



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

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

**TEMA:**

**“DISEÑO DE UN FIJADOR EXTERNO PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS  
EN LA TIBIA”**

**AUTOR: ROBERTO SANTIAGO LIMA MOSQUERA**

**DIRECTOR: ING. DAVID ALBERTO OJEDA PEÑA, PHD.**

**Ibarra, 2020**



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

**1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA**

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

DATOS DEL AUTOR	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	0401739941
APELLIDOS Y NOMBRES:	LIMA MOSQUERA ROBERTO SANTIAGO
DIRECCIÓN:	QUITO
E-MAIL:	<a href="mailto:rslimam@utn.edu.ec">rslimam@utn.edu.ec</a> ; <a href="mailto:santiagolimamjs@gmail.com">santiagolimamjs@gmail.com</a>
TELÉFONO FIJO/ MÓVIL:	062973175 /0981007203
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISEÑO DE UN FIJADOR EXTERNO PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS EN LA TIBIA
AUTOR:	LIMA MOSQUERA ROBERTO SANTIAGO
FECHA:	21/02/2020
PROGRAMA:	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERO EN MECATRÓNICA
DIRECTOR:	ING. DAVID ALBERTO OJEDA PEÑA, PhD.

## 2. CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 21 días del mes de febrero de 2020

El autor:

Firma:



Nombre: Roberto Santiago Lima Mosquera

Cédula: 0401739941



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**  
**CERTIFICACIÓN DIRECTOR**

Certifico que el trabajo de grado titulado “DISEÑO DE UN FIJADOR EXTERNO PARA LA REDUCCIÓN DE FRACTURAS EN LA TIBIA”, ha sido desarrollado en su totalidad por el señor: Roberto Santiago Lima Mosquera portador de la cédula de identidad número: 040173994-1; previo a la obtención del título de Ingeniería en Mecatrónica.

Ing. David Alberto Ojeda Peña, PhD

**DIRECTOR DE TESIS**

---

## AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por la vida de mi familia y la mía, permitiéndome alcanzar una meta más.

De igual manera a mis Padres, Anita y Pedro, así como también a mi Hermano Ricardo, por ser ustedes mi inspiración para enfrentar todo tipo de obstáculos y adversidades al darme su amor y apoyo incondicional en todo momento, enseñándome siempre con su ejemplo y sacrificio.

A Madelaine, por ser pilar fundamental a lo largo de todo este trayecto. Por todo su amor y entrega incondicional hacia mí en cada instante, demostrándome siempre que con esmero y sacrificio nunca nada es imposible.

A mi director de tesis Ing. David Ojeda y asesores Ing. Brizeida Gámez e Ing. Cosme Mejía por todos sus conocimientos impartidos, siendo maravillosas personas a nivel profesional como personal.

*Santiago*

---

## DEDICATORIA

Todo el esfuerzo y sacrificio plasmado a lo largo de estos años y en este trabajo se lo dedico:

A la Virgencita de Guadalupe por ser luz y guía en mi vida, al acompañarme siempre en todo momento dándome los mejores regalos y bendiciones para mi vida.

A mis Padres y a mi Hermano en reconocimiento de todo su sacrificio y entrega incondicional por mí.

A Madelaine como una pequeña muestra de todas las vivencias compartidas y aprendidas en este arduo pero hermoso recorrido.

*Santiago*

## RESUMEN

Los accidentes automovilísticos, motociclistas y atropellamientos son las causas más frecuentes de fracturas diafisaria de tibia. La escasa cobertura cutánea anteromedial de la tibia, da como resultado que este sea el hueso largo más comúnmente fracturado, afectando principalmente a adultos jóvenes de sexo masculino. En el último año en Ecuador se registraron 9914 accidentes de tránsito, según los últimos datos del Anuario de Transportes 2019 publicado por el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC). La metodología empleada se basa principalmente en la minimización de costos, ya que la mayoría de personas que sufren de este tipo de fracturas, no poseen los recursos económicos para acceder a un tratamiento adecuado. Para validar el diseño planteado se realiza un análisis de elementos finitos en el software SolidWorks, buscando obtener un factor de seguridad superior a 1. El fijador externo debe ser diseñado en aluminio, debido a que este material refleja una mínima cantidad de rayos x. La carga axial aplicada a este dispositivo para el análisis estático, no debe corresponder al peso corporal total del paciente, debido a que esta clase de tratamientos en nuestro país tienen la finalidad de brindar una estabilización temporal y no definitiva. La configuración empleada para el ensamblaje se debe basar en una distribución monoplanar o en el mejor de los casos circular o híbrida con la finalidad de obtener mejores resultados en la reducción de este tipo de fracturas.

**Palabras claves:** diafisaria, anteromedial, estático, factor de seguridad, axial, monoplanar, híbrida

### Abstract

Car, motorcycle and road accidents are the most frequent causes of tibial diaphyseal fractures. The low anteromedial cutaneous coverage of the tibia, as a result of this, it makes the most affected fractured long bone, mainly affecting young adults of male gender. In the last year in Ecuador, 9914 traffic accidents were recorded according to the latest data from the Transport Yearbook 2019 published by the National Institute of Statistics and Censuses (INEC). The methodology used is mainly based on cost minimization, since most people who suffer from this type of fractures do not have the financial resources to access an adequate treatment. To validate the proposed design, a finite element analysis was performed in the SolidWorks software, seeking to obtain a safety factor greater than 1. The external fixator must be designed in aluminum, because this material reflects a minimum amount of x-rays. The axial load applied to this device for static analysis should not correspond to the total body weight of the patient, because this kind of treatments in our country have the proposal to provide a temporary and not definitive stabilization. The configuration used for the assembly must be based on a monoplanar distribution or at best circular or hybrid with the modification of obtaining better results in the reduction of this type of fractures.

**Keywords:** diaphyseal, anteromedial, static, security factor, axial, monoplanar, hybrid



## Índice de contenido

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA .....	ii
2. CONSTANCIAS .....	iii
RESUMEN.....	vii
Capítulo I.....	1
1. Introducción .....	1
1.1 Problema .....	1
1.2 Objetivos .....	2
1.2.1 General .....	2
1.2.2 Específicos .....	2
1.3 Justificación.....	2
1.4 Alcance.....	3
1.5 Limitaciones .....	3
Capítulo II .....	5
2.1 Antecedentes .....	5
2.2 Marco teórico .....	10
2.2.1 Anatomía de la tibia .....	10
2.2.2 Clasificación de las fracturas tibiales .....	11

2.2.3 Acceso a la tibia .....	12
2.2.4 Fijador externo .....	14
Capítulo III.....	17
3. Metodología .....	17
3.1 Revisión bibliográfica .....	17
3.2 Criterios de diseño.....	18
3.3 Diseño y modelado.....	20
Capítulo IV.....	25
4. Desarrollo de la tesis .....	25
4.1 Descripción del dispositivo .....	25
4.2 Análisis de elementos finitos .....	31
4.3 Análisis de convergencia.....	34
4.4 Construcción .....	38
4.5 Proceso de ensamblaje .....	39
Capítulo V .....	41
5.1 Resultados experimentales .....	41
Capítulo VI.....	43
6. Conclusiones y recomendaciones .....	43
6.1 Conclusiones .....	43
6.2 Recomendaciones.....	44

Referencias.....	45
ANEXOS.....	49

## Índice de tablas

Tabla 1 Costo total de construcción de fijador externo .....	19
Tabla 2. Valores para la curva de convergencia de la barra angular. ....	35
Tabla 3. Valores para la curva de convergencia de la barra lateral. ....	36
Tabla 4. Valores para la curva de convergencia de la arandela. ....	37

## Índice de figuras

<i>Figura 1.</i> A, Fijador externo de Hippocrates. B, Fijador externo de Malgaigne. C, Fijador externo de Keetley. D, Fijador externo de Von Heine. E, Fijador externo de Parkhill. F, Fijador externo de Lambotte [7].....	6
<i>Figura 2.</i> A, Fijador externo de Hoffmann. B, Fijador externo de Anderson. C, Fijador externo de Stader. D, Fijador externo de Vidal. E, Fijador externo de De Bastiani. F, Fijador externo de Ilizarov [7] .....	8
<i>Figura 3.</i> Fijador externo de Octavio y Tomanik [18] .....	9
<i>Figura 4.</i> Fijador externo de Pavic et al [19].....	9
<i>Figura 5.</i> Anatomía de un hueso largo [21].....	10
<i>Figura 6.</i> Clasificación AO / OTA de las fracturas diafisarias tibiales [22] .....	11
<i>Figura 7.</i> Secciones transversales de la pierna y sus principales estructuras [23] .....	13
<i>Figura 8.</i> Zonas de inserción en la tibia [24].....	13
<i>Figura 9.</i> Dispositivos de fijación externa. A, AO. B, Unifix. C, Orthofix [23].....	14
<i>Figura 10.</i> Configuraciones básicas de fijación externa. A, Unilateral. B, Bilateral. C, Multiplanar (cuadrilátero). D, Multiplanar (configuración delta). E, Fijador de anillos. F, Fijador híbrido. [25] .....	15
<i>Figura 11.</i> Grupo número 1 de diseños .....	22
<i>Figura 12.</i> Grupo número 2 de diseños .....	23

Figura 15. Clavo Schanz autorroscante .....	25
Figura 16. Arandela de sujeción .....	27
Figura 17. Barra angular .....	27
Figura 18. Barra lateral .....	28
Figura 24. Arandelas de sujeción.....	29
Figura 25. Barra angular .....	29
Figura 26. Tuercas en acero inoxidable de media pulgada.....	29
Figura 27. Barra lateral .....	30
Figura 28. Pre-ensamblaje del fijador externo.....	30
Figura 29. Fijador externo ensamblado .....	31
Figura 19. Condiciones de borde .....	32
Figura 20. Diseño final de fijador externo .....	33
Figura 22. Análisis de elementos finitos.....	34
Figura 23. Factor de seguridad en arandela de sujeción .....	34
Figura 30. Curva de convergencia de la barra angular .....	35
Figura 31. Curva de convergencia de la barra lateral .....	36
Figura 32. Curva de convergencia de la arandela .....	37
Figura 13. Ejes de acero inoxidable.....	38
Figura 14. Varilla roscada de acero inoxidable .....	38
Figura 33. Inserción de clavos de Schanz.....	39
Figura 34. Ensamblaje de barras angulares.....	40
Figura 35. Ensamblaje de barras laterales.....	40

# Capítulo I

## 1. Introducción

### 1.1 Problema

El hueso posee la capacidad de absorber energía de las diferentes fuerzas externas a las que se encuentra sometido, al superar su rango de elasticidad se produce la fractura siendo los accidentes de tránsito su principal causa. Las fracturas pueden presentarse como expuesta o aislada, la expuesta a diferencia de la aislada conlleva la lesión de tejido blando a causa de la exposición del hueso; sin embargo, la energía necesaria para ocasionar una fractura en la mayoría de los casos conllevará a diferentes tipos de traumatismo acompañantes [1].

Los accidentes automovilísticos, motociclistas y atropellamientos son las causas más frecuentes de fracturas diafisaria de tibia, adicional a esto, la escasa cobertura cutánea anteromedial dan como resultado que este sea el hueso largo más comúnmente fracturado, afectando principalmente a adultos jóvenes de sexo masculino [2].

Hasta mayo del presente año en Ecuador se registraron 9914 accidentes de tránsito, según los últimos datos del Anuario de Transportes 2019 publicado por el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC). De estos, 292 corresponden a la Zona 1 siendo Imbabura la provincia con mayor número de siniestros, 167 y de igual manera Ibarra con 94 siniestros. Los accidentes de tránsito en motocicleta son los de mayor relevancia debido a que el conductor se encuentra totalmente expuesto a recibir el impacto del choque o salir expulsado a gran velocidad, además es poca o casi nula la utilización del equipo de protección lo que ayuda a que sea muy frecuente la presencia de múltiples fracturas en este tipo de accidentes [3].

Para fracturas de tipo complejas e inestables es necesaria la fijación externa a través de una intervención quirúrgica para garantizar su consolidación o reducción. Es de gran importancia

promover el desarrollo y fabricación de fijadores externos nacionales, ya que la gran mayoría de este tipo de dispositivos empleados en los centros de salud pública del país son de origen extranjero, lo que implica un elevado costo para su adquisición [4].

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 General**

Diseñar un fijador externo para la reducción de fracturas en la tibia.

### **1.2.2 Específicos**

- Determinar la técnica de fijación para la reducción de fractura.
- Diseñar el fijador externo según las especificaciones del sistema.
- Construir el fijador externo basado en la minimización de costo.
- Realizar pruebas experimentales respectivas al estudio.

## **1.3 Justificación**

La presente investigación persigue el diseño, construcción y realización de pruebas del primer fijador externo de la carrera de ingeniería en mecánica. En cuanto a los principales beneficios resultado de esta investigación, se promoverá investigaciones relacionadas a este tema dentro de la carrera, así como también impulsar el cambio de la matriz productiva del país al fabricar este tipo de dispositivos con materiales de origen nacional, lo que reducirá los gastos que implica al estado comprar estos fijadores en el exterior. Se proporcionará una solución a la sociedad debido a que la mayoría de las personas que sufren este tipo de fractura no cuentan con recursos económicos para poder acceder al tratamiento más adecuado y completo.

#### **1.4 Alcance**

La investigación contempla el diseño, construcción y pruebas de un dispositivo de fijación externa para la reducción de fracturas, que cumpla con las normas correspondientes, y será probado según las indicaciones de los especialistas en el área.

