tibia está ocupada por una escotadura triangular profunda (la escotadura peronea), a la cual se ancla la cabeza distal del peroné mediante una parte engrosada de la membrana interósea. (Drake et al, 2005).

2.2 HUESO

El hueso es una pieza dura y resistente que se encuentra formado por tejido óseo. El periostio es la sustancia que envuelve el hueso externamente; y el endostio es la parte interna del hueso.

Los huesos largos presentan un extremo superior e inferior llamado epífisis y una parte media llamada diáfisis.

En la siguiente figura es posible ver de manera microscópica la estructura del hueso, observando: A, sección longitudinal de un hueso largo que muestra la localización del corte microscópico ilustrado; en B, se observa el hueso compacto que forma a la cubierta dura del hueso se compone de unidades cilíndricas llamadas osteonas. El hueso esponjoso se compone de proyecciones óseas conocidas como trabéculas. (Fernández, 2002)

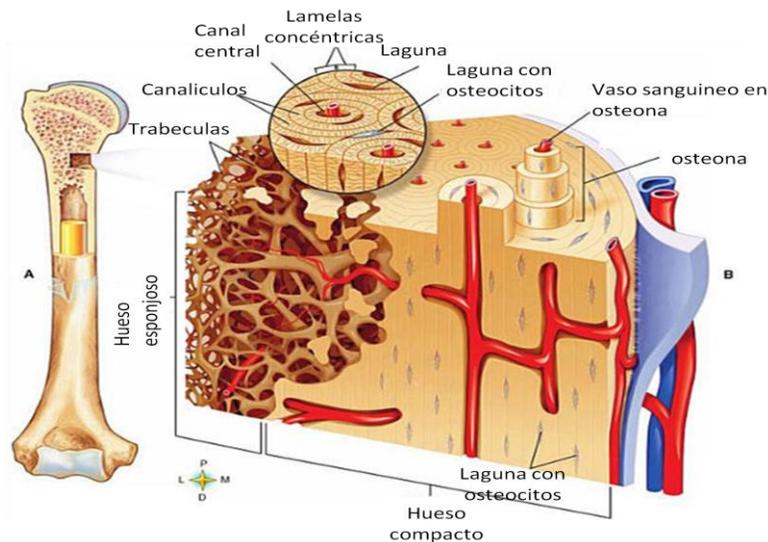


Figura 2.3. Estructura microscópica del hueso. (Fernández, 2002)

2.2.1 Propiedades mecánicas

El sistema esquelético tiene como función principal conferir al cuerpo humano una estructura que por un lado es rígida, lo que permite mantener la forma, y por otro está articulada, facilitándole los movimientos. Así mismo, sirve de punto de anclaje al sistema muscular permitiendo que éste realice su función. Está sometido, por tanto, a las fuerzas estáticas del peso del cuerpo y a las dinámicas de la acción muscular y los ligamentos. También desempeñan un papel importante los impactos, las aceleraciones y las desaceleraciones. Contra lo que pudiera parecer, los esfuerzos soportados por el hueso dependen menos del peso del cuerpo que de la acción muscular o de las variaciones en la aceleración que puede sufrir.

El esqueleto humano constituye el elemento pasivo de nuestro aparato locomotor, de modo que las fuerzas son transmitidas de un hueso a otro a través de las articulaciones, permitiendo a nuestro organismo una gran diversidad de posturas y movimientos.

Para poder ejercer su función el hueso tiene tres propiedades mecánicas fundamentales que son la resistencia, la rigidez y la elasticidad. Para comprender mejor estas propiedades, se somete una muestra de material, en este caso de hueso, a una carga, midiendo la deformación que se produce. Los resultados transportados a una gráfica dan una curva de carga-deformación como la que se muestra en la figura 2.4. En la primera parte de la curva A-B, a medida que aumenta la carga aumenta la deformación y, al cesar la carga, la muestra recupera su forma inicial. Se cumple por tanto la ley de Hooke según la cual, la deformación es proporcional a la carga. Esta primera parte de la curva es la llamada “región elástica”. Si a partir del punto B, denominado también “límite elástico”, se continúa aumentando la carga, se observa que la muestra continúa deformándose hasta llegar al punto C, o “punto de rotura”, en que la muestra se rompe. La zona B-C de la curva es la llamada “región plástica” en la que, aunque cese la carga sobre la muestra ésta no recupera su forma inicial y permanece deformada.

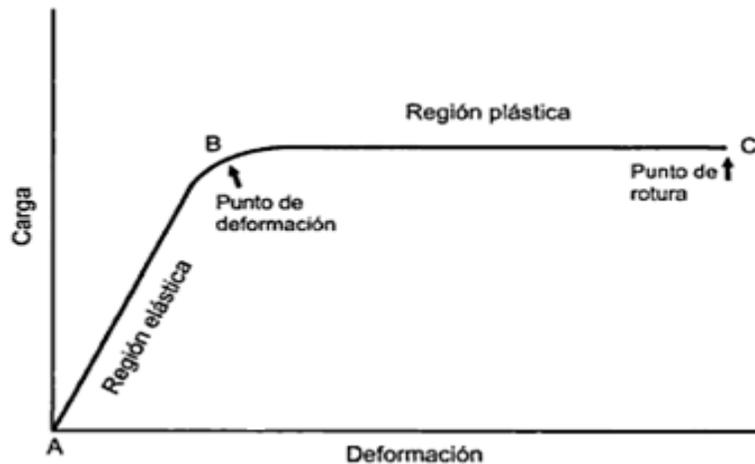


Figura 2.4 Curva de carga- deformación. (Viladot, 2000)

La forma de la curva carga-deformación que se ha descrito, varía en función de la velocidad de aplicación de la carga. A medida que aumenta la

velocidad de aplicación, el hueso se hace más resistente. Dicho en otras palabras, hace falta más fuerza para romper un hueso bruscamente que para romperlo lentamente. La resistencia de la muestra puede valorarse mediante tres factores:

- La carga que puede resistir antes de romperse.
- La deformación que puede soportar antes de romperse.
- La energía que es capaz de almacenar antes de romperse.

La rigidez de la muestra está determinada por la pendiente de la curva en la región elástica, y puede medirse con el módulo de elasticidad de Young, que se obtiene dividiendo la fuerza en un punto de la región elástica de la curva entre la deformidad en dicho punto. Por tanto, cuanto más rígido es el material, más alto es el módulo de Young.

El hueso cortical presenta una estructura diferente al hueso esponjoso, lo cual condiciona, lógicamente, un comportamiento mecánico también distinto. El hueso cortical es más rígido que el esponjoso y puede soportar más carga pero menos deformación que este último. El hueso cortical se fractura cuando su deformación excede el 2% de su longitud inicial, mientras que el hueso esponjoso soporta hasta 7% de deformación. Así mismo, debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso parece tener mayor capacidad de almacenamiento energético.

El hueso es un material anisotrópico y, por tanto, se comporta desde un punto de vista mecánico de forma diferente en función de la dirección en que se aplique una fuerza. Es más resistente a la compresión en sentido longitudinal que en sentido radial o tangencial.

Se ha podido comprobar también que el hueso seco es más resistente que el hueso hidratado. Este fenómeno depende de la velocidad de aplicación de la carga: si ésta se aplica en forma de impacto, el hueso hidratado se

vuelve mucho más resistente, y presenta mayor capacidad de absorción energética. Este hecho pone en evidencia otra característica mecánica del hueso que es su viscoelasticidad.

Las fuerzas a las que puede ser sometido el hueso son diversas. Pueden ser aplicadas fuerzas de compresión, tracción, cizallamiento, flexión y torsión, tal como se observa en la figura 2.5. Aunque estas hayan sido mencionadas de manera individual, debe recordarse que en el ser vivo, durante la actividad diaria el hueso está sometido constantemente a todas ellas de forma simultánea. (Viladot, 2000)

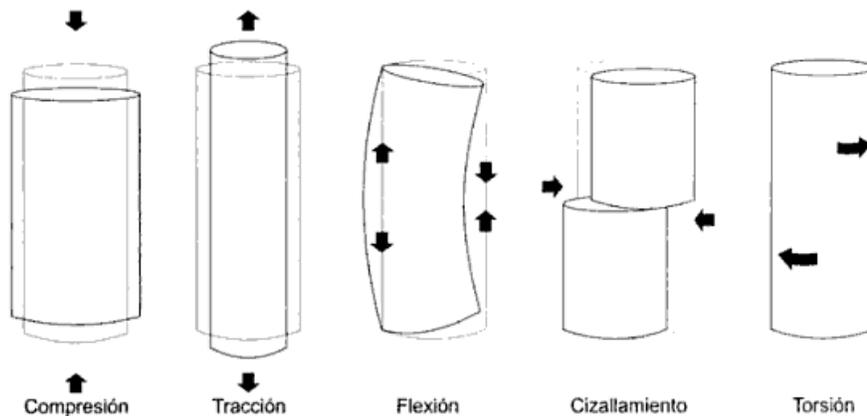


Figura 2.5 Fuerzas a que puede ser sometido el hueso. (Viladot, 2000)

2.2.2 Remodelado y recuperación ósea

El crecimiento no detiene las modificaciones de la forma del hueso vivo. El hueso es asiento de constantes transformaciones. Los fenómenos de destrucción y formación ósea ocurren durante toda la vida, y tienden a equilibrarse en el adulto. En la vejez predominan los procesos de destrucción; el tejido óseo se enrarece y el esqueleto se vuelve más frágil.

Cuando el tejido óseo compacto se espesa por la acción de una presión o tracción importante, el tejido óseo esponjoso orienta sus trabéculas en el sentido de la presión que soporta. En los huesos sometidos a esfuerzos

complejos, la orientación de las trabéculas depende de la transmisión de las fuerzas, adaptándose a las funciones propias de la estática y de la locomoción.

Así, el esqueleto vivo funciona como un verdadero órgano, ricamente vascularizado, en el que se producen modificaciones fisicoquímicas de enorme repercusión y en estrecha relación con la nutrición. (Latarjet y Liard, 1999)

Las fracturas óseas se curan mediante formación de tejido de granulación y reparación fibrosa, seguido de neoformación ósea en ese tejido de granulación fibroso.

Las fracturas óseas, provocadas por traumatismos físicos, son una de las alteraciones patológicas más frecuentes del hueso. Su gravedad puede oscilar ampliamente desde una simple fisura en el hueso cortical, hasta una fractura múltiple compleja con fragmentación y desplazamiento de los fragmentos óseos, junto con lesiones importantes de las partes blandas circundantes y, a veces, exposición de los fragmentos óseos al exterior a través de una gran herida abierta.

En la falta de reparación o la reparación de una fractura es fundamental que los bordes de la misma estén en íntimo contacto, que la fractura esté inmovilizada y que la capacidad curativa del paciente sea suficiente.

Uno de los factores que más afectan a la reparación ósea, es el escaso aporte vascular a la zona afectada (Stevens y Lowe, 2001).

2.3 FRACTURA

Una fractura es una solución de continuidad en el hueso, a través de la cortical o la superficie articular. La gravedad de las fracturas varía desde una simple grieta a una completa destrucción de la arquitectura ósea. Una fractura en la cortical de un hueso altera su función normal de carga de peso. Además,

al producirse la fractura, se desgarran el periostio, se forma un hematoma por sangrado de la fractura y comienza el proceso de curación a partir de señales eléctricas y bioquímicas.

2.3.1 Tipos de fractura

El tratamiento correcto de todas las fracturas y luxaciones – independientemente de la localización, tamaño o gravedad – se basa en tres principios: la integridad de la piel y de los tejidos blandos (es decir, fractura abierta o cerrada), la localización concreta de la fractura en el hueso y el grado de desplazamiento de las partes lesionadas. Por este motivo, en la evaluación inicial se deben describir las lesiones del sistema musculoesquelético sobre la base de estas tres variables.

En una fractura cerrada la piel permanece intacta; en una fractura abierta se ha violado la integridad de la piel y los tejidos blandos que rodean la fractura, tal como se puede observar en la figura 2.6. La interrupción de esta envuelta de tejido blando alrededor de la fractura incrementa considerablemente el riesgo de complicaciones. Las fracturas abiertas se asocian a una mayor pérdida de sangre, menor índice de curación y un riesgo aumentado de infección.

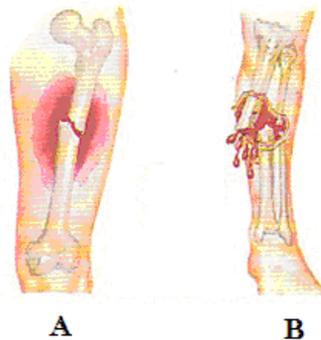


Figura 2.6 Tipos de fractura. A) Fractura cerrada con gran hematoma; B) fractura abierta con hemorragia externa. (Netter, 2001)

Clasificación de las fracturas abiertas

Es posible clasificar las fracturas abiertas sobre la base de diversos factores, incluyendo la gravedad de la lesión de los tejidos blandos (ver figura 2.7). En la fractura abierta de tipo I, la longitud de la herida es menor de 1 cm y no hay evidencia de contaminación profunda. En la fractura abierta de tipo II, la herida es mayor de 1 cm y la lesión de los tejidos blandos no es muy extensa. La fractura abierta de tipo IIIA presenta una amplia herida, pero los fragmentos óseos permanecen suficientemente cubiertos por tejidos blandos. Si la herida es mayor y el hueso está descubierto de periostio y expuesto, la fractura se clasifica como de tipo IIIB. La fractura abierta más grave es la de tipo IIIC, que consiste en una gran herida y una lesión arterial que requiere reparación quirúrgica. Estudios realizados, revelan un mínimo riesgo de infección en las fracturas abiertas de tipo I si se practica una limpieza quirúrgica inmediata.

La incidencia de infección crónica persistente aumenta significativamente, a medida que la herida es más grave. Además, la gravedad de la lesión de los tejidos blandos altera significativamente el pronóstico en cuanto a la recuperación funcional después de una fractura, y con frecuencia determina el tratamiento que hay que seguir.

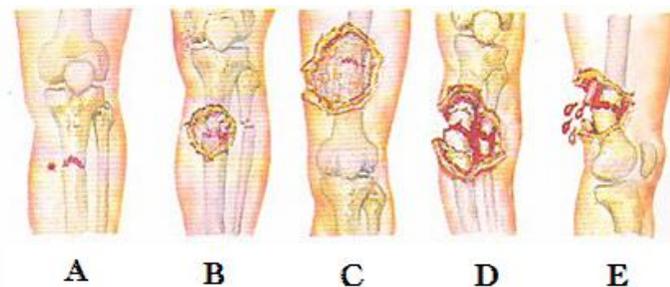


Figura 2.7 Tipos de fracturas abiertas. A) Tipo I; B) tipo II; C) tipo IIIA; D) tipo IIIB; E) tipo IIIC. (Netter, 2001)

2.3.2 Clasificación de las fracturas según la anatomía del rasgo

Se utilizan muchos términos para describir los numerosos tipos de fractura. En la radiografía, la fractura puede verse transversal, oblicua o espiroidea. Una fractura conminuta tiene más de dos fragmentos óseos, como se puede observar en la figura 2.8.