#### **1.5 Limitaciones**

La principal limitación que existió a lo largo del desarrollo de esta investigación, fue el no contar con el asesoramiento y dirección permanente por parte de un médico especialista en el área de traumatología, ya que el tema de la investigación a merita criterios de ingeniería y de medicina.



## Capítulo II

### 2.1 Antecedentes

Hipócrates, en el año 400 a.C. [5], describe un dispositivo para tratar la fractura de tibia, constituido por anillos de cuero unidos por cuatro varillas de madera extendidas desde la rodilla hasta el tobillo, pero sin interferir con el movimiento de este último. Malgaigne en 1843 [6], presenta un dispositivo semejante a una pinza con cuatro puntas metálicas transcutáneas ajustables mediante un tornillo con la finalidad de tratar fracturas de rodillas y olecranon 12 años antes de la fundición del yeso. En 1839 Keetley [7], en busca de reducir la incidencia de pseudoartrosis, describe el tratamiento de huesos largos al realizar una incisión en la piel e insertar en el hueso pasadores de acero chapado conectados entre ellos por medio de dos travesaños, todo esto se conectaba a varias férulas, posteriormente se forraba con una gasa de yodoformo a fin de dar mayor rigidez a todo el sistema. Von Heineen 1878 [8], desarrolló su propia técnica basada en emplear pasadores de marfil perpendiculares al eje longitudinal que eran introducidos al hueso próximos a la fractura para posteriormente ser anclados con ayuda de yeso y abrazaderas, probado en una pequeña cantidad de pacientes. En 1897 Parkhill [9], en su afán de tratar la pseudoartrosis y fracturas de tibia, introduce dos tornillos en la región proximal y dos en la región distal del hueso, estos a su vez se unían mediante placas para mantener el hueso en la posición adecuada, la aplicación de yeso buscaba aumentar la estabilidad de su dispositivo. En esta misma época Freeman [10], presenta un dispositivo semejante al de Parkhill con la diferencia de emplear un único pasador tanto en la región proximal y otro en la distal del hueso, para facilitar el acceso de los tornillos a través de la piel, Freeman desarrolla el que se conoce como el primer mango en forma de “T”. Todo esto le ayudó a establecer límites en cuanto a la ubicación de los tornillos respecto a la fractura y lograr tratar con éxito el cuello del fémur y la pseudoartrosis en la tibia.

Lambotte en 1902 [11], con la ayuda de dos pasadores metálicos de mayor longitud y atravesando el hueso fracturado incorporaba un tipo de marco unilateral. Una notable diferencia de su dispositivo en comparación con los anteriores dispositivos fue la aplicación del marco en una forma sistemática, empleando indicaciones más precisas en cuanto a la ubicación de los pasadores. Lambotte propone con la ayuda de su dispositivo varios conceptos que más tarde ayudarían a Hoffmann en desarrollar mejores técnicas en este campo. (Fig. 1).

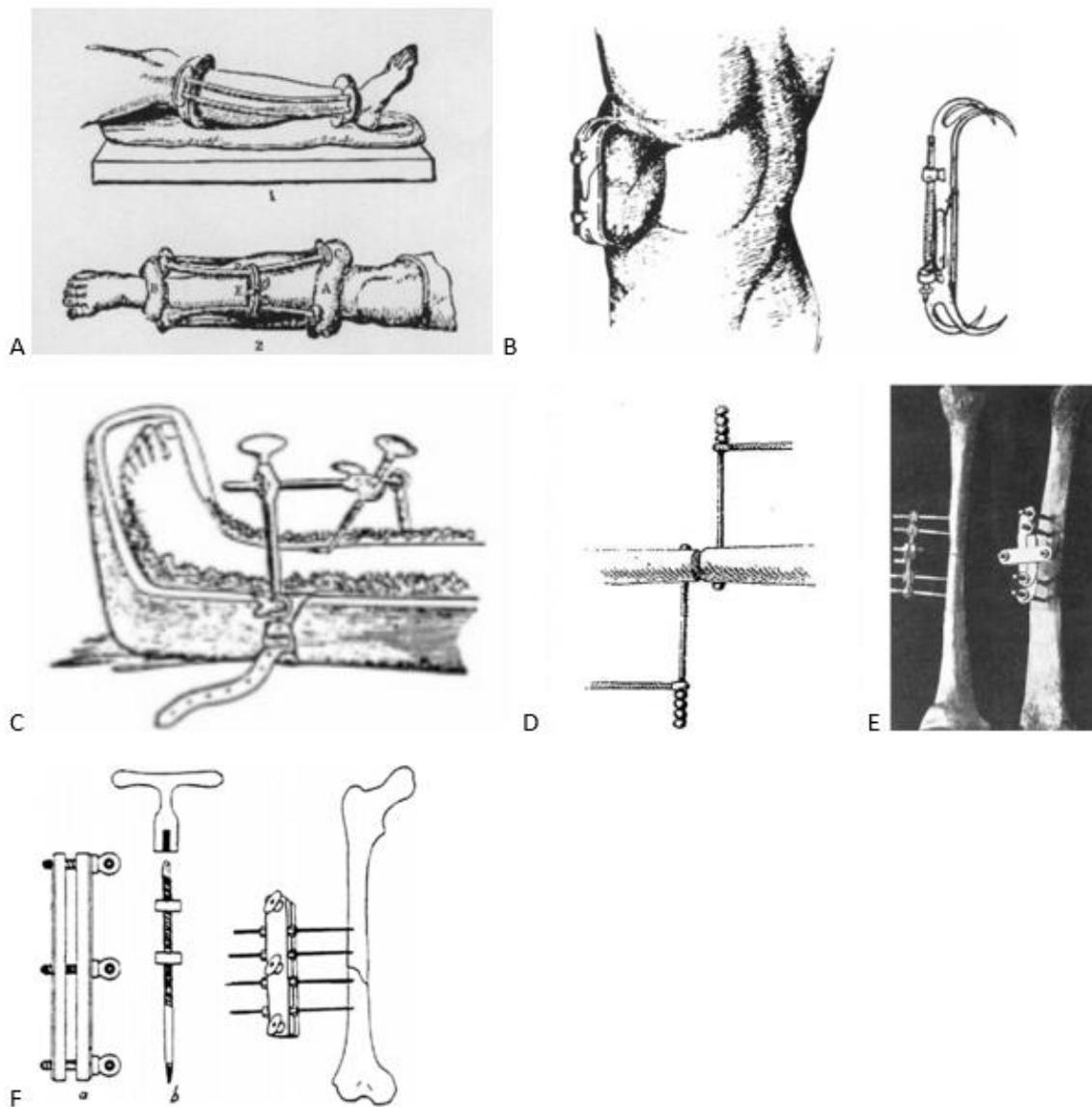
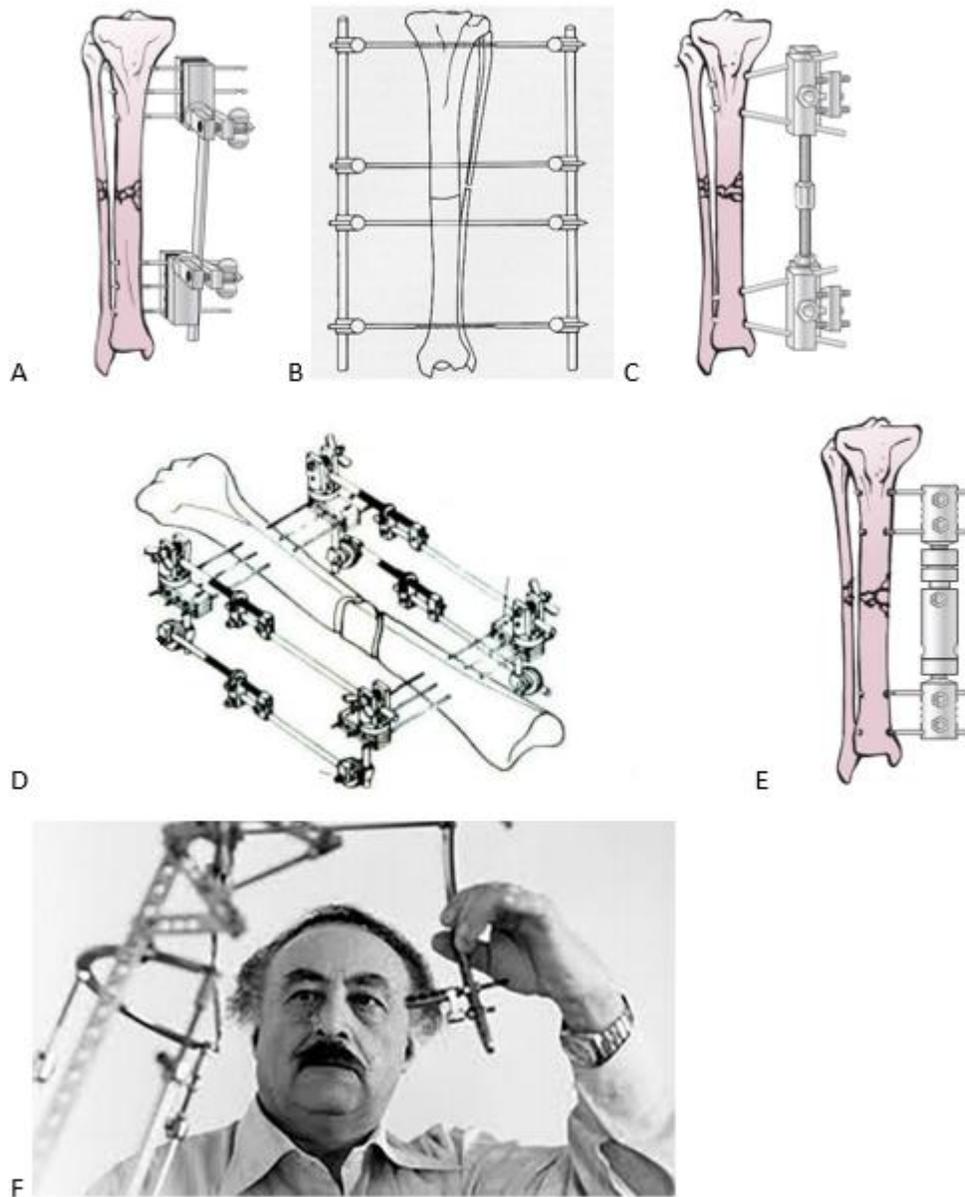


Figura 1. A, Fijador externo de Hippocrates. B, Fijador externo de Malgaigne. C, Fijador externo de Keetley. D, Fijador externo de Von Heine. E, Fijador externo de Parkhill. F, Fijador externo de Lambotte [7]

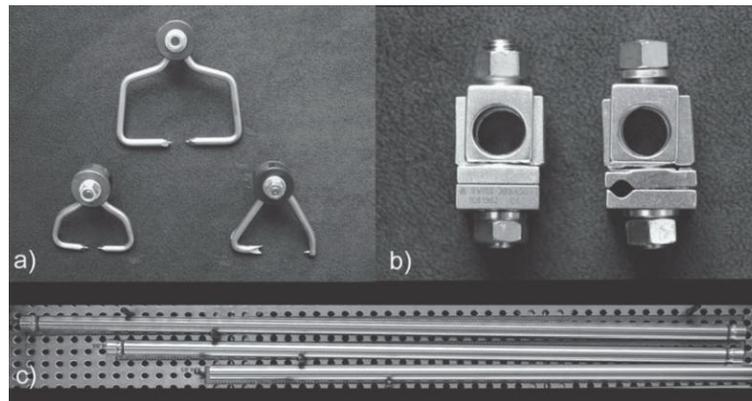
Hoffmann en 1938 [12], presentó ante el Congreso de Cirugía en Francia su dispositivo, al crear una rotula universal unida a unas resistentes abrazaderas de sujeción y la posibilidad de poder aplicar compresión o distracción en el foco de la fractura mediante una barra. Estas serían las principales características que ayudarían a conseguir la reducción de la fractura en los tres planos del espacio. En esta misma época, Roger Anderson [13], desarrolla su dispositivo basado en la inserción de clavos transfixiantes en el hueso unidos por medio de barras con la posibilidad de realizar compresión ayudando a obtener una reducción de fractura a nivel multiplanar. Lewis, Breidenbach y Stader en 1942 [14], crean un nuevo dispositivo partiendo del diseñado anterior de Stader aplicado a la reducción de las fracturas de animales en los tres planos. El nuevo dispositivo fue aplicado a 20 pacientes en el Hospital Bellevue ubicado en la ciudad de Nueva York, logrando obtener especificaciones más precisas respecto a la ubicación y posición de los pasadores. Varios años después, en Europa se desarrolló un nuevo dispositivo enfocado especialmente en estudios biomecánicos al contar con un marco cuadrilátero garantizando una fijación más estable, este nuevo dispositivo fue de autoría de Vidal [15], quien se basó en el fijador de Hoffman. En los años 60 y 70 Bernie, De Bastiani y Gotsen en base a las aportaciones de Hoffmann desarrollan más dispositivos denominados como unilateral, axial y monofijador respectivamente caracterizados principalmente por contar con dos pasadores a cada extremo de la fractura, varillas de gran diámetro, aplicación de carga axial y mayor tolerancia por parte de los pacientes, pero no fue hasta 1977 que los fijadores externos empezaron a ser recomendados y aceptado por varios cirujanos norteamericanos y obtenerse buenos resultados al contar con indicaciones precisas respecto a su aplicación. Ilizarov en 1950 [16], desarrolla su dispositivo de fijación conformado por varias varillas roscadas, bisagras y anillos metálicos unidos al hueso por medio de pasadores, una de las

características más relevantes de su dispositivo fue el poder manipular la posición de los fragmentos óseos, sin necesidad de ingresar directamente a la fractura. (Fig. 2).