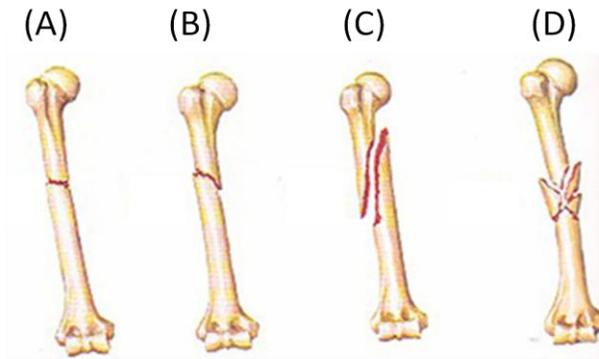


Figura 2.8 Tipos de fractura vista por radiografía. A) Transversal, B) oblicua, C) espiral, D) conminuta. (Netter, 2001)

Una fractura bifocal es un tipo de fractura conminuta de la diáfisis de un hueso largo, en la que hay tres fragmentos grandes bien definidos (ver figura 2.9).

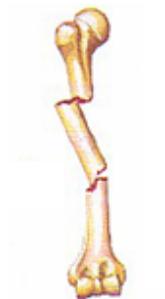


Figura 2.9 Fractura ósea bifocal. (Netter, 2001)

En una fractura engranada, los fragmentos óseos están impactados entre sí; habitualmente este tipo de lesión es bastante estable. Las fracturas

por amulación generalmente tienen lugar en el área de inserción de una unidad musculotendinosa en el hueso; se producen cuando una tracción muscular brusca arranca la zona de inserción separándola del resto del hueso. Las fracturas por compresión son frecuentes en los huesos planos esponjosos, particularmente en las vértebras; las trabéculas esponjosas son aplastadas. Una fractura patológica ocurre en una porción débil o enferma del hueso (ver figura 2.10); son frecuentes en zonas debilitadas por un tumor óseo o una enfermedad ósea metabólica como la osteoporosis (Netter, 2001).

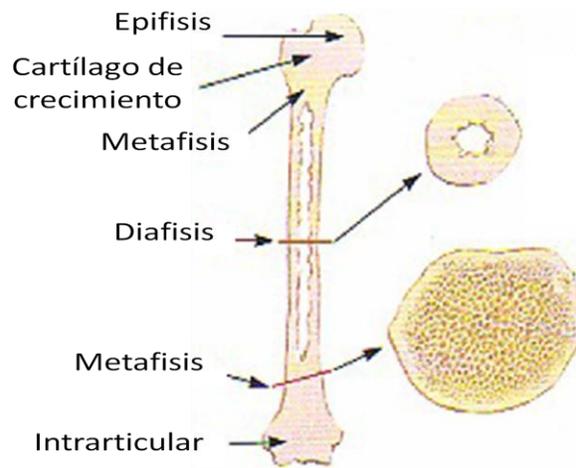


Figura 2.10 Lugares potenciales de fractura. (Netter, 2001)

2.4 FIJADOR EXTERNO

Un fijador externo es un dispositivo diseñado y construido con el fin de estabilizar un foco fracturario, utilizando desde una simple barra metálica hasta marcos, más o menos complejos, en los que se fijan clavos metálicos introducido en las diáfisis por vía percutánea, y situados por encima y por debajo de la línea de fractura.

El fijador externo puede ser unilateral (una sola barra), bilateral, triangular (tres barras), cuadrilateral (cuatro barras), circular y hemicircular, como se pueden observar en la figura 2.11. Los nuevos diseños de estos

fijadores permiten ejercer, sobre el foco fracturario, fuerzas de presión, distracción e incluso angulación. En este sentido, los fijadores externos que fueron diseñados por el cirujano de la URSS Ilizarov, con marco circular, no sólo son utilizados en el tratamiento de las fracturas recientes, sino también en el de las no consolidadas, así como en las técnicas de alargamiento óseo.

Los fijadores externos permiten la movilización precoz del paciente fracturado, mantienen la movilidad de las articulaciones adyacentes y facilitan el acceso a las heridas de las partes blandas, sin necesidad de cambiar un vendaje ensayado.

No obstante, hay que prevenirse de la utilización abusiva de esta técnica, no exenta de complicaciones importantes, entre las que destaca el riesgo de infección ósea en el trayecto de los clavos percutáneos. (Pera, 1996)

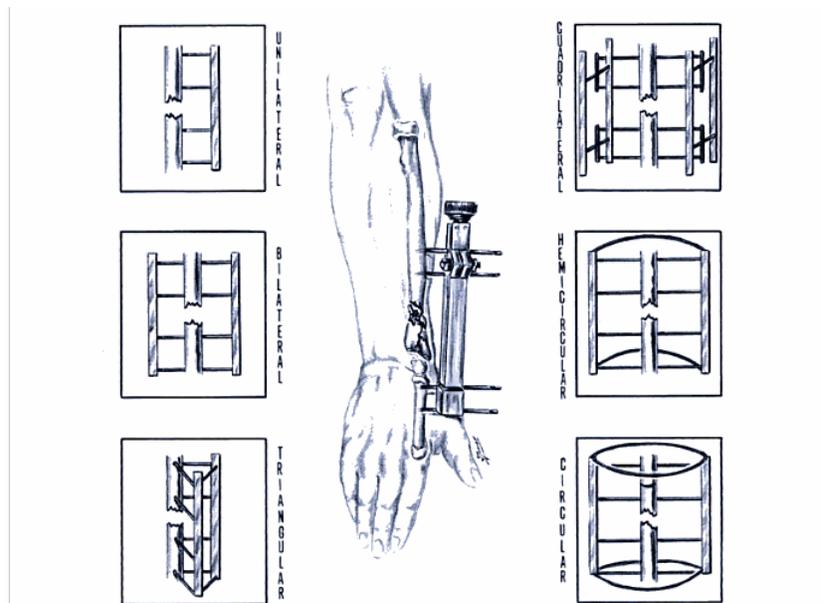


Figura 2.11 Esquema de las numerosas variantes de instrumental para la fijación externa de las fracturas, de acuerdo con su disposición geométrica alrededor de la pieza ósea fracturada. (Pera, 1996)

2.4.1 Principios de la fijación externa

Para ser seguro y efectivo, un fijador debe tener una incidencia baja de complicaciones, no ser obstructivo, ser lo suficientemente resistente para mantener la alineación bajo situaciones de carga, permitir la carga total del miembro, y ser adaptable a una amplia variedad de lesiones y condiciones del paciente.

Estos objetivos se consiguen mejor si se respetan los 4 principios básicos de la fijación externa:

- Adaptación del montaje a la anatomía vital del miembro.
- Fácil acceso a la lesión.
- Cumpla las exigencias mecánicas del paciente y de la lesión.
- Bienestar del paciente.

2.4.2 Principios de los alargamientos óseos

Los fijadores externos son circuitos biomecánicamente versátiles que permiten dinamizar o distraer la fractura modificando su evolución, según las necesidades y características de cada caso específico. Pueden ser monoplanares, biplanares y transarticulares o híbridos, entre otros.

Para lograr una adecuada osteogénesis durante el alargamiento óseo es necesaria la estabilidad dinámica de la fijación externa, el aporte vascular al tejido que sufrió la injuria y la distracción periódica, siendo fundamental que el circuito sea estable, condición que permite el proceso de consolidación por formación de callo óseo y evita deformidades angulares a nivel del foco por movilidad interfragmentaria.

Para evitar interferencias con la irrigación del hueso lesionado y para permitir a los osteoblastos hacer su función natural de formación ósea, hoy en día se prefiere respetar la biología de la fractura, condición que se logra con

los fijadores externos, como método de osteosíntesis biológica poco invasivo y que respeta el foco de la fractura. La fijación rígida con desperiostización extensa, aunque da estabilidad absoluta, interviene en el proceso natural de consolidación. (Satzábal et al, 2006)

2.4.3 Indicaciones de la fijación externa

Las indicaciones son relativamente específicas e infrecuentes, pero no existen indicaciones absolutas, cada caso debe ser individualizado.

- Fracturas Abiertas Grado II y Grado III A, B, C.
- Fracturas asociadas con severas quemaduras.
- Fracturas que requieren procedimientos reconstructivos como injertos o colgajos.
- Fracturas o Pseudoartrosis infectadas.
- Alargamientos óseos en todas sus modalidades.
- Artrodesis.
- Corrección de deformidades angulares.
- Fracturas de pelvis.

2.4.4 Exigencias mecánicas de los fijadores

Existen ciertas características que incrementan la rigidez de un montaje y disminuyen la movilidad a nivel del foco de fractura:

- Colocación del montaje principal en el plano sagital.
- Aumentar la separación de los pines en cada fragmento óseo principal.
- Aumentar el ajuste de los pines, aumentando el núcleo en + 2mm.
- Reducir la distancia entre el hueso y el tubo longitudinal.

- Aumentar el número de pines en cada fragmento óseo.
- Colocar un segundo tubo.
- Crear montajes unilaterales en dos planos.

2.4.5 Tipos de fijador externo

El uso del Fijador Externo como tratamiento inicial y definitivo de las fracturas abiertas, constituye una de las armas que tiene todo cirujano ortopeda para el manejo de este tipo de lesiones. De manera general los fijadores externos pueden ser clasificados en:

Transfictivos: son aquellos que para su fijación utilizan elementos que traspasan completamente el hueso y los grupos musculares adosados.

No transfictivos: son aquellos cuyos elementos de unión al hueso se anclan en la cortical opuesta, en la que han sido introducidos sin emerger al grupo muscular adyacente y de la piel que lo cubre.

2.4.6 Modelos de fijador externo (Ventajas y desventajas)

Ilizarov en la década de los 50 acuñó el término osteogénesis por distracción (distracción del callo óseo) para describir la formación de hueso entre dos superficies óseas que eran separadas gradualmente. Utilizando un aro modular como fijador externo y clavillos transfictivos unidos a los aros bajo tensión para estabilizar los fragmentos óseos. Este descubrimiento salvó extremidades, que de otro modo hubieran terminado en amputación, y el eventual regreso a diferentes niveles de actividad de pacientes deshabilitados. (Orona y Vázquez, 2005)

En la literatura se ha reportado una mayor tasa de complicaciones con el método de Ilizarov comparado con otros, que disminuye sustancialmente cuando la experiencia del cirujano se incrementa. En general, el número de complicaciones y fallas del tratamiento se incrementa en proporción de la

longitud del defecto, así como la severidad del daño prequirúrgico, incluso en los tejidos blandos.

Usualmente se obtiene buena consolidación sin la necesidad de injerto o métodos de fijación interna. Entre las desventajas de dicho fijador se puede conseguir:

- Tratamiento prolongado.
- Aumento en el costo del tratamiento.
- Mayor número de procedimientos quirúrgicos. (Zamora y Orellana, 2007)
- Lesiones de estructuras vasculonerviosas cuando se realizan los montajes, de allí que se han diseñado mapas que establecen corredores de seguridad para la inserción de los pines.
- Complejidad para su montaje (2 - 4 horas).
- Incomodidad para el paciente por lo aparatoso del montaje. (Blanco y Montoya, 2010)

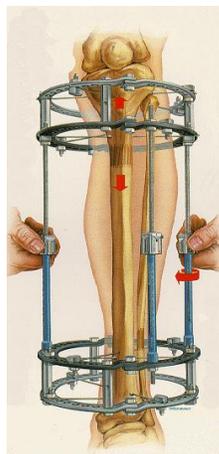


Figura 2.12 Fijador transfixivo circular. (Blanco y Montoya, 2010)

DeBastiani, por otra parte, empleó un fijador monolateral rígido no transfectivo con la capacidad de dinamización, utilizando tornillos troncocónicos, de colocación más sencilla y estable que daña menos a los tejidos blandos, además es más cómodo para el paciente. En la actualidad se siguen dos técnicas de transportación ósea: la de Ilizarov y la de DeBastiani. (Orona y Vázquez, 2005)



Figura 2.13 Fijador no transfectivo monoplano. (Flores et al, 1998)

Existen infinidad de técnicas para el tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia, cuyas ventajas individuales son difíciles de comparar, ya que mucho depende de la experiencia del cirujano con el método empleado, su habilidad y a veces hasta su fé en dicho manejo. Por estas razones, en muchas ocasiones los resultados varían de cirujano en cirujano aunque se emplee el mismo método.

Otros factores que no permiten efectuar una comparación estadísticamente válida entre la osteosíntesis mixta y otros métodos de tratamiento reportados en diversas publicaciones, son las distintas variables manejadas respecto a la selección de los pacientes, el tipo de trazo, la naturaleza del trauma, los criterios de consolidación, el método de evaluación, entre otros (Flores et al, 1998).

CAPÍTULO 3

Método de elementos finitos

A continuación se presenta el método aplicado para el estudio del diseño del fijador externo, basado en las condiciones dinámicas de funcionamiento ante diversas cargas, por medio del análisis virtual de esfuerzos, los cuales son simulados mediante programas computarizados.

3.1 MÉTODO GENERAL

El método de los elementos finitos es un método de aproximación de problemas continuos, de tal forma que:

- El continuo se divide en un número finito (MEF) de partes (elementos), cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados nodos. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.
- La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de los elementos.

- Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos.
- El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación de forma.

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

3.1.1 Aplicación del método de elementos finitos

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

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

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

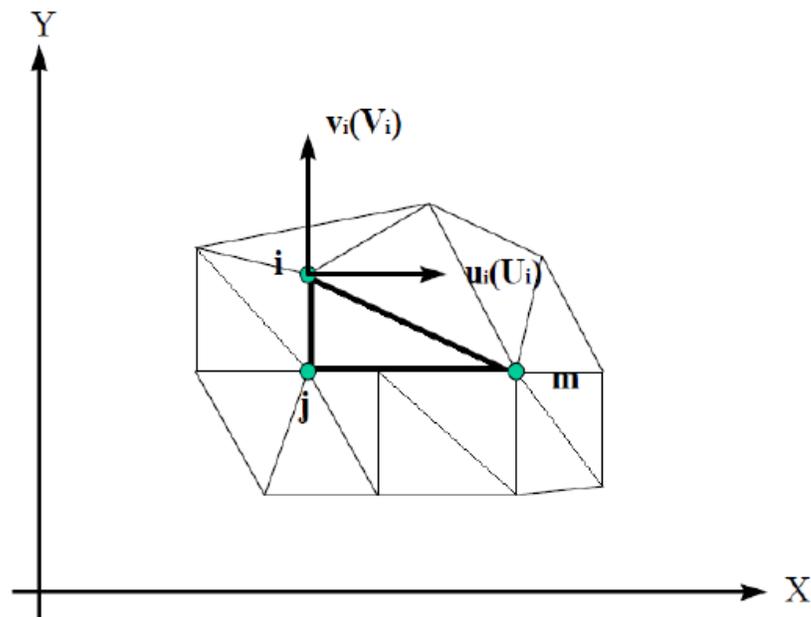


Figura 3.1 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamiento de nodos. (Valero, 2004)

\mathbf{N} son funciones de posición dadas (funciones de forma) y \mathbf{a}^e es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de tensión plana:

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

- \mathbf{U} : son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento.
- \mathbf{a}_i : Son los desplazamientos del nodo i.

Las funciones N_i , N_j , N_m , han de escogerse de tal manera que al sustituir en la ecuación (3.1), las coordenadas nodales, se obtengan los desplazamientos nodales.

Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las deformaciones (ε) en cualquier punto. Que vendrán dadas por una relación del tipo siguiente:

$$\varepsilon = S_u \quad (3.2)$$

Siendo S_u un operador lineal adecuado, sustituyendo la expresión (3.1) en (3.2) se obtiene las expresiones siguientes:

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

$$B_a = SN \quad (3.4)$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales ε_0 debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, entre otros. y que tiene tensiones internas residuales σ_0 , la relación entre tensiones y deformaciones en el cuerpo viene dada por la siguiente expresión:

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (3.5)$$

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

$$q^e = \begin{Bmatrix} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{Bmatrix}$$

como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalente a las tensiones en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento. Cada fuerza q_i^e debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal a_i correspondiente, y debe ordenarse en las direcciones adecuadas. En el caso particular de tensión plana, las fuerzas nodales son:

$$q_i^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix}$$

Las fuerzas distribuidas son las que actúan por unidad de volumen en direcciones correspondientes a los desplazamientos \mathbf{u} en ese punto. La relación entre las fuerzas nodales y tensiones en el contorno y fuerzas distribuidas, se determina por medio del método de los trabajos virtuales (Riley y Sturges, 1995). El resultado es el siguiente (V^e es el volumen del elemento e),

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \quad (3.6)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre tensiones y deformaciones. Si las tensiones siguen una ley lineal como (3.5), se puede describir la ecuación en la forma siguiente:

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (3.7)$$

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

$$f^e = - \int_{V^e} N^T b \cdot dV - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_0 \cdot dV + \int_{V^e} B^T \sigma_0 \cdot dV$$

En la expresión de f^e aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales \mathbf{K} es la matriz de rigideces.

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

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

\mathbf{t} tendrá que tener el mismo número de componentes que \mathbf{u} , para que la expresión anterior sea válida.

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales por resolución de las ecuaciones, se pueden calcular las tensiones en cualquier punto del elemento:

$$\sigma = DBa^e - D\varepsilon_0 + \sigma_0 \quad (3.8)$$

3.1.2 Funciones de forma

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

Propiedades de las funciones de forma

Las propiedades de las funciones de forma se describen como:

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

Criterios de la parcela

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

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

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

Tipos de funciones de forma

En cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos: primarios, secundarios e intermedios, como se muestran en la figura 3.2:

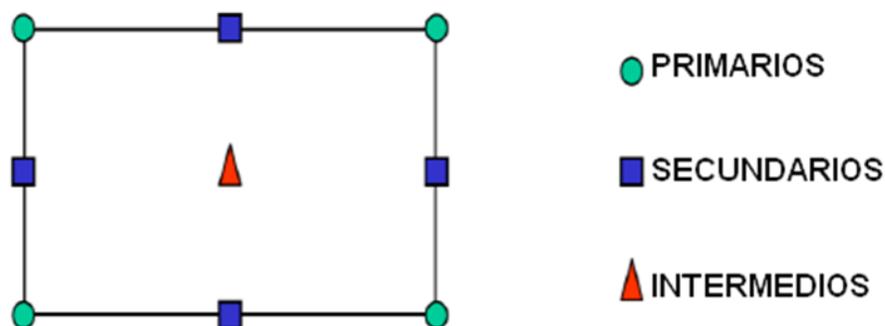


Figura 3.2 Tipos de nodos de un elemento. (Valero, 2004)

Las funciones de forma se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos:

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

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia (ver figura 3.3).

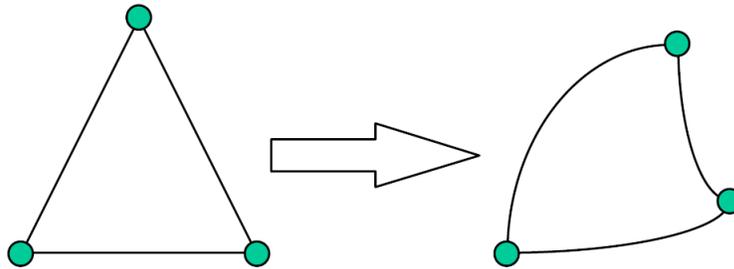


Figura 3.3 Transformación de la geometría mediante el empleo de funciones de interpolación. (Valero, 2004)

No sólo pueden distorsionarse elementos bidimensionales en otros también bidimensionales, sino que se puede distorsionar elementos bidimensionales en elementos tridimensionales. Esto es así, estableciendo una correspondencia biunívoca entre las coordenadas cartesianas y las curvilíneas. Es conveniente emplear funciones de forma también en las transformaciones curvilíneas que permiten la obtención de lados curvos.

Las transformaciones deben ser unívocas, es decir, a cada punto del sistema cartesiano le debe corresponder un único punto del sistema

curvilíneo, y viceversa. Es decir no pueden existir elementos con pliegues como se observa en la figura 3.4.

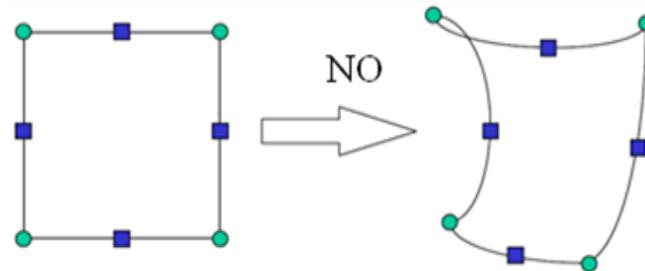


Figura 3.4 Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado. (Valero, 2004)

Además no puede haber huecos ni solapamiento entre los elementos transformados. Lo anterior se resume en los dos teoremas siguientes:

Teorema 1: Cuando dos elementos contiguos están engendrados por "elementos generatrices" cuyas funciones de forma satisfacen las condiciones de continuidad, los elementos distorsionados (transformados) serán entonces continuos.

Teorema 2: Si las funciones de forma \mathbf{N} empleadas son tales que la continuidad de los corrimientos \mathbf{u} se mantiene en las coordenadas del elemento generatriz, las condiciones de continuidad se satisfarán entonces, en los elementos distorsionados.

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

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

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

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

- Obtener resultados en cualquier punto del elemento por interpolación de los valores nodales.
- Permitir transformaciones geométricas que permiten adaptar el mallado a la forma del cuerpo analizado de una manera más exacta.
- Realizar la integración de las ecuaciones mediante la sustitución de las funciones elementales por polinomios de Legendre (ver figura 3.5).

3.1.3 Integración numérica

Las transformaciones curvilíneas transforman las coordenadas x , y , z a las coordenadas locales ζ , η , ξ .

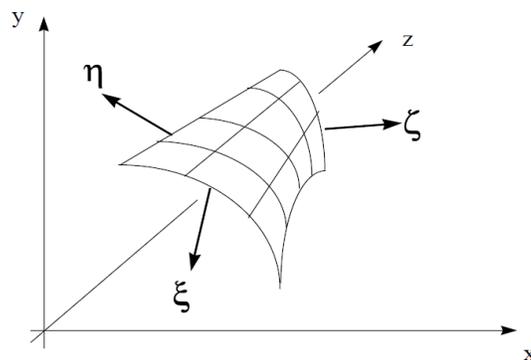


Figura 3.5 Sistema de coordenadas locales (ζ , η , ξ) y sistema global de coordenadas cartesianas (X , Y , Z). (Valero, 2004)

Esto implica introducir un cambio de variable en las ecuaciones integrales que describen el comportamiento de los elementos. Las derivadas de las funciones de forma que intervienen en la expresión de \mathbf{B} son respecto a \mathbf{x} , \mathbf{y} , \mathbf{z} , que guardan la relación (3.9) respecto a las coordenadas locales.

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

$$f_b^e = - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \qquad f_\sigma^e = - \int_{V^e} B^T \sigma_0 \cdot dV$$

$$f^e = - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_0 \cdot dV \qquad f_t^e = - \int_{A^e} N^T t \cdot dA$$

$$\frac{\partial N_j}{\partial x_i} = [J]^{-1} \frac{\partial N_j}{\partial x \zeta_i} \qquad (3.9)$$

Donde \mathbf{J} es la matriz Jacobiana de la transformación.

$$[J] = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \end{bmatrix} \qquad (3.10)$$

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

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

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

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

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

La integración numérica consiste en sustituir la función que se pretende integrar (ver figura 3.6) por un polinomio de interpolación (otra función de forma) que pase por un determinado número de puntos llamados **puntos de Gauss**. La integración del polinomio se realiza posteriormente a través de una suma ponderada de los valores de la función en estos puntos de Gauss (3.11).

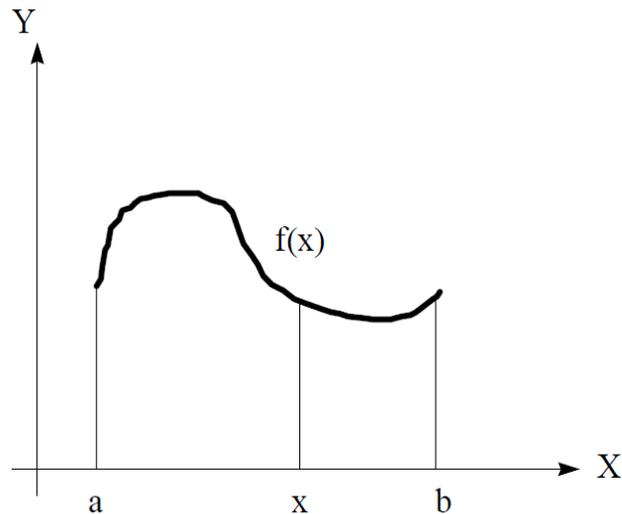


Figura 3.6 Límites de integración de la función $f(x)$. (Valero, 2004)

$$\int_a^b f(x).dx \approx \int_a^b P(x).dx \quad (3.11)$$

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

El método más empleado para sustituir la función por un polinomio es la cuadratura de Gauss-Legendre. El método permite integrar cualquier función entre **-1** y **+1**, sustituyendo la función a integrar ($f(x)$) por un polinomio de Legendre de grado **2n-1**. Tomando como base los **n** puntos de Gauss se puede obtener un valor tan aproximado a la integral como se desee.

Las abscisas de los puntos de Gauss corresponden a las raíces del polinomio de Legendre escogido (ver figura 3.7).

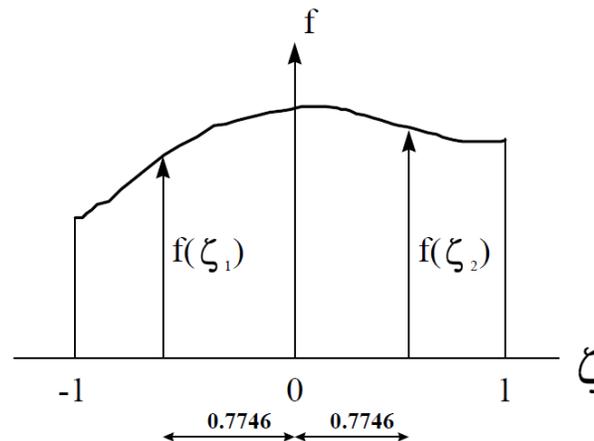


Figura 3.7 Integración de Gauss-Legendre de la función f . (Valero, 2004)

Como conclusión final se dirá que los **puntos de Gauss** son los puntos óptimos para la evaluación de tensiones y deformaciones. En los otros puntos del elemento la aproximación es pobre, y los errores pueden llegar a ser muy considerables. Por ello, las tensiones nunca deben ser evaluadas en los nodos directamente, a diferencia de los corrimientos, sino en los puntos de

Gauss. Y sus valores en éstos se deben obtener por extrapolación de los resultados en los puntos de Gauss.

3.1.4 Estimación del error

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

Errores de modelización:

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

Errores en la discretización:

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

Errores de computación:

- Error en la integración sobre los elementos. Dado que hay que tomar un grado de polinomio de Legendre, hay que aceptar un cierto grado de error (asociado al grado del polinomio).

- Error en la resolución del sistema de ecuaciones. Por errores de truncamiento en la representación interna del ordenador de los números reales, y por errores de redondeo.

Estimación del error

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

$$e_{\text{corrimientos}} = \mathbf{u}_{\text{real}} - \mathbf{u}_{\text{calculada}} \quad (3.12a)$$

$$e_{\text{deformaciones}} = \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{real}} - \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{calculada}} \quad (3.12a)$$

$$e_{\text{tensiones}} = \boldsymbol{\sigma}_{\text{real}} - \boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}} \quad (3.12a)$$

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

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

$$\|e\| = \left[\int_{\Omega} (\boldsymbol{\varepsilon}_{\text{real}} - \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{calculada}}) \cdot (\boldsymbol{\sigma}_{\text{real}} - \boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}}) d\Omega \right]^{1/2} \quad (3.13)$$

Expresión que guarda una relación directa con la energía de deformación del sistema, que viene dada por la expresión:

$$dU = \int_{\Omega} d\boldsymbol{\varepsilon}^T \cdot d\boldsymbol{\Omega} \quad (3.14)$$

La dificultad estriba en que nunca se conocen los valores reales. Por ello la única manera que se ha encontrado de evaluar la bondad de las soluciones es mediante estimadores de error que comparan la solución $\boldsymbol{\sigma}_{\text{calculada}}$ obtenida respecto a una solución obtenida interpolando con

funciones **N** del mismo tipo que las empleadas para representar el campo de corrimientos $\mathbf{u}_{calculada}$. El resultado obtenido es $\hat{\sigma}$, un campo de tensiones "aplanado". El error estimado es:

$$e_{\sigma} = \hat{\sigma} - \sigma_{calculada} \quad (3.15)$$

3.1.5 Mallado adaptativo

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

Existen tres formas de refinamiento de los problemas:

Método H: Consiste en la reducción del error actuando directamente sobre el tamaño del elemento y manteniendo constante la función de forma. Presenta dos inconvenientes, es el método más lento, desde el punto de vista de velocidad de convergencia; y se pierde el control sobre el mallado, pudiendo generarse mallas distorsionadas.

Método P: Consiste en ir aumentando progresivamente el grado de los polinomios de interpolación (funciones de forma), manteniendo fijo el tamaño de los elementos. Tiene mayor velocidad de convergencia que el método H, pero presenta el problema de que requiere acotar el grado máximo del polinomio. Un grado muy alto podría provocar rizado en las soluciones.

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

CAPÍTULO 4

Marco metodológico

A continuación se presenta la metodología para el diseño del fijador externo para fracturas de tibia, donde se detalla el conjunto de procedimientos utilizados para llevar a cabo la investigación. Define los lineamientos a seguir para el alcance de los objetivos planteados.

4.1 INVESTIGACIÓN BIBLIOGRÁFICA

Para la elaboración del trabajo de investigación, principalmente se realiza un proceso sistemático de inspección en textos, documentos y revistas científicas para obtener información relacionada con fracturas originadas en el cuerpo humano y su ordenación. Además, se examina fundamentalmente, la anatomía de la tibia, describiendo la conformación del hueso y su comportamiento ante las cargas a la cual está sometida. Asimismo, se analizan las principales causas de las fracturas de tibia.

En relación a lo anterior, se investigan los diversos mecanismos utilizados para el tratamiento de las fracturas de tibia, precisando los fijadores

externos, considerando el diseño, clasificación y principio de funcionamiento del mismo.

Se consulta, con especialistas de la salud, casos de fracturas tibiales donde se practican dispositivos de fijación externa específicos, para considerar tanto el criterio de selección como el proceso de recuperación y consolidación del tejido óseo de la rotura del hueso.

Esta actividad proporciona información indispensable para llevar a cabo la investigación, ya que ofrece conocimientos basados en el propósito que se procura alcanzar.

4.2 SELECCIÓN DEL MATERIAL DE DISEÑO

Se realiza un estudio de las propiedades mecánicas y físicas de un conjunto de materiales, evaluando la resistencia, propiedades anticorrosivas, densidad, compatibilidad ante el contacto con partes del cuerpo y otras propiedades que no se alteran por las fuerzas actuantes, de tal manera que, siguiendo las normas según la Asociación de Osteosíntesis, se obtenga el material que reúne las mejores condiciones para el diseño del dispositivo.

Los materiales a evaluar, deben ser de obtención nacional ya que, se considera en este trabajo, factores como la rentabilidad económica del diseño.

El dispositivo a diseñar debe proveer las propiedades adecuadas para el tratamiento. Por ello, la selección del material que se adecue a estas condiciones, es trascendental en la investigación.

4.3 DISEÑO DEL FIJADOR EXTERNO

Ya seleccionado el material del dispositivo y con el respaldo de la investigación bibliográfica, se procede a crear el diseño del fijador externo

considerando además, el tamaño de una persona promedio y en consecuencia, las dimensiones del fijador.

Para la creación del diseño, se hace uso de AUTOCAD, programa asistido por computadora para la creación de elementos según requerimientos específicos. Este programa permite delineaciones precisas, rápidas y generación de imágenes fotorrealistas. Se crean los componentes del fijador para que, a continuación, sea sometido el dispositivo en su conjunto, a los análisis de esfuerzos relativos a su principio de funcionamiento.

El fijador diseñado, se estudia a través de la aplicación de ABAQUS, programa destinado a evaluar diseños de ingeniería, basado en el método de los elementos finitos. Para esta aplicación, se consideran ciertos datos de entrada que son fundamentales, presentados a continuación:

1. La geometría del modelo, definida por los elementos y sus nodos.
2. Propiedades de los materiales, deben estar asociadas a los elementos. ABAQUS, adicionalmente, posee otras propiedades de materiales muy particulares que son usados para propósitos muy específicos como: propiedades de transferencia de calor, acústicas, eléctricas o definidas por el usuario.

Otras consideraciones opcionales como:

- Partes y un ensamblaje; la geometría del modelo definido por una programación específica, donde son ensambladas unas con respecto a otras.
- Condiciones iniciales; se especifican condiciones iniciales no nulas de esfuerzos, deformaciones, temperatura o velocidad.
- Condiciones de borde; las cuales son impuestas por el usuario.
- Interacciones; contacto y otras interacciones que pueden ser definidas por el usuario.

El dispositivo debe cumplir con las condiciones de carga del paciente. Por ello, el análisis de esfuerzo debe realizarse para evaluar el comportamiento del material seleccionado, y así permitir la aplicabilidad de éste, en el diseño.

4.4 PLAN DE FABRICACIÓN

Una vez obtenido el diseño y selección del material del fijador externo, se realiza un estudio exhaustivo de las máquinas más adecuadas, requeridas para la fabricación y ensamblaje del mismo.

Pueden realizarse diferentes clasificaciones de los tipos de máquinas dependiendo del aspecto bajo el cual se las considere, de modo que para definir un tipo de máquina para la construcción del fijador, será necesario hacer referencia al material de diseño, pues existen máquinas exclusivas para metales o aceros, plástico, entre otros.

Otro aspecto que se considera para la selección de las máquinas, es la geometría del fijador o componentes que lo conforman, ya que se seleccionan maquinarias aplicadas a métodos específicos.

Seleccionado el equipo a utilizar, se delimitan los parámetros para obtener la materia prima.

Una vez fabricada cada pieza del fijador externo, se lleva a cabo la unión de todos los elementos. Posteriormente se realizan ensayos que garanticen la confiabilidad del dispositivo ante cargas específicas.

4.5 FACTIBILIDAD ECONÓMICA Y TECNOLÓGICA.

Se realiza una valoración del dispositivo diseñado en cuanto a los costos de producción, de acuerdo al plan de fabricación elaborado. Seguido a

esto, se consultan precios de los fijadores externos en el mercado para establecer un patrón de comparación con el costo de producción del diseño.

Para poder determinar la factibilidad económica del fijador, se consideran además, otros costos como los que se presentan a continuación:

- Costo primo: corresponde a la suma de materia prima directa y mano de obra directa.
- Costo de conversión: corresponde a la suma de mano de obra directa y cargos indirectos de fabricación.
- Costo de distribución y administración: corresponden a los costos de almacenaje, costo de entrega de mercancía, costo de administración de la empresa.

El costo total está integrado por la suma del costo de producción, costo de distribución y otros costos adicionales. A su vez, el precio de venta se determina adicionándole al costo total, un porcentaje de ganancia. Esta es la forma tradicional de integrar el precio de venta.

Se realiza un análisis amplio para evaluar la factibilidad tecnológica del dispositivo. Para ello se evalúa cada elemento que lo compone relacionado a su funcionamiento. Al igual que el costo del fijador, se compara con otros fijadores externos para cumplir con esta actividad.

CAPÍTULO 5

Resultados Numéricos

En este capítulo se detalla todo lo relacionado al diseño de un fijador externo para fractura de tibia. Inicialmente se plantea una geometría que cumpla con la función principal de consolidación del hueso, considerando además, el alargamiento del mismo. Asimismo, se realiza un estudio de tensiones al modelo planteado para evaluar su comportamiento ante diferentes tipos de cargas, a partir del método de los elementos finitos, haciendo uso de una programación específica denominada ABAQUS CAE. Por último, se presentan los resultados obtenidos del análisis para determinar el desempeño del fijador externo planteado.

5.1 DISEÑO DEL FIJADOR EXTERNO

El modelo que se plantea, parte inicialmente de los diferentes tipos de fijadores externos los cuales pueden ser unilateral (una sola barra), bilateral, triangular (tres barras), cuadrilateral (cuatro barras), circular y hemicircular. Puesto que en la actualidad se siguen dos técnicas de transportación ósea: la de Ilizarov y la de DeBastiani. (Orona y Vázquez, 2005), se toma en cuenta

esto para plantear el diseño el cual es el propuesto por DeBastiani, fijador unilateral (una sola barra) con la capacidad de dinamización, de colocación más sencilla y estable que daña menos a los tejidos blandos, además es más cómodo para el paciente (ver figura 5.1).



Figura 5.1 Fijador monoplanar

Para el diseño del fijador, se utiliza un programa asistido por computadora denominado AUTOCAD 2010, considerando el peso promedio de una persona de 80 kg, para lograr las dimensiones más adecuadas y permitir un montaje práctico y una fijación ergonómica.

Adicionalmente, se considera en el diseño del fijador, la capacidad de transportación ósea y la adaptabilidad a una amplia variedad de lesiones y condiciones del paciente. Igualmente, se debe tener en cuenta la anatomía de la extremidad para no comprometer estructuras nobles. La tibia es un hueso excéntrico y por esto, los clavos penetran en un área subcutánea, por lo tanto, el acople de los clavos al fijador deben permitir una movilidad bajo esta condición. También, debe ser lo suficientemente resistente para mantener la alineación bajo situaciones de carga.

5.1.1 Fijador Externo

El fijador planteado consta de una barra, la cual se divide en cuatro piezas que en su conjunto, realizan la función de alojar los mecanismos de

sujeción y de transportación del hueso una vez consolidada la fractura (ver figura 5.2), estas piezas son:

- La **barra de rosca externa** aloja uno de los dos pines de sujeción, siendo ésta, la pieza a ser trasladada.
- A partir de la rotación de un **cilindro con rosca interna** el cual es apoyado sobre un **rodamiento**, se desplaza la barra de rosca externa.
- **El otro extremo de la barra**, aloja el otro pin de sujeción, y es donde se acopla el rodamiento que permite la rotación.

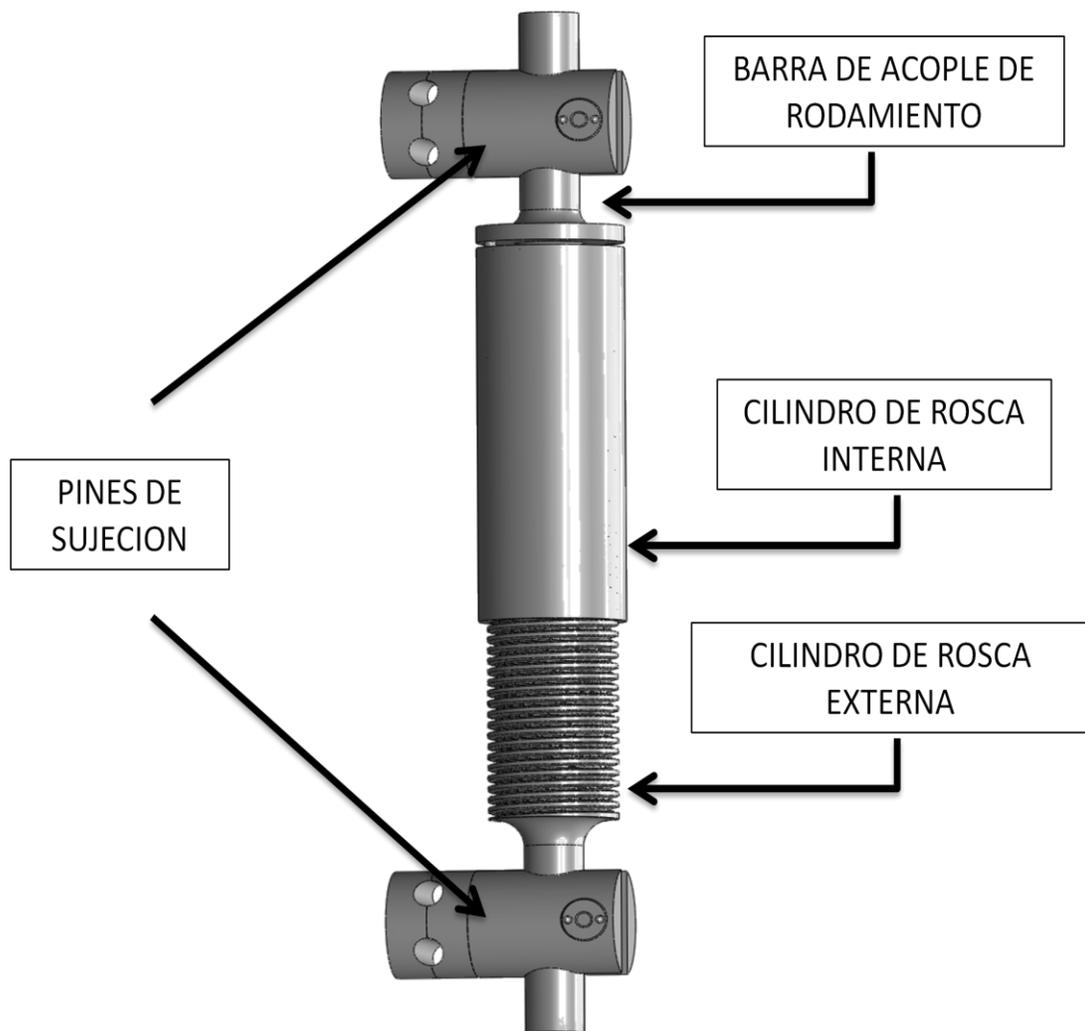


Figura 5.2 Fijador externo unilateral

Los **Pines de Sujeción** presentan cada uno, dos agujeros de 5 mm de diámetro donde se ubican los clavos de Schanz. La unión de sus partes, se realiza por medio de un tornillo de especificación DIN 7984 M3 x 18.

Los pines de sujeción se fijan a las barras por medio de otro tornillo de igual descripción que el anterior y una tuerca de especificación DIN 547 M3. Esta geometría permite el libre posicionamiento de los pines según el criterio del especialista (ver figura 5.3).

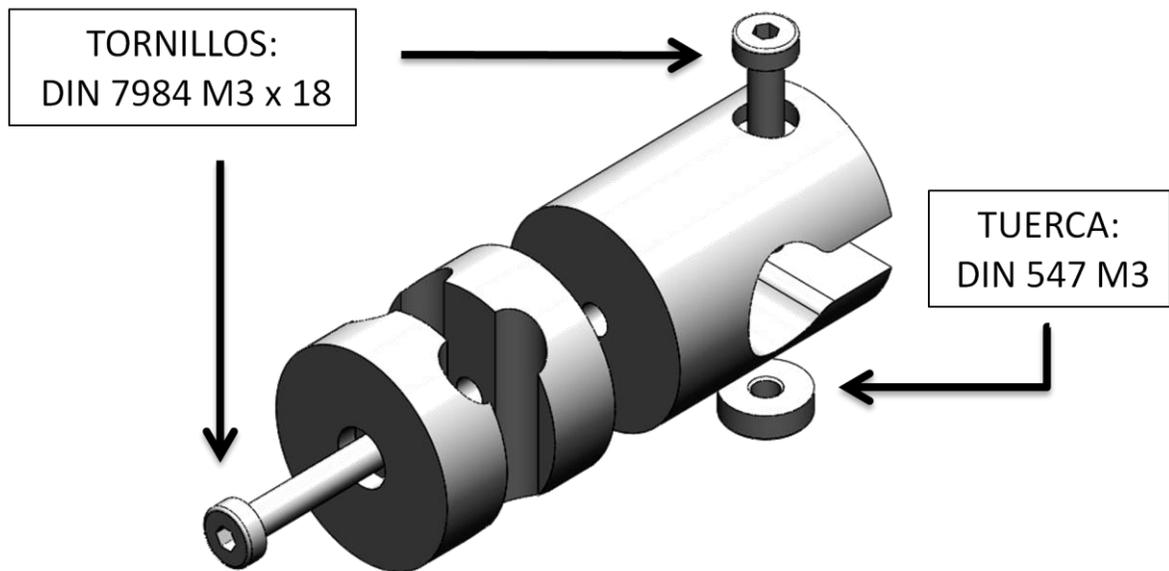


Figura 5.3 Pin de sujeción

El rodamiento que se aplica a este diseño es seleccionado en base a sus dimensiones y a la capacidad de carga que posee a partir del Catálogo General SKF (ver figura 5.4 y tabla 5.1).

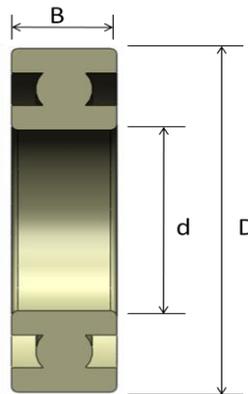


Figura 5.4 Rodamiento rígido de una hilera de bola

Tabla 5.1 Especificación de rodamiento SKF. (Catálogo General SKF 2006)

RODAMIENTO RIGIDO DE UNA HILERA DE BOLAS									
Dimensiones Principales (mm)			Capacidad de carga básica (kn)		Carga limite de fatiga (Kn)	Velocidades (rpm)		Masa (Kg)	Designación
d	D	B	dinámica	estática		velocidad de referencia	velocidad limite		
10	19	5	1.38	0.585	0.025	80000	48000	0.0055	61800

Considerando que el desplazamiento permitido de la fractura, una vez consolidada, es de aproximadamente 1 mm por día, se especifica el paso de la barra roscada el cual es de 2 mm, así para este cumplimiento se requiere de ¼ de vuelta a mitad del día y ¼ al final. Esta barra debe resistir los esfuerzos generados en la tibia, por lo tanto, la rosca es trapezoidal que generalmente se emplean para la transmisión de potencia o movimiento (ver figura 5.5).