*Figura 2. A, Fijador externo de Hoffmann. B, Fijador externo de Anderson. C, Fijador externo de Stader. D, Fijador externo de Vidal. E, Fijador externo de De Bastiani. F, Fijador externo de Ilizarov [7]*

En 2008 J. Octavio y M. Tomanik desarrollan un fijador externo sin pines transfixantes (Fig. 3) como una alternativa inicial para la reducción de fracturas abiertas de diáfisis tibial realizando un estudio con 43 pacientes en el departamento de ortopedia y traumatología de la santa casa de misericordia de São Paulo [17].



*Figura 3.* Fijador externo de Octavio y Tomanik [18]

En 2013 A. Pavic *et al.* construyen un fijador externo con bloqueo circular para el tratamiento de fracturas de tibia (Fig. 4). Al evaluar su dispositivo en estudio biomecánico empleando a manera de hueso fracturado 42 tubos de poliacetal, pudieron concluir que el nuevo fijador presenta ventajas en pruebas de flexión, así como también una mayor facilidad en su aplicación clínica al proporcionar mayor movilidad entre sus elementos [19].



*Figura 4.* Fijador externo de Pavic et al [19]

## 2.2 Marco teórico

### 2.2.1 Anatomía de la tibia

La pierna al recibir todo el peso del cuerpo humano se encuentra sometida a un enorme estrés, específicamente la tibia ya que el peroné no soporta peso alguno. La tibia es el segundo hueso más largo de cuerpo, su eje es de sección transversal triangular con una pobre cobertura de tejido blando y suministro sanguíneo [20].

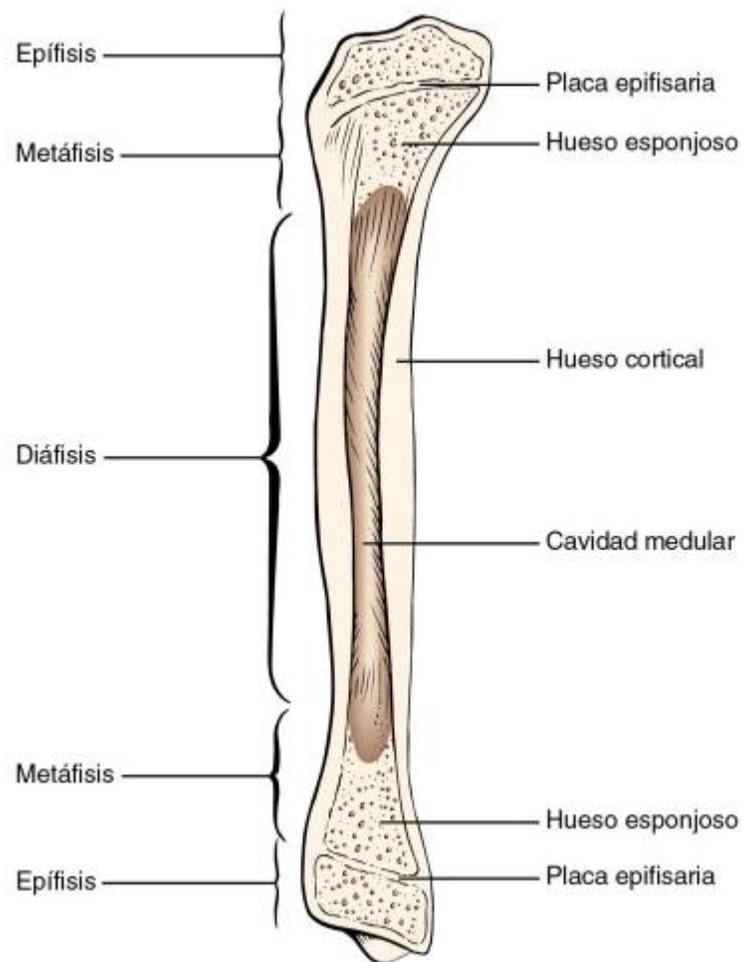


Figura 5. Anatomía de un hueso largo [21]

Como en todo hueso largo, los extremos de la tibia llevan el nombre de epífisis y el eje o caña se denomina diáfisis [21]. Hacia la parte superior de la tibia, es decir en dirección a la rodilla se denomina región proximal y en dirección al pie como distal, su parte frontal se denomina anterior y su opuesto como posterior, su parte interna como medial y su externa como lateral (Fig. 5)

### 2.2.2 Clasificación de las fracturas tibiales

La AO / OTA (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Orthopedic Trauma Association), se basa en un código alfanumérico para identificar los diferentes tipos de fracturas (Fig. 6). En primer lugar, se considera el hueso afectado, seguido del segmento lesionado y en tercer lugar especifica la complejidad y el tipo de patrón de fractura. Si se considera la diáfisis tibial hace referencia al hueso 4 y segmento 2, el patrón de fractura puede considerarse como simple con la letra A, cuña con la letra B y complejo con la letra C [22].

#### 42 diafisaria

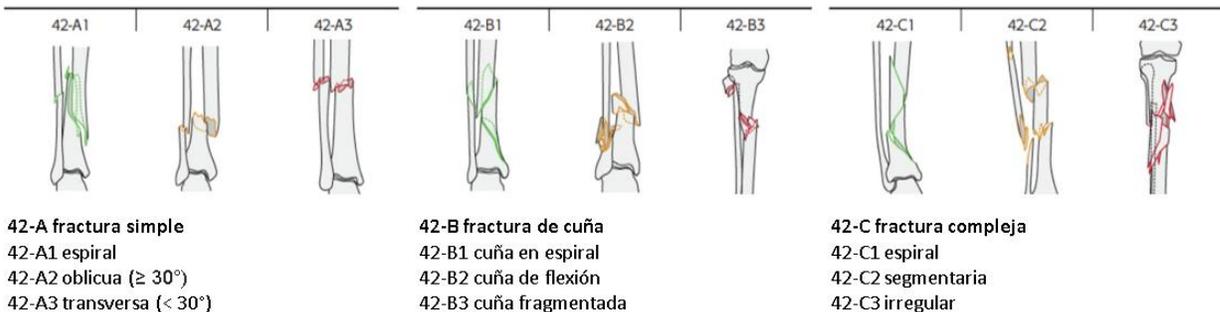


Figura 6. Clasificación AO / OTA de las fracturas diafisarias tibiales [22]

### **2.2.3 Acceso a la tibia**

Para la inserción de los tornillos de Schanz es necesario conocer las zonas seguras y peligrosas de acceso, evitando así lastimar estructuras importantes como el nervio peroneo profundo (Fig. 7) [23]. Las áreas más empleadas para la fijación externa son once, organizadas en cinco grupos, desde D1 a D3 corresponde a la epífisis proximal y metáfisis, D4 y D5 se ubican en la diáfisis proximal, D6 y D7 pertenece a la diáfisis media, D8 y D9 corresponde a la diáfisis distal y las áreas D10 y D11 pertenecen a la metáfisis distal y epífisis. Todas estas regiones garantizan no afectar o estructuras importantes ubicadas en la pierna, tales como: 1, tibia; 2, tuberosidad tibial; 3, cuello del peroné; 4, ligamento colateral tibial de rodilla, semitendinoso y gracilis; 5, sartorio; 6, popliteus; 7, tibial anterior; 8, extensor largo de los dedos; 9, peroneo largo; 10, sóleo; 11, cabeza lateral de gastrocnemio; 12, cabeza medial de gastrocnemio; 13, vasos tibiales anteriores (ramas); 14, vasos tibiales posteriores; 15, vena safena corta; 16, vena safena larga; 17, nervio peroneo común; 18, nervio tibial. (Fig. 7). Considerando todo lo anteriormente descrito, la zona segura de la tibia se ubica en la región anteromedial (Fig. 8) [24].

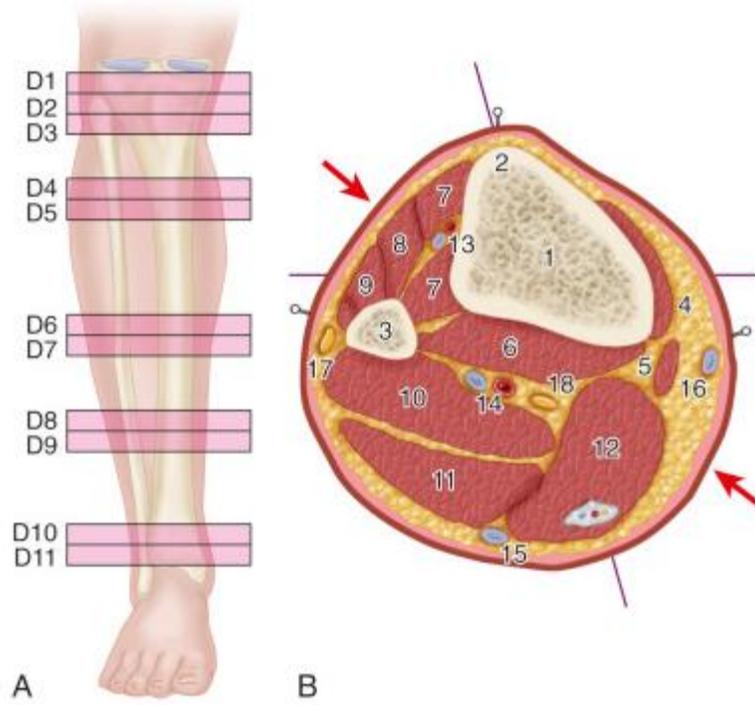


Figura 7. Secciones transversales de la pierna y sus principales estructuras [23]

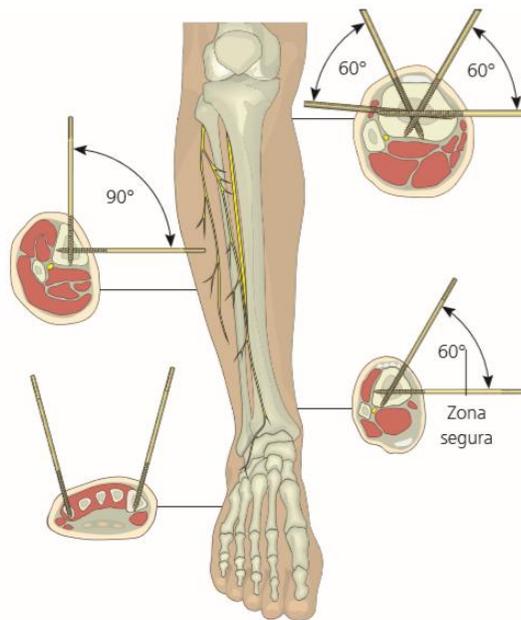


Figura 8. Zonas de inserción en la tibia [24]

### 2.2.4 Fijador externo

El fijador externo es ampliamente utilizado en la estabilización del foco de fractura por ser considerado un método de fijación rápida [25]. Su estructura rígida externa al cuerpo humano aporta estabilidad al hueso lesionado de una extremidad, además de una rápida aplicación al no contar con una gran cantidad de componentes, básicamente está conformado por clavos conectores o pines, barras o anillos de estabilización y abrazaderas de conexión (Fig. 9) [26].