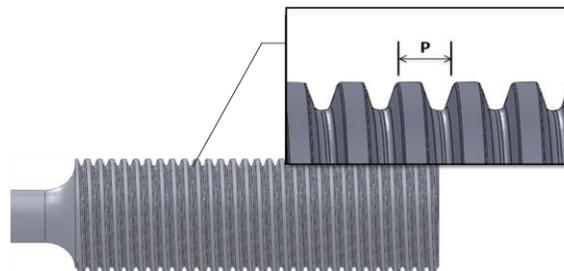


Figura 5.5 Rosca trapezoidal de paso 2mm

5.1.2 Clavos de Schanz

Según la Asociación de Osteosíntesis, los Clavos de Schanz poseen una geometría específica para los fijadores externos de tibia. Estos poseen un diámetro de 5mm y una longitud de 150 mm (ver figura 5.6).

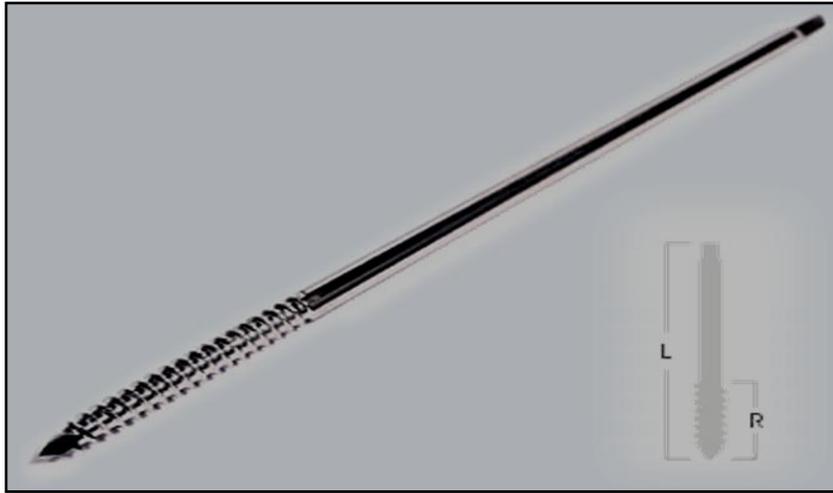


Figura 5.6 Clavo de schanz para tibia

5.1.3 Material

El material del fijador que se plantea, debe reunir ciertas características, considerando factores como la corrosión, la densidad, las propiedades mecánicas y que sea de producción nacional.

- La corrosión es un fenómeno espontáneo que se presenta prácticamente en todos los materiales procesados por el hombre. Es una oxidación acelerada y continua que desgasta, deteriora y que incluso puede afectar la integridad física de los objetos o estructuras (Cortes y Ortiz, 2004), por esto, es de importante consideración para seleccionar el material ya que el fijador se expone en su totalidad, a oxidación en el ambiente.
- Debido a que el fijador se sostiene de la propia tibia, es importante que su peso sea lo más reducido posible, para evitar esfuerzos en la pierna que perjudiquen el proceso de recuperación del tejido óseo y aumente la

ergonomía del fijador, por ello, la densidad del material es esencialmente considerada para la selección.

- Las propiedades como la rigidez, resistencia, ductilidad, tenacidad y dureza del material influyen en el desempeño del fijador. Para que el material no alcance una deformación plástica y una posterior ruptura, sus propiedades mecánicas deben soportar condiciones de carga que pueden originarse en el uso del fijador como cargas a tracción, compresión, torsión y flexión. Por lo tanto, resulta fundamental el estudio de estas propiedades en cada material que se considere.
- Para que el fijador externo sea factible económicamente, el material seleccionado debe ser de producción nacional, así, la valoración en cuanto al costo de producción se reduce convenientemente en relación a un material de importación.

La selección del material que se adecua a las condiciones de uso del fijador externo en relación a las consideraciones mencionadas, se precisa en la tabla a continuación:

Tabla 5.2 Descripción de los materiales considerados para el fijador

MATERIALES	PROPIEDADES	VALORACIÓN
Aceros al Carbono	Los aceros al carbono abarcan la mayor cantidad en la producción de aceros, si bien poseen buena resistencia mecánica, no posee buenas propiedades anticorrosivas, por lo que se descarta de la selección.	No Aplica
Titanio	El titanio es mucho más ligero que los aceros, tiene alta resistencia a la corrosión, gran resistencia mecánica y gran tenacidad. Se puede utilizar en aplicaciones biomédicas.	Aplica
Aluminio	El aluminio es el más ligero de los metales, resistente a la corrosión, en estado puro posee baja resistencia mecánica, menos rígido que los aceros, muy maleable y gran ductilidad, se deforma con gran facilidad.	No Aplica
Aceros Inoxidables	Está compuesto de cromo al menos 10,5% de su composición, lo que evita la corrosión, muy buena resistencia mecánica.	Aplica

Si bien el titanio y el acero son materiales aceptables para el fijador, existe una diferencia entre ellos que hace que los aceros inoxidable sean los que reúnen las mejores condiciones para la aplicación, siendo pues, mucho más económico que el titanio aun comercializándose ambos en el país.

Los aceros inoxidable son una gama de aleaciones que contienen un mínimo de 12% de cromo. El cromo forma en la superficie del acero una película pasivante, extremadamente delgada, continua y estable. Esta película deja la superficie inerte a las reacciones química. Esta es la característica principal de la resistencia a la corrosión de los aceros inoxidable (Iriza y castro 2008).

Los aceros inoxidable tienen una resistencia a la corrosión natural que se forma automáticamente, es decir, no se adiciona. Tiene una gran resistencia mecánica, de al menos dos veces la del acero al carbono, son resistentes a temperaturas elevadas y a temperaturas criogénicas. Son fáciles de transformar en gran variedad de productos y tiene una apariencia estética, que puede variarse sometiendo al acero a los diferentes tratamientos superficiales para obtener acabados a espejo, satinado, coloreado, texturizados, entre otros. (Iriza y castro 2008).

Las características de algunos aceros inoxidable en cuanto a las propiedades mecánicas, se presentan en la siguiente tabla:

Tabla 5.3 Propiedades de algunos aceros inoxidable

MATERIAL	RESISTENCIA	
	S _Y (MPa)	S _U (MPa)
AISI 301	310	620
AISI 303	260	620
AISI 304	760	1035
AISI 304L	760	1035
AISI 310	310	655
AISI 316 L	760	1035
AISI 410	310	520
AISI 430	205	450

5.1.4 Condiciones de contorno

Las condiciones de borde para el análisis del modelo, se establecen en función del comportamiento natural del hueso, considerando un empotramiento en el extremo superior (meseta tibial) y los estados de carga en el extremo libre.

5.1.5 Interacciones

Para el estudio del modelo, se toman en cuenta las diferentes partes que se encuentran en contacto, que generan relaciones a las cuales se le asigna una interacción característica (ver figura 5.7).

5.1.6 Condiciones de carga

La efectividad en la aplicación de un tutor externo depende de una adecuada planificación basada en el conocimiento de la anatomía del segmento lesionado, las demandas biomecánicas de la lesión y el modelo del tutor externo a utilizar.

Se establece que el peroné soporta un valor promedio del 15 % de la carga axial total transmitida por la rodilla en condiciones de sollicitación no extrema de la pierna, según entrevistas con especialistas. Por otro lado la fuerza que se transmite a través de la articulación de la rodilla, en el caminar normal de un ser humano, es de entre 2 y 4 el peso del individuo, y las fuerzas de contacto en la rodilla no se distribuyen de forma uniforme entre los compartimentos de los platillos tibiales, sino que aproximadamente el 60 % de la carga se transmite a través del cóndilo medial de la tibia y el 40 % a través del cóndilo lateral.

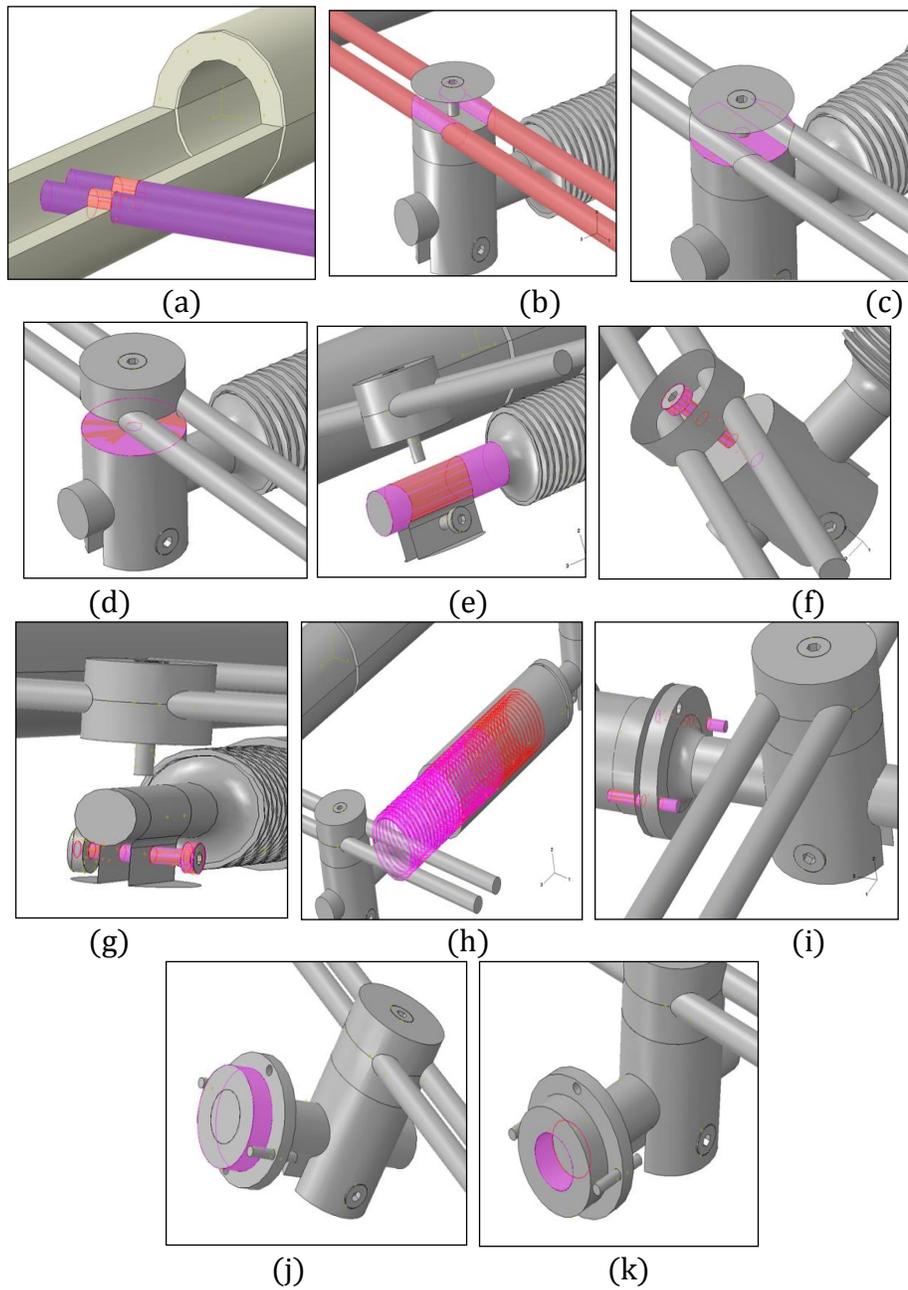


Figura 5.7 Interacciones entre partes en contacto, (a) Hueso - clavos de Schanz (Fija), (b) Clavos - pin de sujeción (Fija), (c) y (d) entre partes del pin de sujeción (fija), (e) pin de sujeción - barra de soporte (fija), (f) y (g) tornillo - pin de sujeción (fija), (h) Barra de rosca interna- Barra de rosca externa (Deslizante), (i) Pasador- Barra de rosca interna y barra de soporte (Fija), (j) Rodamiento- Barra de rosca interna (Deslizante), (k) Barra de soporte-rodamiento (Fija)

Las cargas son aplicadas directamente sobre el hueso, para lograr transmitir los esfuerzos a través de éste hacia los tornillos y luego hasta el fijador externo. Además se realizaron empotramiento del hueso, para cada uno de los ensayos, para evitar desplazamientos en la zona distal. (Cano, 2005)

Las características de la tibia, son aquellas acordes a las de una persona promedio de 1,8 m de altura y 80 Kg.

Para el siguiente ensayo se aplicó una carga de $F_c = 1999,2$ N, la cual genera un esfuerzo de $\sigma = 5,09$ MPa, que viene dado por la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{F_c}{A} \quad (5.1)$$

Donde

$$A = \pi \times (R_{ext}^2 - R_{int}^2) \quad (5.2)$$

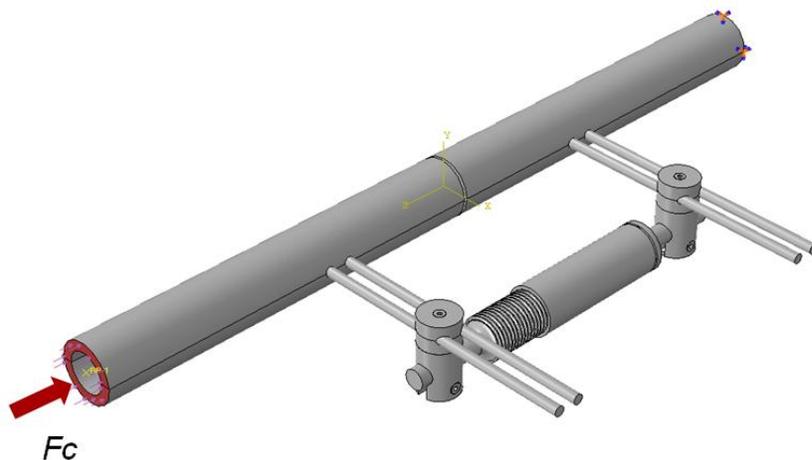


Figura 5.8 Compresión generada en la sección transversal del extremo libre del hueso

Estudios recientes mencionan la aparición de un momento torsor en la tibia, como consecuencia de una excesiva rotación interna al caminar. En condiciones normales, el eje transversal de la rodilla forma un ángulo con el eje bialeolar de 20° aproximadamente. Es decir, existe una torsión tibial externa fisiológica de unos 20° en el adulto, que puede ponerse de manifiesto observando como el maléolo interno está más adelantado que el externo.

Cuando el ángulo formado por el eje transversal de la rodilla y el eje bialeolar es inferior a 20° , se está en presencia de una torsión tibial interna.