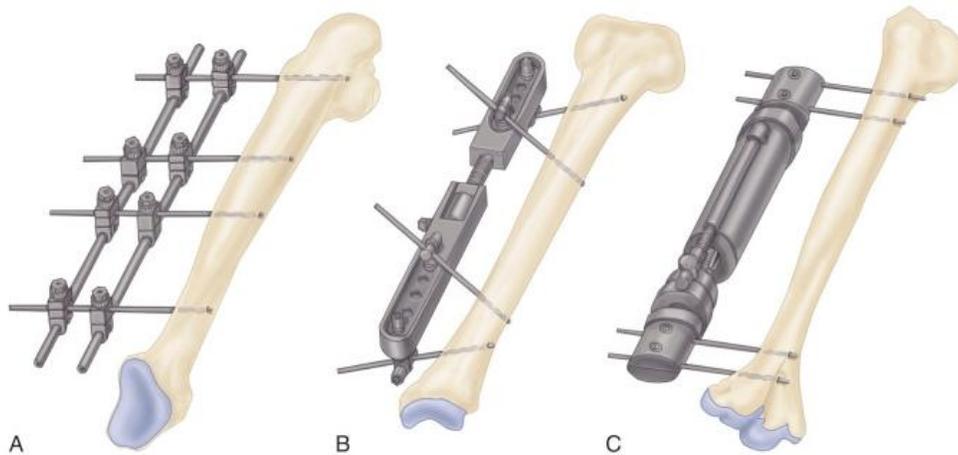
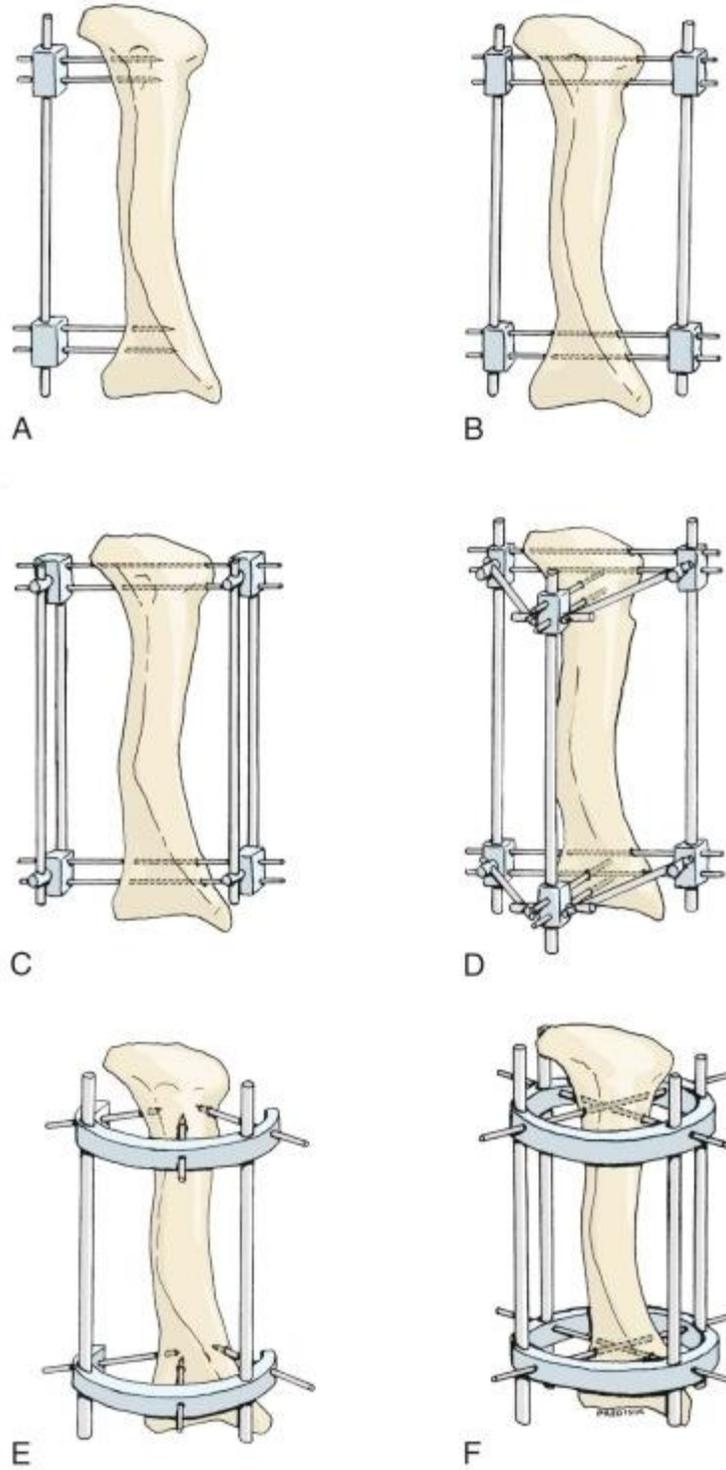


Figura 9. Dispositivos de fijación externa. A, AO. B, Unifix. C, Orthofix [23]

Los fijadores externos, dependiendo de la ubicación tanto de los pasadores como del número de barras empleadas se clasifican en unilaterales, bilaterales, multiplanares cuadriláteros, multiplanares delta, de anillos e híbridos. Los unilaterales emplea una única barra a diferencia de los bilaterales que emplean 2 barras ubicadas a cada extremo de los pasadores que han atravesado por completo el hueso. Los multiplanares ubica en 2 o más planos los pasadores y barras a fin de aumentar la estabilidad de toda la estructura. Los fijadores de anillo e híbridos emplean barras circulares que rodean parcial o completamente al hueso (Fig. 10) [25].



*Figura 10.* Configuraciones básicas de fijación externa. A, Unilateral. B, Bilateral. C, Multiplanar (cuadrilátero). D, Multiplanar (configuración delta). E, Fijador de anillos. F, Fijador híbrido. [25]



## Capítulo III

### 3. Metodología

#### 3.1 Revisión bibliográfica

Se realiza una búsqueda de artículos de investigación recientes en fuentes científicas como Elsevier y ClinicalKey, resultado de todo esto se logra obtener alrededor de 50 artículos permitiendo conocer todo lo referente a la fijación externa para la reducción de fracturas en específico de tibia. Todos los artículos se clasifican en 5 grupos, historia de la fijación externa, consideraciones para el desarrollo de nuevos fijadores externos, análisis y pruebas en cuanto a su rigidez, diferentes tipos de técnicas de fijación para la reducción de fracturas y todo lo referente a la anatomía de la pierna.

Partiendo de la historia de la fijación externa, se comprende cuáles son los principales cambios que este tipo de dispositivos ha presentado en los últimos años, con la finalidad de conseguir una mejor reducción de fracturas y evitando en lo mayormente posible complicaciones a causa de infecciones y mal uniones.

Las consideraciones para el desarrollo de nuevos fijadores externos permiten conocer las principales cualidades presentes en este tipo de dispositivos, así como también los posibles criterios de diseño a considerarse con la finalidad de conseguir los mejores resultados en la reducción de fracturas, pero sin descuidar la comodidad del paciente.

De las pruebas referentes a la rigidez de los fijadores externos, se dependen los diferentes tipos de análisis a los que se someten este tipo de dispositivos con la finalidad de validar su adecuado funcionamiento, principalmente al ser sometido a carga por el propio peso corporal del paciente.

Al conocer las diferentes técnicas de aplicación para la fijación externa se desprenden aún más los posibles criterios de diseño para el fijador externo, es importante tener presente la facilidad en

cuanto a la aplicación del dispositivo por parte del médico, ya que esto es de fundamental importancia para garantizar los mejores resultados posibles en lo referente a la reducción de la fractura.

La anatomía de la pierna permite conocer las diferentes regiones de acceso para los clavos de Schanz, esto ayuda a delimitar la estructura del dispositivo y garantizar que la aplicación del fijador no cause daños adicionales a las diferentes estructuras presentes en el interior de la pierna.

### **3.2 Criterios de diseño**

El proceso de diseño está basado en el análisis experimental al ensayar varias configuraciones de la estructura estabilizadora del fijador externo, en cada propuesta de diseño se considera aquellas regiones más débiles con la finalidad de variar su geometría y permitir una mayor estabilidad al todo el dispositivo. A partir de toda la información obtenida de la revisión bibliográfica se determinan los principales criterios a tener en cuanto para el diseño, análisis y construcción del fijador externo. Dichos criterios de diseño son la minimización de costos, fácil construcción, rápida aplicación, mínima cantidad de tipos diferentes de piezas, comodidad del paciente.

La minimización de costos está enfocada hacia el tipo de material en el que se fabrica el fijador externo. En general, las personas que sufren fractura diafisaria de tibia, no poseen en su mayoría con los recursos económicos necesarios para adquirir este tipo de dispositivos, en gran medida a que nuestro país no cuenta con este tipo de producción. Al emplear materiales de origen nacional y enfocar el dispositivo a un diseño simplificado, se garantiza una reducción de costos en comparación con otros dispositivos. En promedio, el costo de venta de un fijador externo se encuentra en \$5252 con un margen de  $\pm$  \$1798 (Tabla 1) [27].

Tabla 1  
*Costo total de construcción de fijador externo*

Elemento	Gasto mínimo (\$)	Gasto máximo (\$)	Costo promedio (\$)	Desviación estándar (\$)	Coficiente de variación %
Tornillo Schanz autoperforante de 5.0 mm, 80 mm / 200 mm	506	1012	817	249	30
Pin de transfijación de 6.0 mm 225 mm	0	386	68	100	147
Varilla larga fija de 11 mm fibra carbono 300 mm	348	1392	684	279	41
Abrazadera de pasador grande 6 posiciones	0	1346	35	198	559
Abrazadera multi - pin grande 4 posiciones	0	4052	960	1002	104
Abrazadera grande de combinación	0	7568	2689	2295	85
Costo total	1898	9311	5252	1798	34

Fuente: [27]

Para la selección del tipo de material se debe considerar, además la capacidad que este posee al soportar cargas, así como también no permitir la corrosión, ya que esto podría ocasionar muchos problemas de infección para el paciente, es por todo esto que se opta por la selección de acero inoxidable 304 para la fabricación del dispositivo.

La fácil construcción se refiere a emplear un proceso de fabricación que no requiera utilizar herramientas o maquinaria especializada, de igual forma que la materia prima requiera la mínima cantidad de modificaciones, todo esto a fin lograr la fabricación de este tipo de dispositivos en el país, a la vez que también se cuida el costo final del fijador, al no requerir procesos de fabricación complejos.

La fácil aplicación y contar con una mínimo cantidad de diferentes tipos de piezas van estrechamente relacionadas en especial para el momento de aplicar el fijador externo al paciente, ya que se lo realiza en una cirugía y no se cuenta con mucho tiempo y fácil maniobrabilidad por parte del médico, aquí lo mejor es tener la posibilidad de contar con un dispositivo pre-ensamblado.

La comodidad del paciente es un criterio muy importante, ya que esto se refleja directamente en la reducción de la fractura, permitir al paciente realizar actividades básicas, como por ejemplo bañarse o dormir, garantizan un mejor proceso de curación.

### **3.3 Diseño y modelado**

Para el diseño del fijador externo, inicialmente se parte de la configuración básica de este tipo de dispositivos (Fig. 10). Analizando la distribución de cada uno de los elementos presentes en el fijador, es decir clavos, barras y pinzas de sujeción se obtiene como mejor configuración aquella que cuente con mayor número de clavos insertados en cada segmento de la fractura y en una distribución que abarque la mayor cantidad de planos posibles con el fin de garantizar una mayor

estabilidad del dispositivo. De igual forma al contar con mayor número de barras, el fijador obtiene una mayor rigidez (Fig. 10. D, F). Al comprender todos estos aspectos, es importante tener en cuenta que al introducir una mayor cantidad de clavos al hueso se corre el riesgo de generar nuevas fracturas, de igual forma, al buscar una mayor rigidez del dispositivo aumentando barras, este se vuelve demasiado pesado, causando incomodidades para el paciente. Considerando todos los aspectos anteriormente mencionados y las diferentes regiones anatómicas de inserción, se realiza varias propuestas de diseño (Fig. 11 y 12).