Cuando el ángulo formado por el eje transversal de la rodilla y el eje bialeolar es superior a 20° , se está en presencia de una torsión tibial externa. (Cano, 2005)

Aunque los valores pueden variar es posible considerarse un máximo de 5 Nm. Para generar esta fuerza, es aplicado un par torsor sobre el extremo del hueso el cual es obtenido a través de la siguiente ecuación:

$$T = Ft \times \gamma \quad (5.3)$$

Siendo Ft la fuerza de torsión. A partir de dicha ecuación se obtiene que $T = 333,3 \text{ N}$.

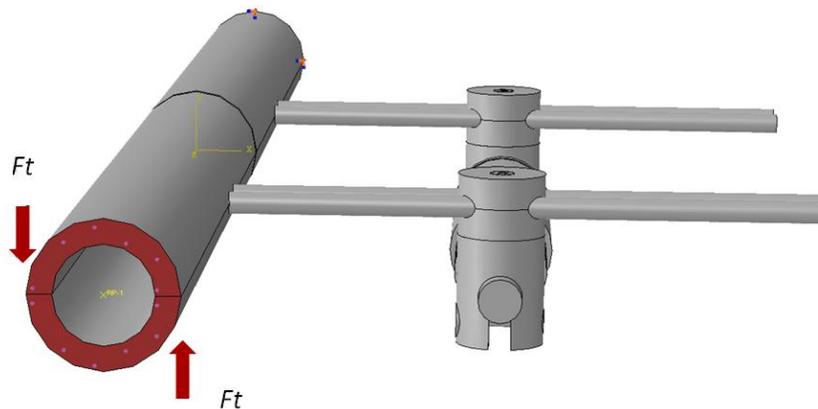


Figura 5.9 Momento torsor generado en el extremo libre del hueso

El momento flector analizado tiene un valor de 12 N.m correspondiente a la magnitud generada en la tibia y se considera en el plano más crítico, es decir, aquel que tiende a abrir la fractura. Este momento se modela como una carga puntual (F_f) que actúa en la parte superior del extremo libre del hueso. El valor de esta fuerza se determina de la siguiente manera:

$$M = F_f \times L \quad (5.4)$$

Donde L es la longitud total de la suma de los cilindros que simulan las porciones del hueso fracturado, con lo que se obtiene de la expresión que $F_f = 30\text{N}$.

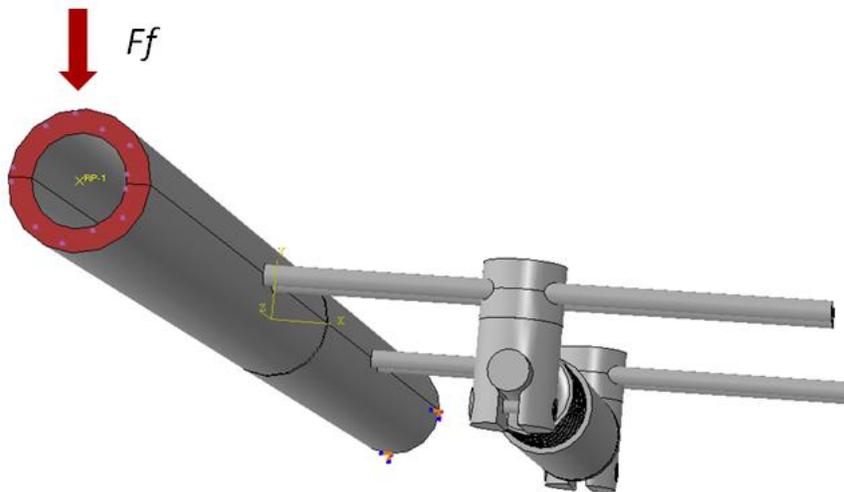


Figura 5.10 Momento flector generado en el extremo libre del hueso

5.1.7 Discretización del sistema

Según la geometría del modelo planteado, se crea el mallado libre para cada pieza, a partir de elementos que mejor se adecuen a este. Los elementos asignados fueron **tetraédrico** para el fijador en su totalidad, y **hexaédrico** para los clavos de Schanz y para el hueso.

Los elementos tetraédricos y hexaédricos son por consiguiente, geometrías que permiten transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado.

Para el análisis de sensibilidad del modelo, se inició con un primer mallado, el cual se fue refinando y obteniendo variaciones en la cantidad de elementos del conjunto, de tal modo de obtener el número de elementos precisos para el estudio de las cargas planteadas al modelo.

El error porcentual estima la desviación existente en los valores de esfuerzos obtenidos en la discretización del modelo, el cual se determina a partir de la siguiente expresión, partiendo de un estado de carga de compresión de 5,09 Mpa,

$$Ep = \frac{\delta_n - \delta_{n-1}}{\delta_{n-1}} \times 100 \quad (5.5)$$

Siendo δ_n el esfuerzo obtenido de un mallado específico y δ_{n-1} el esfuerzo obtenido del mallado anterior.

Las siguientes tablas, muestran los resultados del análisis de sensibilidad del modelo tanto para los esfuerzos como para las deformaciones respectivamente:

Tabla 5.4 Resultado de esfuerzos y error porcentual del análisis de sensibilidad

Mallado	Nro. Elementos	Esfuerzo (MPa)	Error porcentual
1	28759	293,2	17,15
2	46421	242,9	8,93
3	55868	264,6	5,52
4	67045	250	23,88
5	81170	309,7	25,93
6	97260	390	10,74

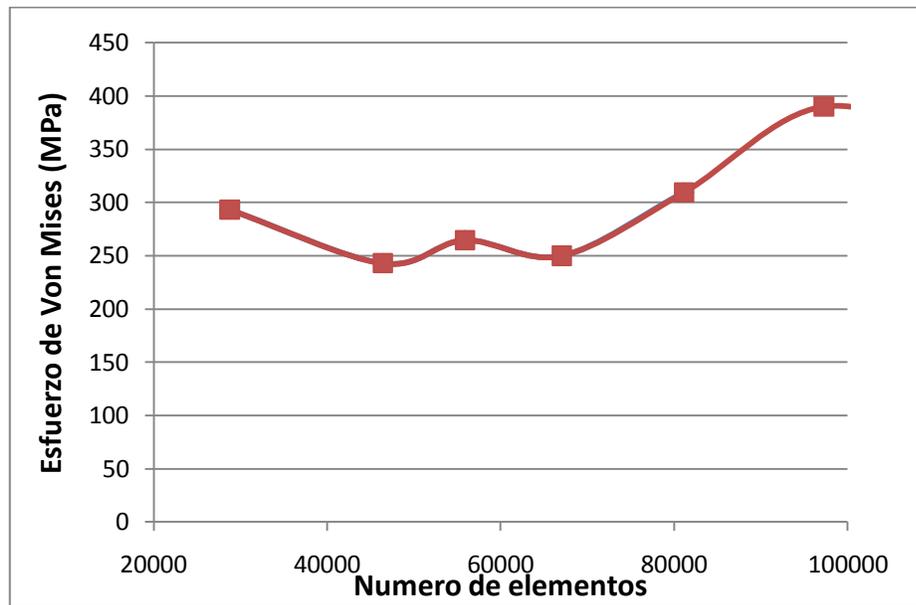


Figura 5.11 Gráfico Esfuerzo – Nro. Elementos del análisis de sensibilidad del modelo

Tabla 5.5 Resultado de deformaciones y error porcentual del análisis de sensibilidad

Mallado	Nro. Elementos	Deformación (mm)	Error porcentual
1	28759	1,778	0,73
2	46421	1,791	1,73
3	55868	1,822	4,23
4	67045	1,745	0,34
5	81170	1,739	12,77
6	97260	1,961	0,25

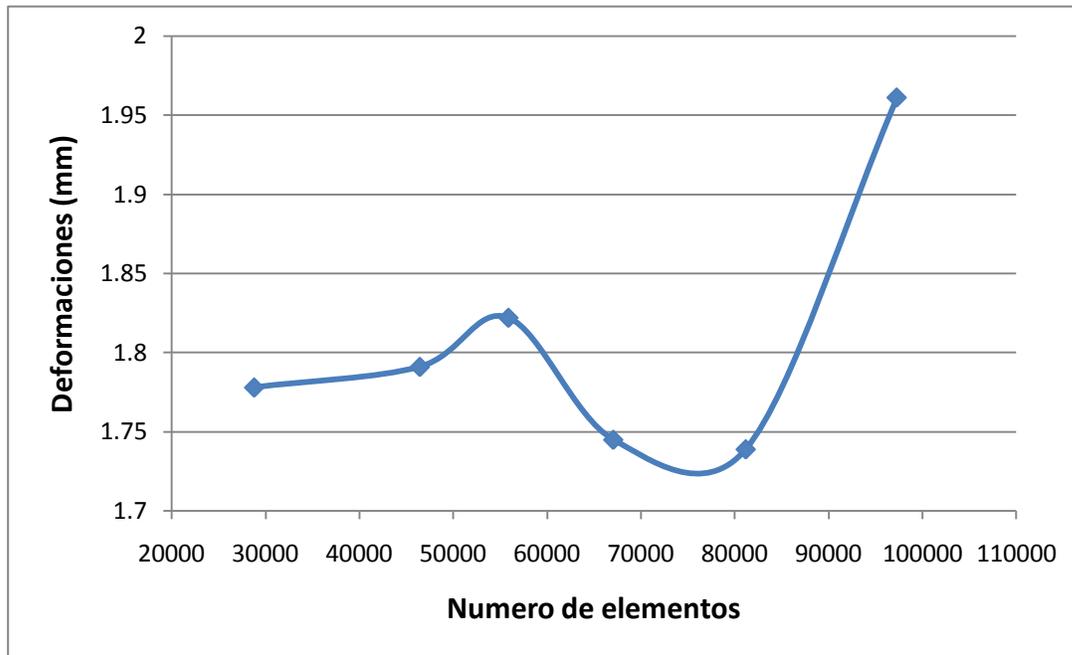


Figura 5.12 Gráfico Deformación – Nro. Elementos del análisis de sensibilidad del modelo

A partir de las curvas obtenidas del análisis de sensibilidad, se establecen entonces, el número de elementos del conjunto tanto tetraédricos como hexaédricos y el número de nodos requeridos para la discretización. Se obtuvo el mallado Nro. 2, tomando en cuenta la convergencia de la curva, con 46421 elementos distribuido en todo el conjunto de la siguiente forma:

- Elementos Tetraédricos (fijador externo): 42614
- Elementos Hexaédricos (clavos de Schanz y hueso): 3807
- Número de nodos: 17824

5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para obtener la solución de un problema mediante el método de elemento finito se siguen los pasos genéricos: generación de la geometría, discretización del sistema, selección del tipo de elemento, asignación de las propiedades del material o materiales, definición de cargas, condiciones de frontera y solución del conjunto.

Para construir un modelo numérico se define un número finito de puntos, los cuales podrán estar unidos para formar superficies y sólidos, y de esta manera la geometría a estudiar. Estos puntos son llamados nodos, éstos se encuentran en las fronteras de los elementos que se generaron por la discretización del continuo, además son los responsables de mantener la continuidad, al mantener unidos a los elementos. El sistema es ahora un conjunto de elementos unidos mediante nodos. Los elementos empleados presentaban formas tetraédricas y hexaédricas según la complejidad presentada por la geometría de cada una de las partes del prototipo, obteniéndose un número total de elementos de 46.421.

El análisis de elementos finitos fue llevado a cabo mediante el programa asistido por computadora ABAQUS CAE versión 6.9, el cual, presenta los resultados de manera gráfica mediante mapas de colores y animaciones. Este mapa de colores representa los esfuerzos de Von Mises, que va desde el color azul oscuro hasta el color rojo, representando el valor mínimo y el valor máximo respectivamente de los esfuerzos obtenidos en el análisis.

El esfuerzo de Von Mises representa la variable a tener en cuenta en los análisis realizados bajo las distintas cargas, según este criterio, el material falla, cuando la energía de deformación asociada a procesos de deformación de distorsión alcanza el valor correspondiente a la energía de distorsión límite de cada material, bajo cargas.

La tracción, compresión, torsión y flexión son las llevadas a cabo en el presente análisis, donde una vez obtenido los esfuerzos respectivos, se determina la necesidad de regresar a la ingeniería de detalle para variar los parámetros (geometría y/o materiales) de los componentes, que permitan disminuir dichos esfuerzos hasta valores que aseguren el buen funcionamiento del prototipo.

A continuación se presentan los resultados de cada análisis realizado en función de las condiciones de carga planteadas, en las siguientes figuras:

- Carga de Compresión

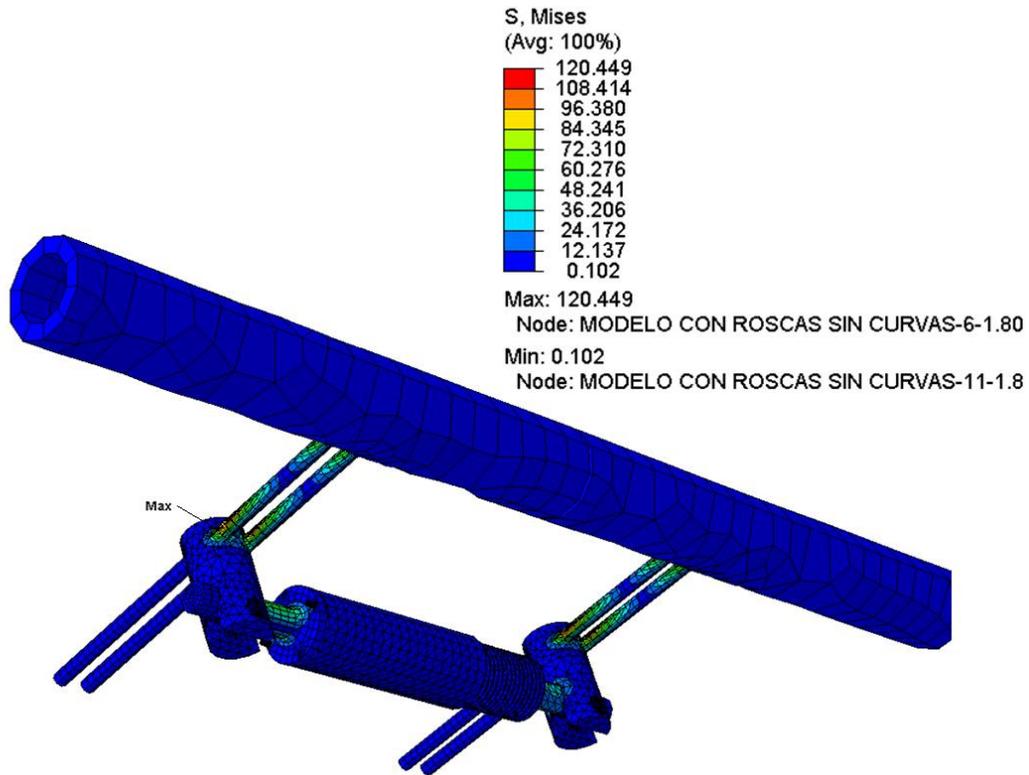


Figura 5.13 Distribución de esfuerzos en carga a compresión

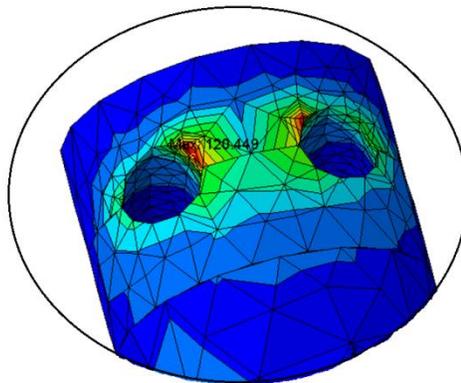


Figura 5.14 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a compresión

- Carga de Flexión

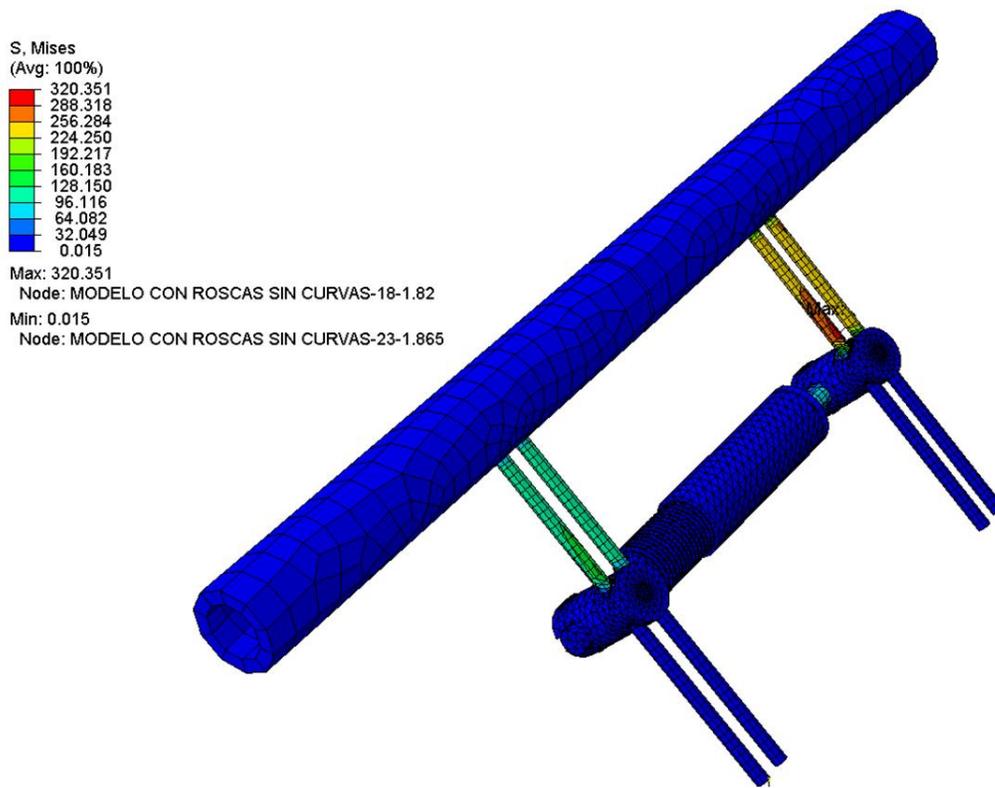


Figura 5.15 Distribución de esfuerzos en carga a flexión

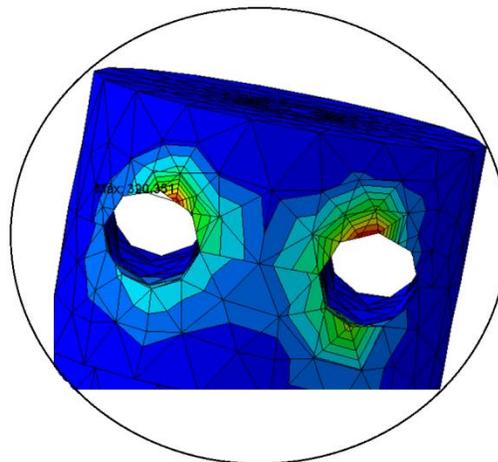


Figura 5.16 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a flexión

- Carga de Torsión

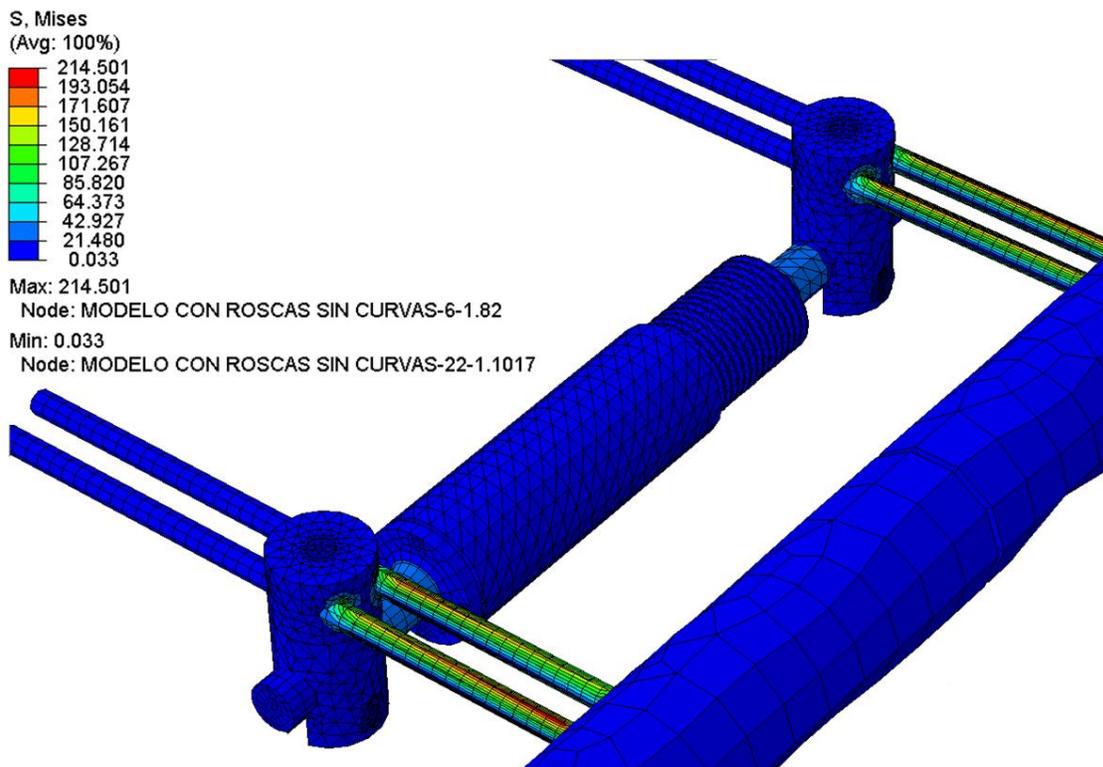


Figura 5.17 Distribución de esfuerzos en carga a torsión

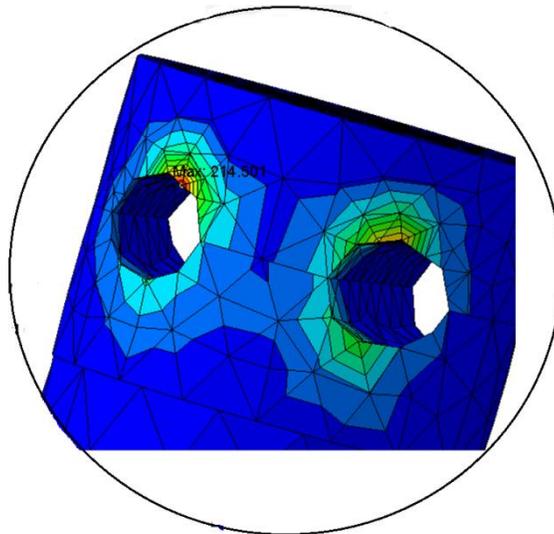


Figura 5.18 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a torsión

- Carga de Tracción

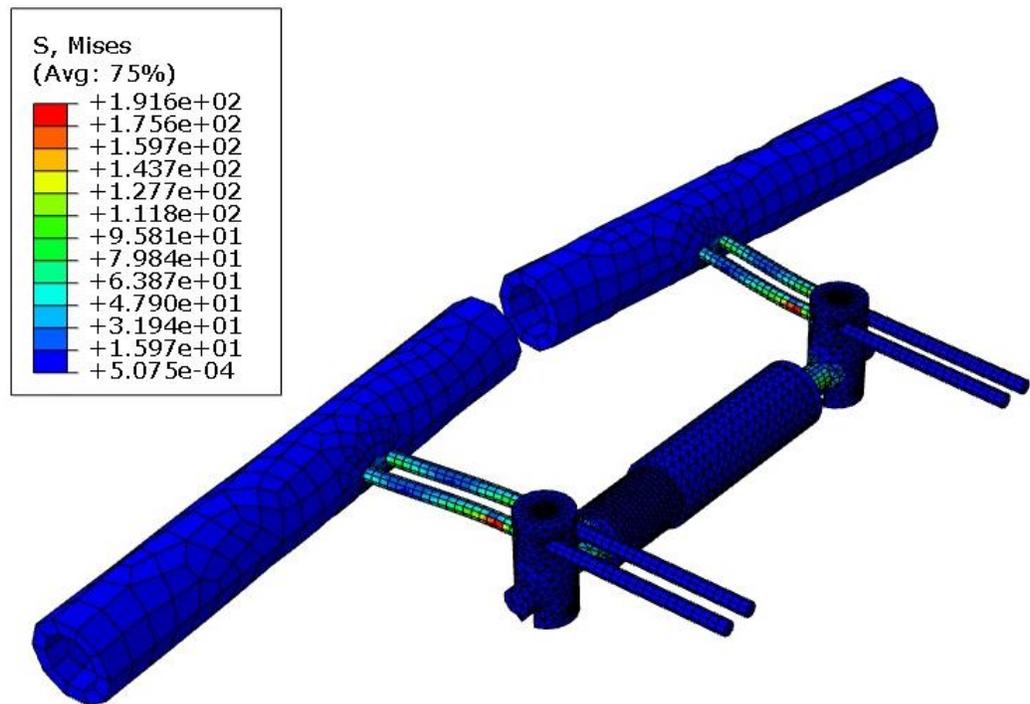


Figura 5.19 Distribución de esfuerzos en carga a tracción

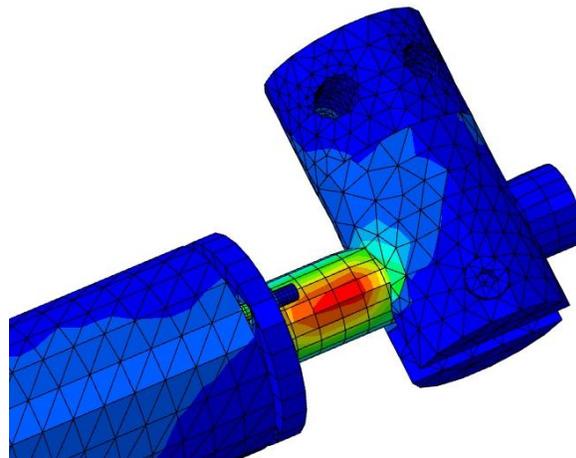


Figura 5.20 Máximo esfuerzo generado en el fijador externo en carga a tracción

Luego de realizar el estudio del modelo planteado a partir del método de elementos finitos, asistido por el programa ABAQUS CAE, considerando

las cargas aplicadas en relación al comportamiento de la tibia, se observa que el modelo presenta zonas donde los esfuerzos se intensifican. En los estados de compresión, flexión y torsión, el esfuerzo es mayor justo en la zona donde se encuentran en contacto los clavos de Schanz y el pin de sujeción. Esta zona recibe directamente las tensiones generadas por las cargas aplicadas y son mayores debido a que la sección transversal de la geometría no presenta cambios graduales y admite lo denominado como “concentración de esfuerzo”.

Por otra parte, para el estado de tracción, el mayor esfuerzo generado se presenta en la barra de soporte. Por la configuración existente entre el fijador – hueso – clavos, al traccionar el extremo libre del hueso, se crea un momento flector en el fijador que origina un mayor esfuerzo cercano al empotramiento, que en este caso, es el pin que sujeta el extremo fijo, lo que se corrobora con la definición de momento, el cual es el producto del brazo por la fuerza aplicada.

Los estados de cargas utilizados para el análisis son magnitudes que se establecieron en función de casos extremos que en condiciones naturales no se presentan, pero para efectos de valoración funcional del modelo planteado, son ideales.

Para determinar finalmente, si el desempeño del modelo planteado es adecuado para su posterior aplicación y no se encuentra condicionado a fallar, se realiza la valoración conocida como factor de seguridad, partiendo de la siguiente ecuación:

$$N = \frac{S_Y}{\sigma} \quad (5.6)$$

$$S_{Ys} = 0,577 \cdot S_Y \quad (5.7)$$

siendo S_y el límite elástico del material y σ el esfuerzo máximo de Von Mises obtenido de los análisis del modelo. En la siguiente tabla se reflejan los valores del factor de seguridad en relación a los estados de cargas planteados:

Tabla 5.6 Resultado del factor de seguridad para las condiciones de cargas del análisis

FIJADOR EXTERNO			
Condiciones de carga	Esfuerzo obtenido (MPa)	Sy del material (MPa)	Factor de Seguridad
Compresión	120,449	760	6,31
Flexión	320,351	760	2,37
Torsión	214,501	760	2,04
Tracción	101,6	760	7,5

Para establecer la confiabilidad del modelo se observan los valores del Factor de Seguridad para cada condición de carga estudiada, presentándose resultados superiores al valor mínimo establecido para esta definición, lo que garantiza un óptimo desempeño en condiciones extremas o de sobrecargas.

Finalmente el material seleccionado para el fijador externo es el presentado en la tabla a continuación:

Tabla 5.7 Descripción del material del fijador externo

		AISI 304 (8.02 g/cm³)					
Sy (MPa)	Su (MPa)	COMPOSICIÓN QUÍMICA (%)					OTROS
		C	Mn	Si	Cr	Ni	
760	1035	0,08 max	2,0 max	0,75 max	18,0 – 20,0	8,0 – 10,0	P 0,04max, S 0,030max, N 0,10max

5.3 PLAN DE PRODUCCIÓN.

Los factores que intervienen en la manufactura de un producto se presentan en el siguiente esquema:



Figura 5.21 Esquema de manufactura de un producto (Pereira, 2004)

Para el plan de fabricación de cada pieza del fijador externo, se parte de la obtención de la **materia prima** la cual se constituye de barras comerciales de acero inoxidable **AISI 304** de diferentes diámetros, considerando los más próximos según las dimensiones del diseño, los cuales son de **22 y 25 mm**.

Se selecciona la **maquinaria - herramienta** a utilizar que depende directamente del material y de la geometría de cada pieza del fijador. Se consideran entonces, para el mecanizado el uso de fresadora, torno CNC y taladro.