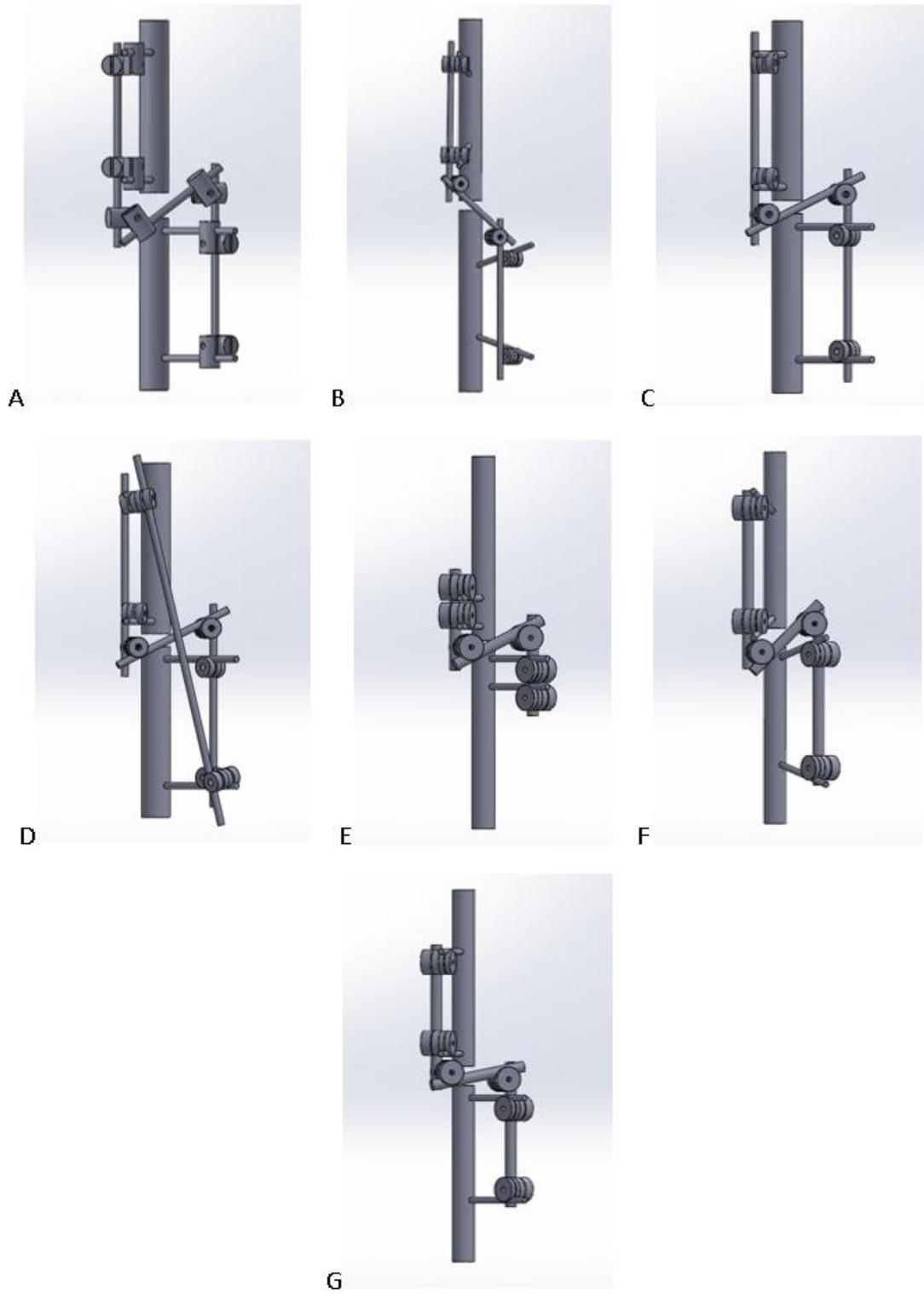


Figura 11. Grupo número 1 de diseños

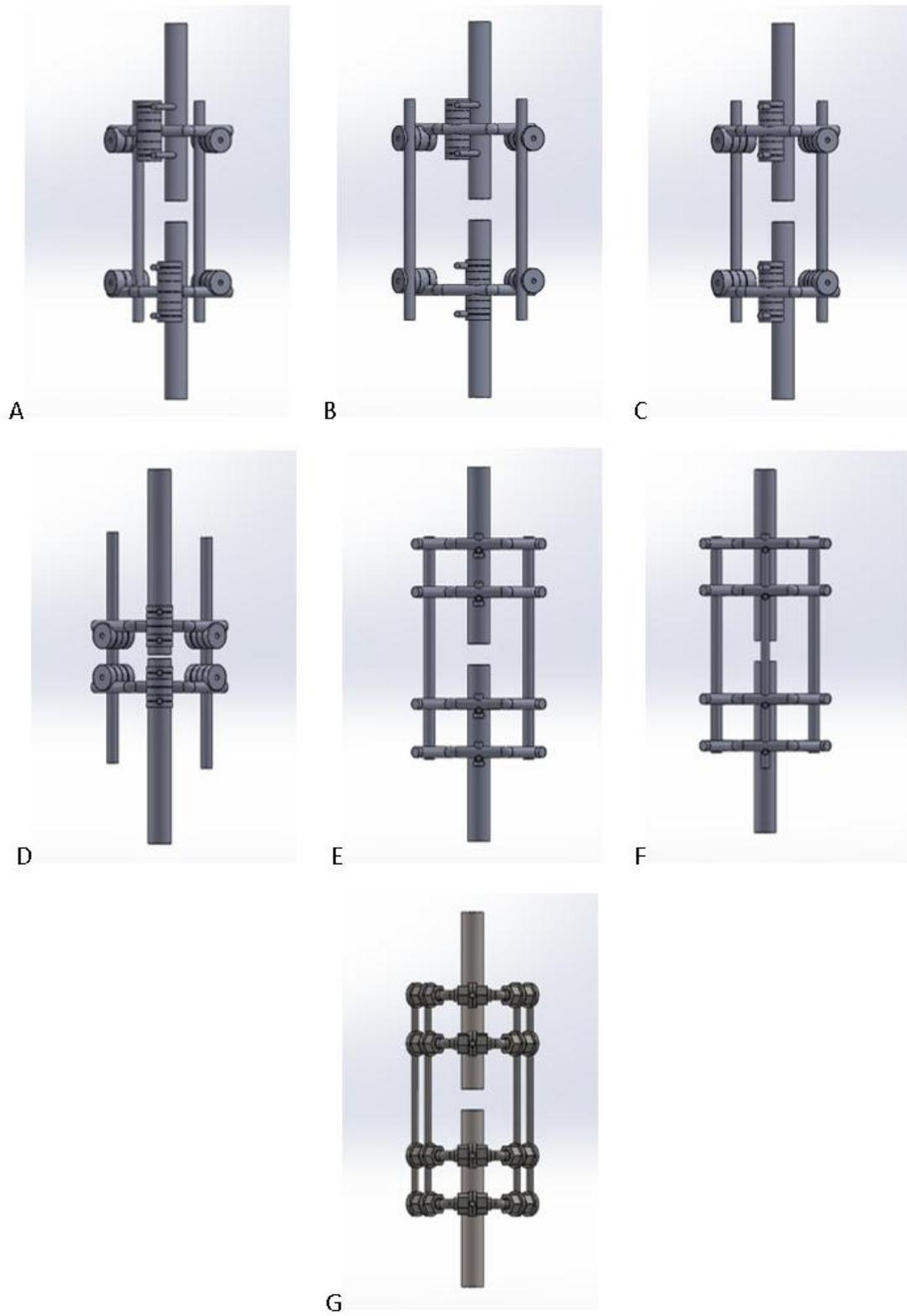


Figura 12. Grupo número 2 de diseños



## Capítulo IV

### 4. Desarrollo de la tesis

#### 4.1 Descripción del dispositivo

Los fijadores o tutores externos esencialmente cuentan con pines y una estructura estabilizadora encargada de dar rigidez a todo el dispositivo [26]. Los pines al ser las únicas partes que entran en contacto con el hueso, deben ser de un material que no produzca infecciones o cualquier tipo de complicaciones en el paciente, es por esto que para este fijador externo se emplea clavos de Schanz autorroscantes de 6 mm de diámetro, 60 mm de longitud de rosca y 100 mm de longitud total, fabricados en acero quirúrgico.



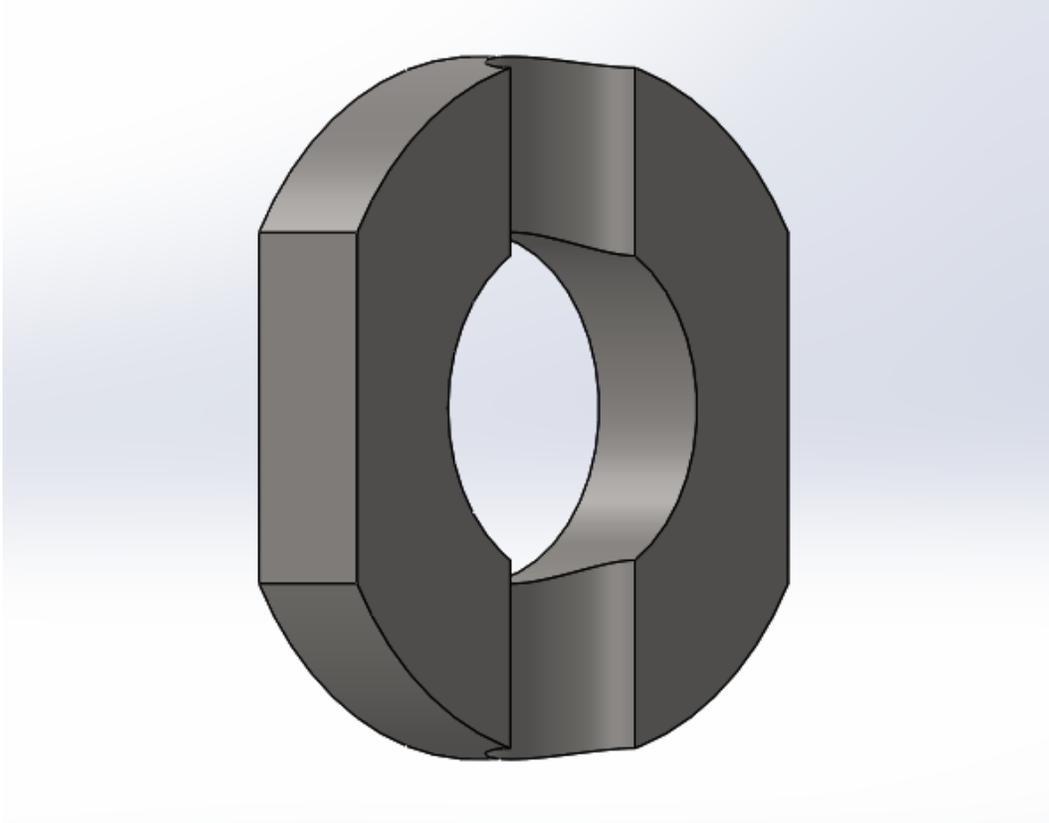
*Figura 13. Clavo Schanz autorroscante*

Para la fijación externa en fracturas de tibia se emplea clavos o pasadores de 5 o 6 mm (Fig. 15), ubicados por lo menos dos a cada lado del foco de la fractura, empleado una distribución denominada como cercana y lejana, es decir, los pasadores ubicados junto al foco de fractura se

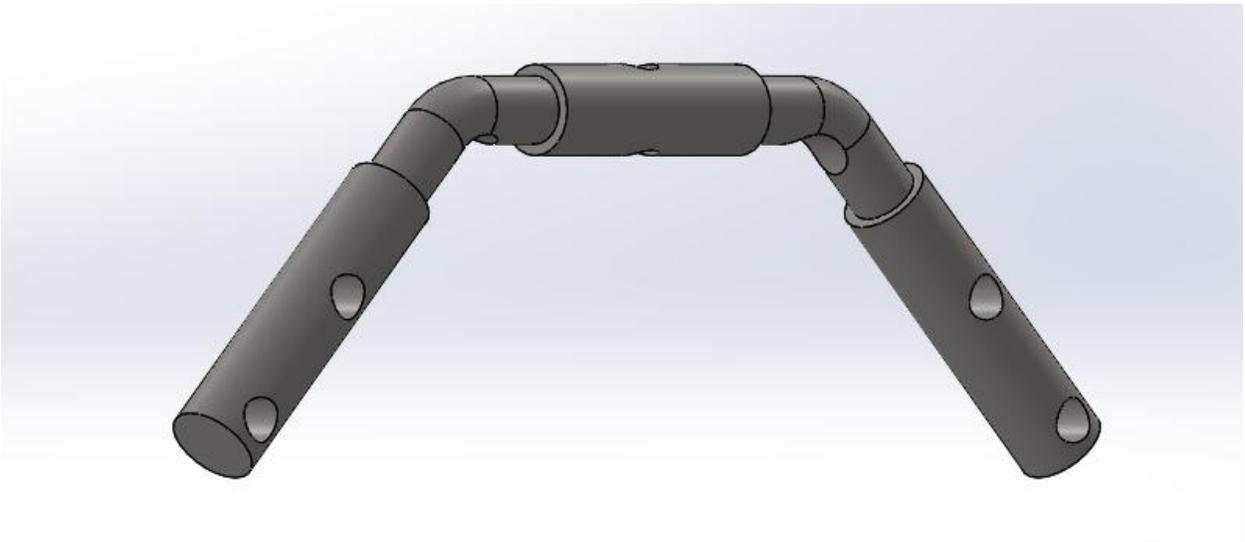
posicionan lo más cerca posible a este y los otros dos pasadores se ubican lo más lejos posible de los pasadores anteriormente ya insertados [28].

Una fractura cuenta con tres etapas en su proceso de curación, en la primera etapa es inexistente la presencia de tejido blando, la segunda etapa cuenta con el crecimiento del tejido que conformará el callo óseo y la última etapa se caracteriza por la maduración del callo. La carga aplicada al fijador externo es distribuida en su estructura estabilizadora y a través del hueso por medio del callo óseo, en específico, al finalizar la primera etapa de curación la tensión en el fijador disminuye en un 15%, lo que implica una mayor estabilidad por parte del fijador ya que el hueso absorbe parte de la carga aplicada [29].

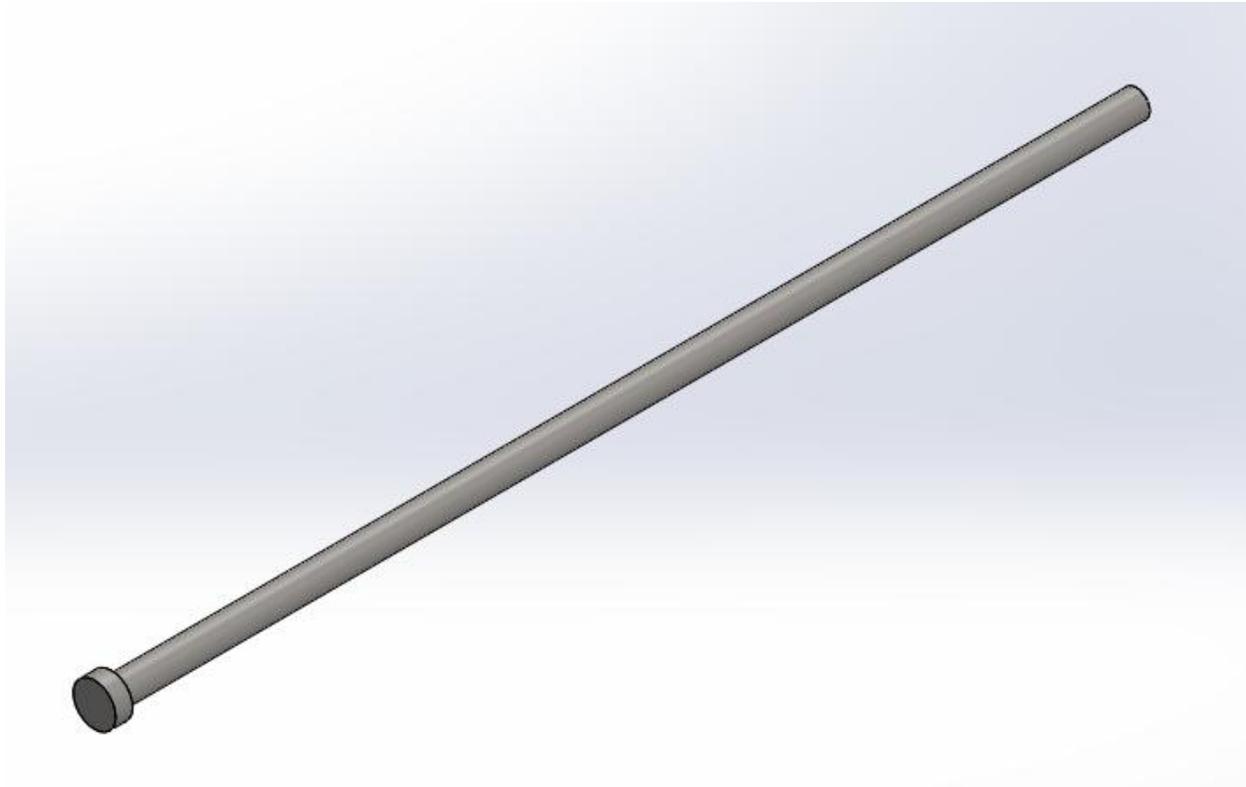
La estructura estabilizadora está conformada por tres tipos de piezas diferentes, arandelas de sujeción (Fig. 16), barras angulares (Fig. 17) y barras laterales (Fig. 18). Las arandelas de sujeción están destinadas a bridar apriete entre las diferentes piezas, es decir, entre los clavos de Schanz y las barras angulares y estas últimas con las barras laterales. Las barras angulares están diseñadas en base a la estructura estabilizadora de los fijadores externos de anillos, ya que al rodear al hueso permite una mayor rigidez a la fractura [30].



*Figura 14. Arandela de sujeción*



*Figura 15. Barra angular*



*Figura 16. Barra lateral*

Las arandelas de sujeción (Fig. 24), junto con las barras angulares (Fig. 25) y las tuercas (Fig. 26) constituyen el sistema de sujeción de la estructura estabilizadora. Por cada barra angular se empleará 2 arandelas de sujeción para clavo, 4 arandelas de sujeción para barras laterales y 6 tuercas, esto reducirá más el tiempo empleado por parte de cirujano ya que estas piezas van preensambladas con anterioridad (Fig. 28).



*Figura 17. Arandelas de sujeción*



*Figura 18. Barra angular*



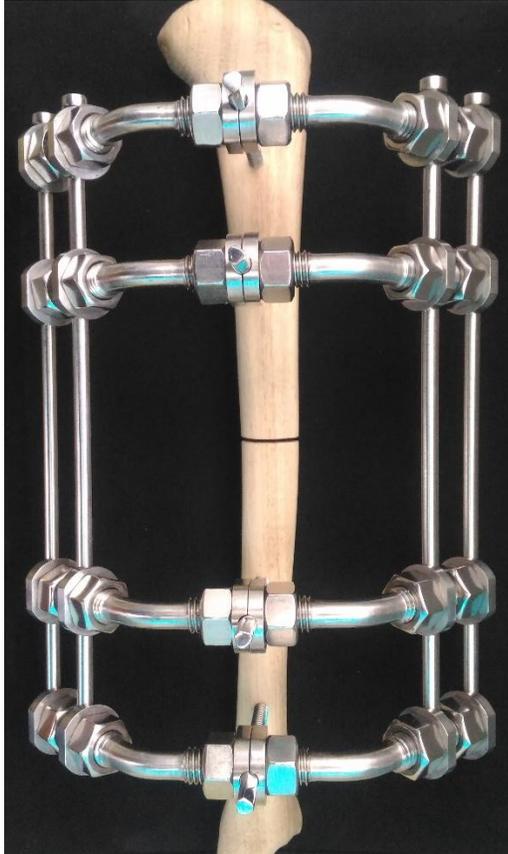
*Figura 19. Tuercas en acero inoxidable de media pulgada*



*Figura 20. Barra lateral*



*Figura 21. Pre-ensamblaje del fijador externo*



*Figura 22. Fijador externo ensamblado*

#### **4.2 Análisis de elementos finitos**

Para el análisis de elementos finitos se modela la fractura de la tibia con dos cilindros de 32 mm de diámetro y 180 mm de longitud en cada fragmento y una separación de 4 o 5 mm, que representa el foco de la fractura [29].

En la configuración de los fijadores externos de este tipo, es importante prestar especial atención a tres medidas, la primera es la distancia entre el foco de la fractura y los dos clavos más próximos a estos, la segunda es la distancia entre los dos últimos clavos y los anteriores ya ubicados y la última medida es la altura a la cual se ubica la estructura estabilizadora en los clavos, esta es de

gran importancia ya que permite el acceso libre a la fractura sin que las diferentes piezas del fijador puedan interferir [31].

A todos los diseños de fijador externo pertenecientes al grupo número 1 (Fig. 11), se los somete a un estudio de elementos finitos en Solid Works, al realizar un análisis estático y comprobar que el factor de seguridad resultante sea mayor a 1, se garantiza que el dispositivo cuenta con la capacidad necesaria para soportar el peso corporal del paciente, caso contrario se verifica cuáles son los elementos que fallan, con la finalidad de cambiar su geometría y conseguir el factor de seguridad deseado.

Empotramiento en la epífisis distal y una carga axial de 750 N en la epífisis proximal de la tibia (Fig. 19), son las condiciones de borde necesarias para el análisis estático del fijador externo, ya que estas representan a una persona caminando.

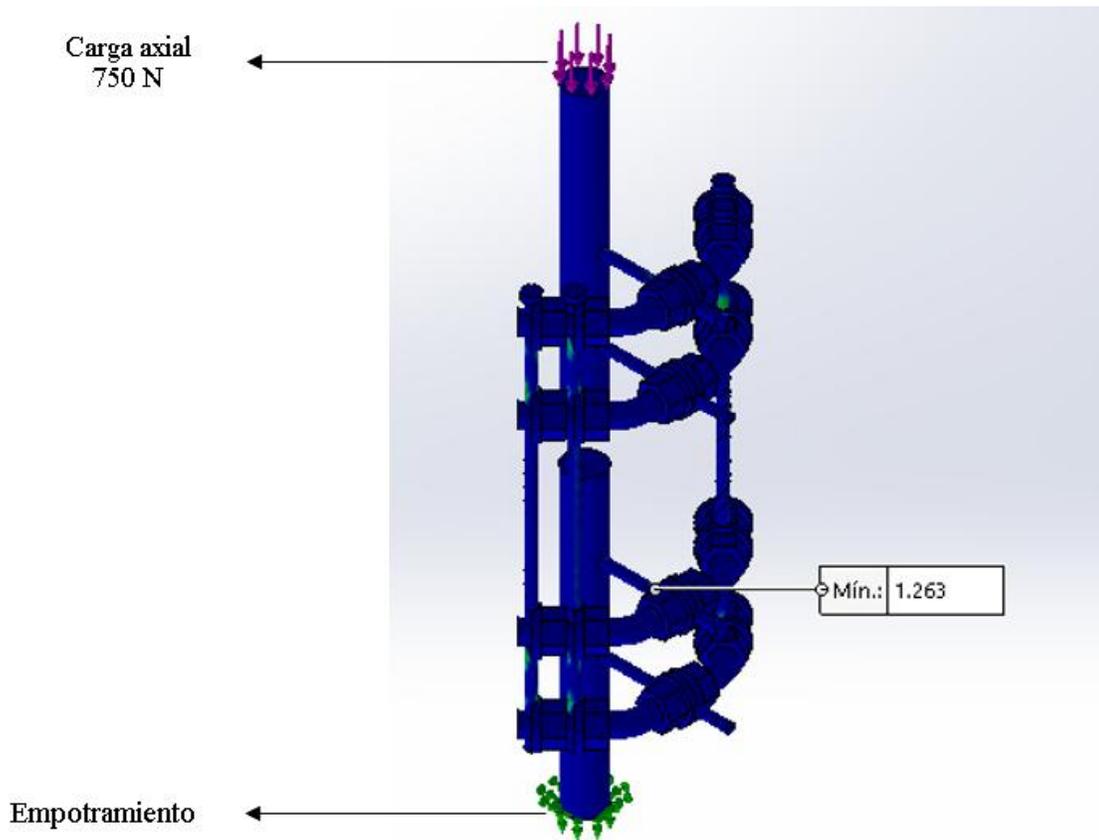
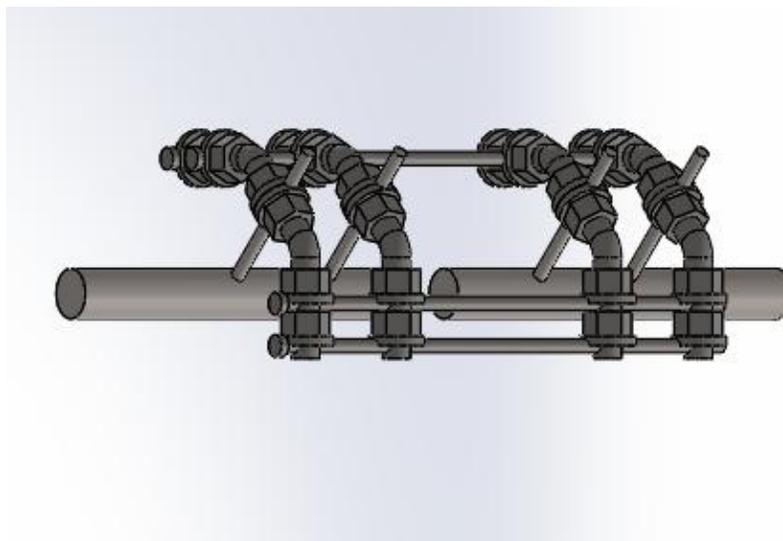


Figura 23. Condiciones de borde

Resultado del análisis estático del grupo número 1 de diseños (Fig. 11), se aprecia que el factor de seguridad se encuentra debajo de 1. Los elementos más afectados son los clavos de Schanz, estos son los únicos elementos que no se pueden modificar ya que al estar en contacto directo con el hueso fracturado deben estar elaborados a partir de acero quirúrgico. Adicional a esto se puede observar que los clavos se convierten a los elementos más vulnerables del diseño debido a la geometría de la estructura estabilizadora del fijador, observando la configuración de los fijadores externos circulares se procede a diseñar una barra (Fig. 25), cuya geometría permita utilizar barras paralelas lo más separadas posibles alrededor del hueso, con la finalidad de distribuir mejor la carga en toda la estructura y evitar daños en los clavos de Schanz.

A partir de esto se diseña un nuevo grupo de propuestas (Fig. 12), observando que las partes más afectadas son las sujeciones entre los diferentes elementos del fijador, en base a esto se opta por implementar tuercas de  $\frac{1}{2}$  pulgada conjuntamente con arandelas de sujeción para permitir una mayor rigidez entre los diferentes elementos. Resultado de análisis de elementos infinitos (Fig. 22) se obtiene un factor de seguridad de 1.263 (Fig. 23), dando a lugar el diseño definitivo del fijador externo (Fig. 20).



*Figura 24. Diseño final de fijador externo*

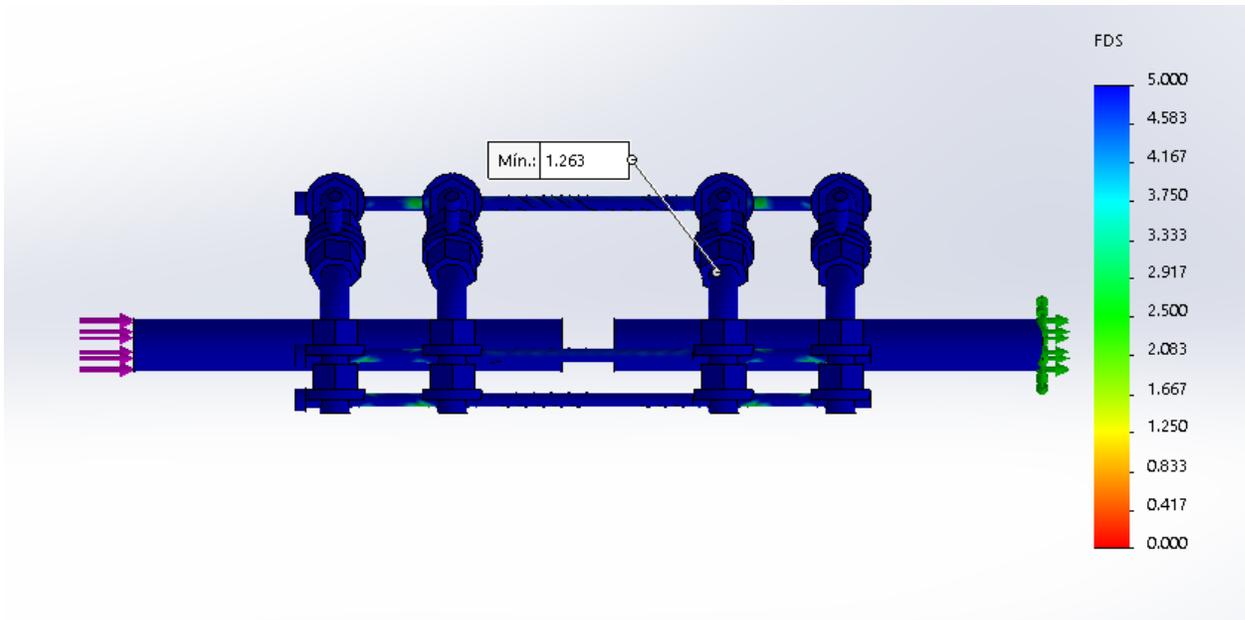


Figura 25. Análisis de elementos finitos

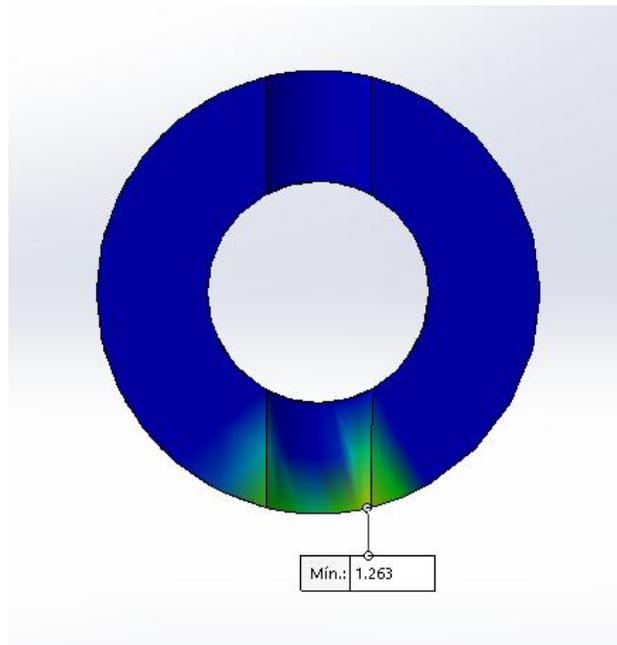


Figura 26. Factor de seguridad en arandela de sujeción

### 4.3 Análisis de convergencia

Para garantizar los resultados obtenidos en el análisis de elementos finitos se realiza un análisis de convergencia para obtener el número de elementos necesarios presentes en el mallado de las

principales piezas del fijador externo, estas son la barra angular, barra lateral y arandela. Para la barra angular, se genera la convergencia a partir de 12995 elementos en su mallado (Fig. 30).