El plan de fabricación contempla además, los aspectos técnicos y procedimientos requeridos para la creación de cada elemento del fijador; esta etapa constituye el **proceso productivo** de la manufactura del producto. Para ello, se especifica la técnica de fabricación para cada pieza a continuación:

Tabla 5.8 Procesos de fabricación del fijador externo según su geometría

PROCESOS DE FABRICACIÓN DEL FIJADOR EXTERNO			
NOMBRE DE LA PIEZA	MÁQUINA	TÉCNICA DE FABRICACIÓN	CANTIDAD DE PIEZAS
BARRA DE ROSCA EXTERNA (PLANO 01)	TORNO	REFRENTADO	1
		CILINDRADO	
		TORNEADO DE CONTORNO	
		ACHAFLANADO	
		ROSCADO	
BARRA DE ROSCA INTERNA (PLANO 02)	TORNO	REFRENTADO	1
		TALADRADO	
		CILINDRADO INTERNO	
		ACHAFLANADO	
		ROSCADO INTERNO	
BARRA DE SOPORTE (PLANO 03)	TORNO	REFRENTADO	1
		CILINDRADO	
		TORNEADO DE CONTORNO	
	TALADRO	CENTRADO	
		ESCARIADO	
PIN DE SUJECIÓN. PZA NRO. 1 (PLANO 04)	TORNO	REFRENTADO	2
	TALADRO	CENTRADO	
		ESCARIADO	
		AVELLANADO CILÍNDRICO	
		ROSCADO	
FRESADORA	RANURADO		
PIN DE SUJECIÓN. PZA NRO. 2 (PLANO 05)	TORNO	REFRENTADO	1
	TALADRO	CENTRADO	
		ESCARIADO	
		AVELLANADO CILÍNDRICO	

El proceso de fabricación del fijador culmina cuando se ensamblan las partes que lo conforman, y finalmente se obtiene el producto (ver figura 5.22).

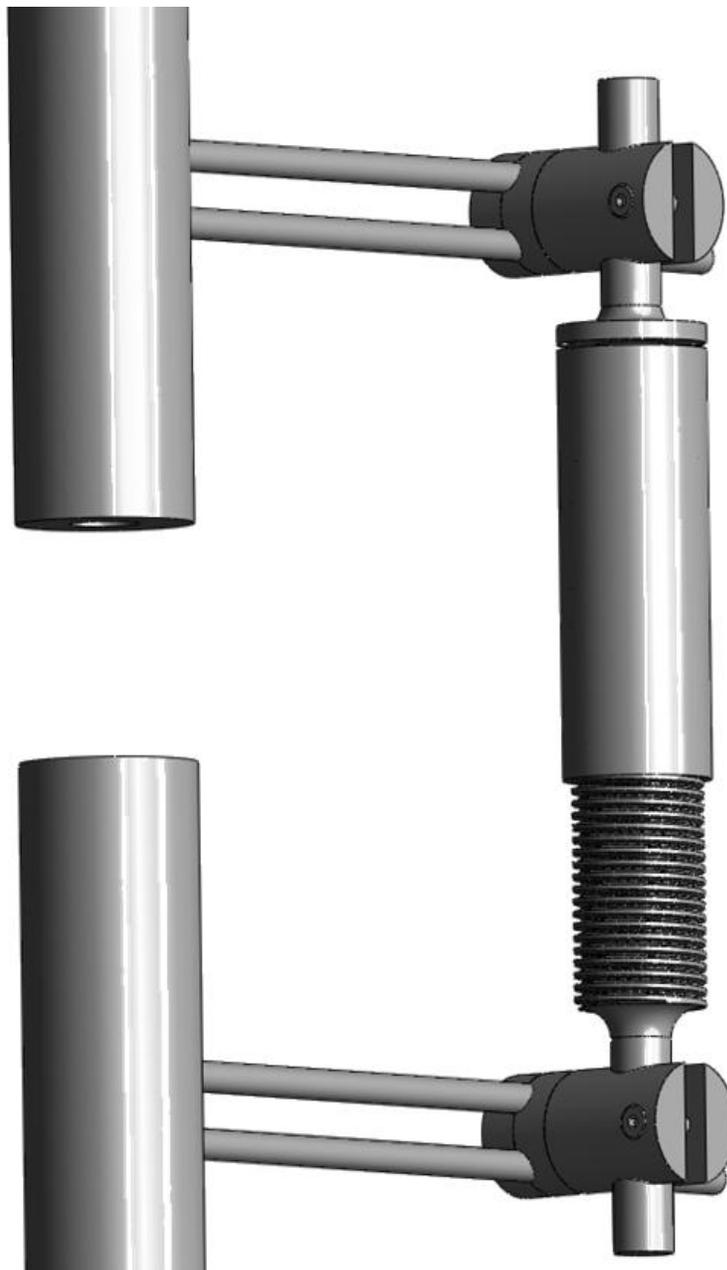


Figura 5.22 Ensamble del fijador externo planteado

5.4 COSTO DEL FIJADOR EXTERNO

En las tablas siguientes, se reflejan los costos del diseño planteado en función del mecanizado y la materia prima para una producción en serie del fijador.

Tabla 5.9 Costo del diseño por mecanizado

COSTO POR FABRICACIÓN / PREPARACIÓN					
Operación	Tiempo de Preparación (min)	Tiempo de fabricación (min)	Costo MO (BsF./min)	Costo Prep. (Bs)	Costo Fabricación (Bs/pieza)
Pin Barra Ø 20 mm					
Corte (Sierra)	3	3	9,09	27,27	27,27
Torneado	2	3	9,09	18,18	27,27
Taladro	3	4	9,09	27,27	36,36
Fresado	5	2	9,09	45,45	18,18
Total				118,17	109,08
Barra Roscada Interna Ø 25 mm					
Corte (Sierra)	3	3	9,09	27,27	27,27
Torno	2	2	9,09	18,18	18,18
Total				45,45	45,45
Barra Roscada externa Ø 25 mm					
Corte (Sierra)	2	2	9,09	18,18	18,18
Torno	2	3	9,09	18,18	27,27
Total				36,36	45,45
Barra Soporte Ø 25 mm					
Corte (Sierra)	3	3	9,09	27,27	27,27
Torno	2	3	9,09	18,18	27,27
Taladro	3	4	9,09	27,27	36,36
Total				72,72	90,9

Tabla 5.10 Costo total de producción y unitario

Pin		
Materia Prima	Precio (Bs.)	Unid
Barra A/inox Ø 22mm	178,2	Bs./m
Long. Pieza	0,042	m
Costo Materia Prima	7,484	Bs./pieza
Costo Total Producción	351,2988	Bs.
Barra Rosca Interna		
Materia Prima	Precio (Bs.)	Unid
Barra A/inox Ø 25mm	230	Bs./m
Long. Pieza	0,073	m
Costo Materia Prima	16,790	Bs./pieza
Costo Total Producción	107,69	Bs.
Barra Rosca externa		
Materia Prima	Precio (Bs.)	Unid
Barra A/inox Ø 25mm	230	Bs./m
Long. Pieza	0,073	m
Costo Materia Prima	16,790	Bs./pieza
Costo Total Producción	98,6	Bs.
Barra Soporte		
Materia Prima	Precio (Bs.)	Unid
Barra A/inox Ø 25mm	230	Bs./m
Long. Pieza	0,073	m
Costo Materia Prima	16,790	Bs./pieza
Costo Total Producción	180,41	Bs.

Para establecer un precio de venta más aproximado del fijador, se considera el costo del rodamiento empleado, el factor que determina el margen de ganancia de la producción y el porcentaje de impuesto al valor agregado (IVA), como se indica a continuación:

Rodamiento (BsF.): 65

% IVA: 12

Margen G.: 1,3

Costo Total Por Mecanizado = $(737,9988 + 65) * 1.3 = Bs\ 1.043,9$

Costo total = $(1043.9) + 0.12 * (1043.9) = Bs\ 1.169,16$

CAPÍTULO 6

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presentan las conclusiones más relevantes de esta investigación, a través de las cuales se plantean una serie de recomendaciones que buscarán dar base para futuros estudios relacionados con el análisis, diseño y fabricación de dispositivos de fijación de fracturas.

6.1 CONCLUSIONES

- Los fijadores externos para fracturas de tibia hoy en día proporcionan, dentro de los sistemas de fijación, un método para la consolidación del hueso preciso y controlado tratando de disminuir en lo más mínimo, los desplazamientos del foco de la fractura, basados en mecanismos unilaterales, siendo más sencillos y prácticos para el montaje logrando una rápida recuperación y permitiendo además la distracción del hueso para devolver la longitud perdida por la fractura.
- Para los fijadores externos, no existe un material específico en su fabricación, a diferencia de los clavos de Schanz cuyo material único por sus propiedades biomecánicas, es el acero inoxidable 316L. Sin

embargo, la selección del material sigue consideraciones exclusivas tratándose de cargas influyentes al hueso, la comercialización nacional, la exposición al medio ambiente y el peso que éste puede sumar. Tomando en cuenta lo mencionado, el acero inoxidable 304 reúne las mejores condiciones para la fabricación del fijador externo planteado.

- Al analizar el modelo propuesto sometido a estados de carga, los resultados en cuanto a los esfuerzos generados, son aceptables considerando las propiedades mecánicas del material, obteniendo así, valores del factor de seguridad por encima del valor mínimo requerido para diseños de ingeniería, el cual es de 1,5. Asimismo, las condiciones de carga de compresión, flexión y tracción presentan valores de 6,31; 2,37 y 7,5 respectivamente, siendo la condición más crítica, la carga a torsión puesto que presenta el factor de seguridad más bajo e igual a 2.04. Estos resultados, garantizan la fiabilidad del diseño planteado.
- La estructura bajo el cual, el plan de fabricación es llevado a cabo para el mecanizado del fijador externo, es considerando en primera instancia, la máquina – herramienta, materia prima, mano de obra y métodos para luego llevar a cabo el proceso productivo y finalmente la obtención del producto, siendo éste, el esquema básico de manufactura de un producto que se consideró para el plan de fabricación.
- A partir del costo calculado del fijador, se considera que el modelo planteado es factiblemente económico, ya que, al comparar con precios aproximados de fijadores externos en el mercado, resultó una disminución del 61%, siendo pues, una proporción bastante significativa.

6.2 RECOMENDACIONES

- Es importante que se realicen ensayos experimentales que contribuyan a validar la aplicación del modelo planteado, por ello se recomienda llevar a cabo su fabricación bajo los parámetros establecidos.
- La configuración del modelo planteado admite la acción de distracción del hueso luego de la consolidación, por lo que se sugiere realizar pruebas evaluando este mecanismo ya sea en huesos o materiales con parecidas propiedades y geometría.
- Haciendo un estudio más exhaustivo de las condiciones de cargas incidentes en la tibia, ya sea por la acción de los músculos o algún otro tejido a su alrededor, se pueden determinar con mayor precisión los esfuerzos generados en el fijador externo.

Referencias bibliográficas

- Babis, G., (2010). "Distal tibial fractures treated with hybrid external fixation". *Injury, Int. J. Care Injured*, 41: 253-258.
- Blanco M., W. A., & Montoya B., G. P. (2010). "*Diseño y construcción de un fijador externo para húmero*". Trabajo de grado, Universidad de Carabobo, Diseño y automatización, Valencia.
- Cano Luis, P. (2005). *Encalvados endomedulares* (Vol. 1). Barcelona, España: Masson.
- Cheng-Yu, F., (2005); Interlocking nails for displaced metaphyseal fractures of the distal tibia. *Injury, Int. J. Care Injured*, **36: 669-674**.
- Cortés M., M. T., & Ortíz H., P. (2004). Corrosión. *HIPÓTESIS/ APUNTES CIENTÍFICOS UNIANDINOS*, 1 (4), 14-18.
- Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. (2005). *Gran anatomía para estudiantes* (1ra ed., Vol. 1). Madrid: Elsevier.
- Fernández, Y., El Universal, 2010. 885 accidentes de tránsito registraron las autoridades en Carnaval. Disponible en: http://politica.eluniversal.com/2010/02/18/pol_ava_885-accidentes-de-tr_18A3449773.shtml

- Fernández Aceñero, M. J. (2002). *Estructura. Función del cuerpo humano* (13va ed.). Elsevier.Barcelona, España.
- Flores Verdugo, V. M., Hernández Salgado, A., & Hernández Peña, G. (1998). Tratamiento de las fracturas diafisarias de la tibia mediante osteosíntesis mixta. *Rev Mex Ortop Traum* , 12 (3), 214-216.
- García, H., (2004). Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de la diáfisis de tibia en el H.E.O.D.R.A. en el periodo enero 2000 a junio 2003. Tesis de investigación científica. Disponible en: http://www.minsa.gob.ni/bns/monografias/Full_text/ortopedia/Metodo_Osteosintesis.PDF
- García Pinto, G., Segura Espinoza, D., Uscanga Sánchez, J. A., & Morfín Padilla, A. (2008). Elongación de miembros inferiores con fijador externo tipo Monotriax. Reporte 50 casos. *Sanid Milit Mex* , 62 (6), 262-268.
- Garnica Morón, E. C., Garnica Morón, M., Vives Aceves, H. L., Muciño Maldonado, M. R., Rosas Cadena, J. L., & Bello González, A. (2006). Fracturas distales de tibia tratadas de manera quirúrgica con placas 4.5 mm colocadas sobre la superficie lateral comparadas con las del lado medial, por técnica mínimamente invasiva. *Acta Ortopédica Mexicana* , 20 (3), 115-120.
- Iriza, M. J, & Castro, I. (2008). *Manual de prácticas del laboratorio de materiales*. Valencia.
- Latarjet, & Liard, R. (1999). *Anatomía humana* (3ra ed., Vol. 1). Madrid, España: Editorial medica panamericana.
- Melissari Costa, B., Deri Fabri, E., Lantero Bustelo, J. C., & Fernández Dell`Oca, A. (2006). Sistema modular de fijador externo: vigencia 15

- años después. Importancia de un concepto. *CENIC Ciencias Biológicas*, 37 (3), 1-7.
- Netter, H. F., (2001). Sistema musculoesquelético. Traumatología, evaluación y tratamiento. Tomo 8.3. (1 ed). Masson
 - Orona Ontiveros, J. J., & Vázquez Talavera, M. (2005). Recuperación de pérdidas óseas de tibia mediante transporte óseo con fijadores externos. *Acta Ortopédica Mexicana*, 19 (2), 42-48.
 - Pera, C. (1996). *Cirugía. Fundamentos, indicaciones y opciones técnicas* (2 ed., Vol. 1). Barcelona, España: Masson.
 - Pereira, F., Juan, C. (2004). “*procesos de fabricación por arranque de viruta*”. Universidad de Carabobo – Venezuela.
 - Riley, F. W., Sturges, D. L. (1995). Ingeniería mecánica estática. (1era ed.) Barcelona, España: Reverté
 - Satizábal, C., Calderón, O., & García, A. (2006). *Avances en el manejo de heridas en combate en el hospital militar central de Bogotá* (Vol. 14). Bogotá, Colombia.
 - Stevens, A., Lowe, J. (2001). Anatomía patológica. (2da ed.) Madrid, España: Harcourt.
 - the healthcentral network, inc. Health Encyclopedia - Diseases and Conditions [en línea]. Actualizada: enero de 2009. [Fecha de consulta: 08 junio 2009]. Disponible en: <http://www.healthscout.com/ency/68/344/main.html#cont>
 - Valero F, E. (2004). *Aportaciones al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos*. Tesis doctoral, UPC, Ingeniería eléctrica.

- Viladot Voegeli, A. (2000). *“Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor”*. (1era ed.) Springer Barcelona, España.
- Zamora Muñoz, P., & Orellana Reta, C. (2007). *“Tratamiento de los defectos óseos de tibia por secuelas traumáticas con el modelo Ilizarov en niños”*. *Acta Ortopédica Mexicana* , 21 (6), 318-322.