Tabla 2. Valores para la curva de convergencia de la barra angular.

Tensión (Pa)	Número de elementos	Error
5.800E+07	49493	
5.835E+07	24996	0.60%
5.478E+07	12995	-6.12%
6.367E+07	8643	16.23%
6.036E+07	5967	-5.20%
5.997E+07	4195	-0.65%
5.275E+07	3417	-12.04%
5.179E+07	2485	-1.82%
5.182E+07	1843	0.06%
5.103E+07	1775	-1.52%

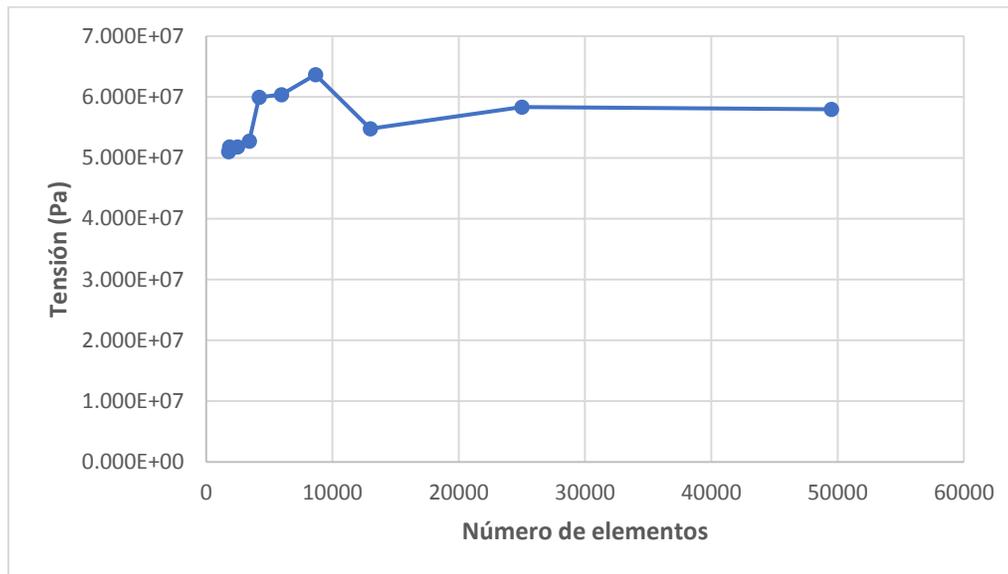


Figura 27. Curva de convergencia de la barra angular

Para el caso de la barra lateral, su convergencia se presenta a contar por lo menos con 12228 elementos en su mallado (Fig. 31)

Tabla 3. Valores para la curva de convergencia de la barra lateral.

Tensión (Pa)	Número de elementos	Error
1.149E+08	53782	
1.105E+08	22591	-3.83%
1.060E+08	12228	-4.07%
1.061E+08	9562	0.09%
9.759E+07	5388	-8.02%
9.608E+07	4850	-1.55%
9.306E+07	1684	-3.14%
9.644E+07	1550	3.63%
9.496E+07	1450	-1.53%
9.705E+07	1325	2.20%

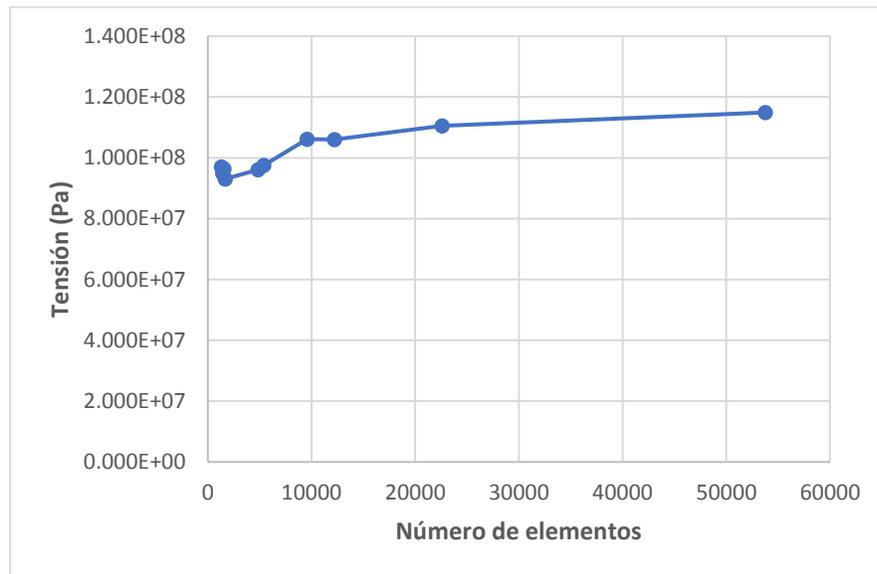


Figura 28. Curva de convergencia de la barra lateral

Las arandelas presentan una convergencia al contar con un mallado conformado por un total de 14485 elementos (Fig. 32)

Tabla 4. Valores para la curva de convergencia de la arandela.

Tensión (Pa)	Número de elementos	Error
1.876E+08	52471	
1.866E+08	26140	-0.53%
1.813E+08	14485	-2.84%
1.784E+08	8560	-1.60%
1.770E+08	5482	-0.78%
1.660E+08	3963	-6.21%
1.682E+08	3109	1.33%
1.452E+08	2307	-13.67%
1.459E+08	1662	0.48%
1.436E+08	1306	-1.58%

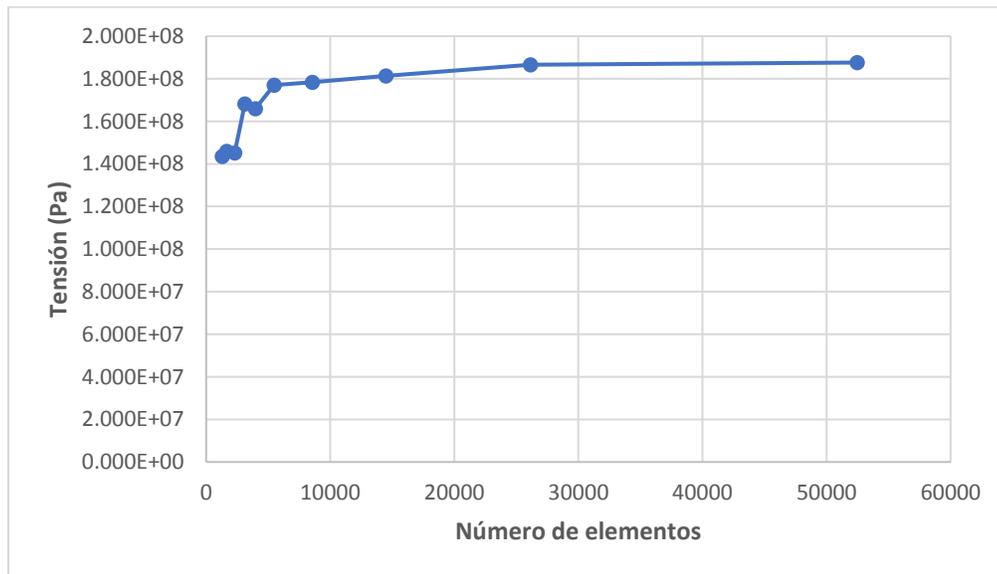


Figura 29. Curva de convergencia de la arandela

#### 4.4 Construcción

Recordando todos los criterios de diseño, la construcción se realiza partiendo de ejes de  $\frac{1}{4}$  de pulgada y de 1 pulgada (Fig. 13), varillas roscadas de  $\frac{1}{2}$  pulgada (Fig. 14) y tuercas de  $\frac{1}{2}$  pulgada (Fig. 26), todos en acero inoxidable con la finalidad de eliminar cualquier tipo de complicación en el paciente a base de la oxidación. A partir del eje de  $\frac{1}{4}$  de pulgada se construye las barras laterales (Fig. 27) de 410 mm de longitud y soldando una tuerca de 8 mm en uno de sus extremos.



*Figura 30. Ejes de acero inoxidable*



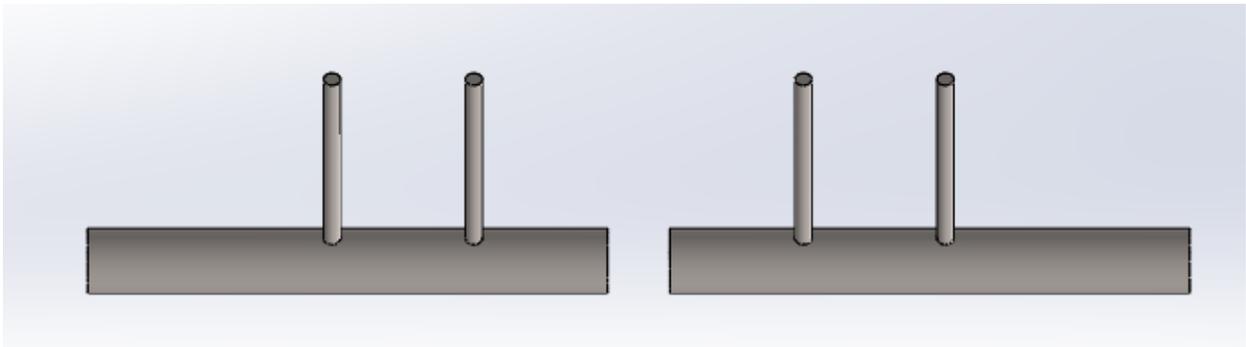
*Figura 31. Varilla roscada de acero inoxidable*

Con el eje de 1 pulgada se construye las arandelas de sujeción (Fig. 24) con un espesor de 5 mm y dos perforaciones, la primera de  $\frac{1}{4}$  de pulgada para las barras laterales o de 6 mm para los

clavos de Schanz y la segunda perforación de ½ pulgada para el paso de la varilla roscada. La barra angular (Fig. 25) se construye a partir de la varilla roscada de ½ pulgada, cada barra cuenta con una longitud de 176 mm y 5 perforaciones, 4 de ¼ de pulgada y la última ubicada en su parte central de 6 mm.

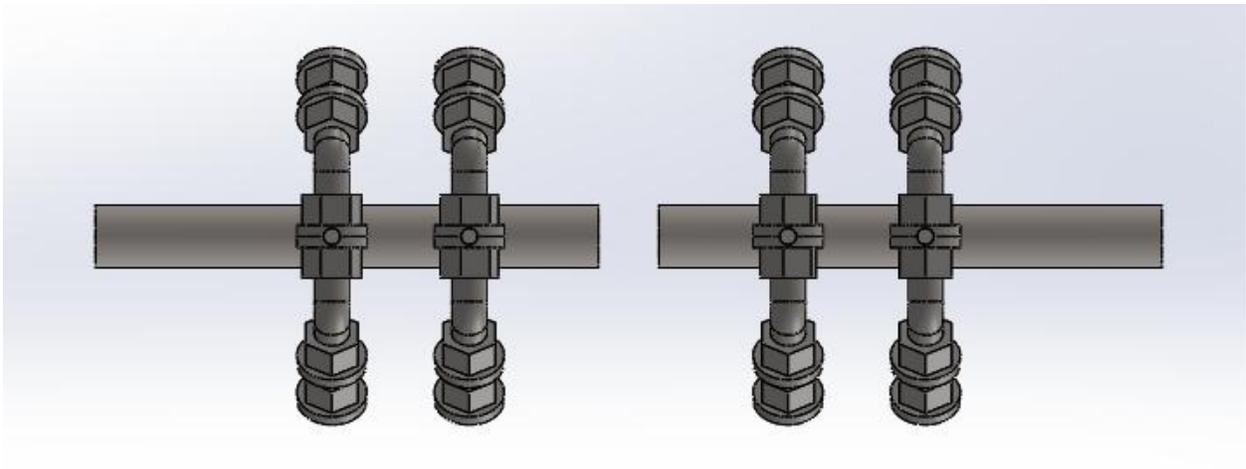
#### 4.5 Proceso de ensamblaje

El proceso de ensamblaje comienza identificando el foco de fractura como punto de partida, a partir de este se realiza dos perforaciones en cada segmento de la fractura, con el objetivo de insertar los clavos de Schanz autorroscantes. La primera perforación se ubica a 58 mm y la segunda a 108 mm, ambas respecto al foco de fractura (Fig. 33).



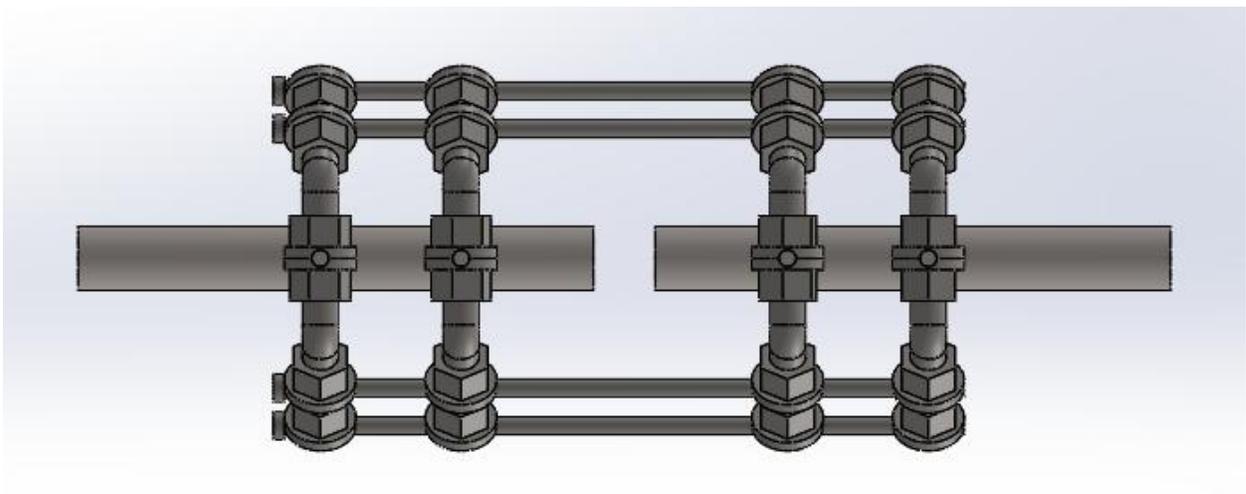
*Figura 32. Inserción de clavos de Schanz*

El contar con la estructura estabilizadora del fijador externo pre-ensamblada (Fig. 28) facilita el proceso de ensamblaje ahorrando tiempo y disminuyendo la dificultad en su aplicación. Se introduce en cada clavo de Schanz las barras angulares con sus respectivas tuercas y arandelas (Fig. 28) garantizando que la distancia entre la pierna y las arandelas para los clavos de Schanz sea de 40 mm y ajustando sus respectivas tuercas para mantener dicha distancia (Fig. 34)



*Figura 33. Ensamblaje de barras angulares*

Finalmente se introduce una a una las barras laterales, completando la estructura estabilizadora del fijador externo, se verifica la distancia entre la pierna y las arandelas de los clavos de Schanz, así como también la correcta lineación de los segmentos de fractura, para ajustar cada una de las tuercas de las barras laterales del dispositivo (Fig. 35)



*Figura 34. Ensamblaje de barras laterales*

## Capítulo V

### 5.1 Resultados experimentales

El 17 de enero del presente año, se presentó el fijador externo para la reducción de fracturas en la tibia ante el cuerpo colegiado del departamento de traumatología del hospital San Vicente de Paul, encabezado por el Dr. Carlo Mendoza, en la ciudad de Ibarra, acotando las siguientes observaciones:

El departamento de traumatología emplea principalmente los fijadores externos para la estabilización temporal de fracturas, por lo cual no es de vital importancia que el dispositivo posea la capacidad de soportar el peso total del paciente, esto influye directamente en el tipo de material para la fabricación del tutor, es decir, se puede remplazar el acero inoxidable por aluminio ya que ambos presentan propiedades similares frente a la oxidación y brinda la posibilidad de aplicar rayos X a la fractura una vez implantado el fijador, el aluminio refleja una mínima cantidad de este tipo de rayos en comparación al acero inoxidable. De igual forma al emplearse aluminio se reduce el peso del fijador, lo que implica una mayor comodidad para el paciente.

El dispositivo debe enfocarse en una configuración monoplanar o delta (Fig. 10) permitiendo emplearse para la estabilización temporal diferentes tipos de fracturas. En lo referente a los elementos constituyentes del fijador, el departamento de traumatología está acostumbrado a la manipulación de elementos pequeños, por lo cual recomiendan implementar tuercas de 11 o 10 mm como elementos de fijación. En cuanto al mecanismo de fijación entre el tutor y la fractura, se recomienda la utilización de rótulas de libre rotación y que permitan la fijación de clavos de Schanz en diferentes medidas de diámetro pudiendo ser de 4.6 mm, 4.8 mm y 5,0 mm.

En el caso de emplearse para una estabilización definitiva se recomienda una configuración multiplanar o una distribución AO (Fig. 9) implementando dos barras estabilizadoras, todo esto con la finalidad de poder aplicar peso progresivamente a la fractura con el objetivo de ir fortaleciendo el callo óseo, a partir del tercer mes iniciando con un 20% del peso corporal del paciente.

## Capítulo VI

### 6. Conclusiones y recomendaciones

#### 6.1 Conclusiones

- La técnica de fijación para la reducción de fracturas depende de la experiencia y habilidad del médico encargado de la aplicación del dispositivo. El poder contar con un fijador pre-ensamblado antes de la cirugía, así como también un reducido número de herramientas a emplearse garantiza una rápida técnica de fijación y por ende buenos resultados en la reducción de la fractura.
- El proceso de diseño da como resultado un fijador con cuatro barras paralelas encargadas de dar rigidez a toda la estructura del dispositivo, además cuenta con cuatro barras angulares encargadas de dar la estabilidad necesaria para mantener cada segmento de la fractura en su posición adecuada. La sujeción de los clavos de Schanz y al resto de componentes está constituida por arandelas y tuercas a fin de permitir una rápida manipulación de todo el dispositivo
- La minimización de costos en la construcción del fijador está garantizada principalmente al emplear materiales nacionales, al ser utilizado el fijador para la estabilización temporal de la fractura, no es necesario que este deba soportar el peso total del paciente. De igual forma, una configuración simplificada, es decir aquella que emplee una cantidad mínima de componentes con geometría de fácil construcción beneficia aún más la reducción de costos.
- En base a las pruebas experimentales, se debe implementar rótulas de libre rotación para la sujeción de los clavos de Schanz, esto simplifica en gran medida el trabajo realizado por parte del médico al implementar el fijador, ya que los clavos podrán ser insertados

en cualquier inclinación, sin interferir con el correcto ensamblaje del dispositivo. De igual forma las rotulas deben permitir la utilización clavos en diferentes diámetros, como por ejemplo de 4.6 mm, 4.8 mm y 5,0 mm dando mayor libertad al criterio al médico a la hora de establecer la mejor distribución para la implementación del fijador externo.

## **6.2 Recomendaciones**

- Se debe implementar una configuración monoplanar o muy semejante, para facilitar la implementación del fijador y permitir volver a realinear los segmentos de la fractura en caso de ser necesario a lo largo del proceso reducción.
- El fijador externo debe construirse en aluminio principalmente para permitir la aplicación de rayos X con la finalidad de verificar la correcta alineación y reducción de la fractura.
- Al implementarse elementos de sujeción como tuercas, no deben exceder un tamaño mayor a los 11 mm, esto principalmente porque es de mayor comodidad para los médicos manipular elementos de este tamaño.

## Referencias

- [1] Y. Ferrer, Y. Morejón y P. Oquendo, «Uso del fijador externo RALCA en fracturas abiertas. Experiencia en 14 años,» *Medisur*, vol. 15, n° 5, pp. 647-655, 2018.
- [2] J. Octavio y M. Tomanik, «Fracturas abiertas del eje tibial. Tratamiento con clavado intramedular tras estabilización provisional con fijador externo no penetrante,» *Revista Brasileira De Ortopedia*, vol. 48, n° 6, pp. 482-490, 2013.
- [3] ANT, «Anuario de Transportes 2019,» *Instituto Nacional de Estadística y Censos*, 2019.
- [4] D. Ojeda, P. Hernández y B. Gámez, «Diseño de un fijador externo para muñeca,» *Revista de la Facultad de Ingeniería U.C.V*, vol. 28, n° 4, pp. 57-64, 2013.
- [5] Hippocrates, «Las obras genuinas de Hipócrates, traducido por Francis Adams. Williams y Wilkins,» *Baltimore*, 1939.
- [6] M. J-F, «Tratado sobre fracturas y dislocaciones. J. B. Baillière,» *París*, pp. 771-772, 1847.
- [7] P. Hernigou, «Antecedentes de fijación externa para el tratamiento de fracturas.,» *Springer*, vol. 41, n° 4, pp. 845-853, 2016.
- [8] H. P, «Padres de ortopedia en Alemania (decimoctavo y principios del siglo XIX): Lorenz Heister en Helmsted; Johann Friedrich Dieffenbach en Berlín; Heine y familia en Würzburg,» *Int Orthop*, vol. 40, n° 2, pp. 425-431.
- [9] Parkhill, «Observaciones adicionales sobre el uso de la abrazadera ósea en fracturas no unidas, fracturas con unión defectuosa y fracturas recientes con tendencia al desplazamiento,» *Ann Surg*, vol. 27, n° 5, p. 553-570, 1898.

- [10] F. L, «El tratamiento de fracturas oblicuas de la tibia y otros huesos mediante pinzas externas insertadas a través de pequeñas aberturas en la piel,» *Trans Am Surg Assoc*, vol. 28, pp. 70-93, 1911.
- [11] L. A, «Intervención operativa en fracturas recientes y antiguas. Bruselas, Henri Larnertin,» pp. 59-67, 1907.
- [12] H. R, «Articulaciones esféricas para la reducción dirigida directa de las fracturas (osteotaxis).,» *Helv Med Acta*, vol. 5, p. 844, 1938.
- [13] A. R, «Método ambulatorio sin yeso para tratar fracturas,» *J Inter Call Surg*, vol. 5, p. 458-462, 1942.
- [14] S. O, «Un anuncio preliminar de un nuevo método de tratamiento de fracturas,» *N Am Vet*, vol. 18, pp. 37-38, 1937.
- [15] V. J, «Nuestra experiencia con el fijador externo de Hoffmann,» *Montpellier Chir*, vol. 14, p. 451-460, 1968.
- [16] I. GA, «Aplicación clínica del efecto tensión-estrés para alargar las extremidades,» *Clin Orthop*, vol. 250, pp. 8-26, 1990.
- [17] J. Hungria y M. Mercadante, «Fractura expuesta de la diáfisis tibial: tratamiento con osteosíntesis intramedular después de la estabilización provisional con fijador externo no transfijador,» *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 48, nº 6, pp. 482-490, 2013.
- [18] J. Hungria y M. Mercadante, «Osteosíntesis temporal de fracturas expuestas del eje tibial con un fijador externo que no transfija,» *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 43, nº 1-2, pp. 31-40, 2008.

- [19] A. Pavic, J. Kodvanj, S. Sabalic, F. Cukelj y B. Bakota, «El novedoso método de fractura por fijación externa con mecanismo de bloqueo circular en comparación con la aplicación de un fijador externo axial dinámico en el modelo tibial experimental garantiza una mejor estabilidad en la flexión y un rendimiento fav,» *Injury*, vol. 44, pp. S52-S55, 2013.
- [20] D. Pallin, *La medicina de emergencia de Rosen: conceptos y práctica clínica*, Filadelfia: ELSEVIER, 2018.
- [21] M. Swartz, *Tratado de semiología*, España: ELSEVIER, 2015.
- [22] H. Taki, A. Memarzadeh, A. Trompeter y P. Hull, «Fracturas cerradas del eje tibial en adultos,» *Ortopedia y Trauma*, vol. 31, n° 2, pp. 116-124, 2017.
- [23] F. Azar, J. Beaty y T. Canale, *Ortopedia Operativa de Campbell*, Canada: ELSEVIER, 2017.
- [24] D. S. Trauma, «DePuy Synthes,» 2 Octubre 2017. [En línea]. Available: <https://www.depuyshnthes.com/ifu>. [Último acceso: 10 Julio 2019].
- [25] B. Browner, J. Jupiter, C. Krettek y P. Anderson, *Trauma esquelético: ciencia básica, manejo y reconstrucción*, Canada: ELSEVIER, 2015.
- [26] C. TOWNSEND, D. BEAUCHAMP, M. EVERS y K. MATTOX, Sabiston. *Tratado de cirugía*, Barcelona: ELSEVIER, 2018.
- [27] C. Logan, A. Hess y J. Kwon, «Damage control orthopaedics: Variability of construct design for external fixation of the lower extremity and implications on cost,» *Injury*, vol. 46, n° 8, pp. 1533-1538, 2015.
- [28] W. Rudge, K. Newman y A. Trompeter, «Fracturas del eje tibial en adultos,» *Ortopedia y Trauma*, vol. 28, n° 4, pp. 243-255, 2014.

- [29] X. Zhao, J. Li, Y. Chen, C. Tao y R. Ji, «Investigación del proceso de transferencia de carga entre fijador externo y modelo óseo mediante métodos experimentales y de elementos finitos.,» *Revista de biomateriales aplicados y materiales funcionales*, vol. 17, nº 1, pp. 1-11, 2019.
- [30] D. Lowenberg, M. Githens y C. Boone, «Principios del manejo de la fractura tibial con fijación externa circular,» *Clínicas Ortopédicas de América del Norte*, vol. 45, nº 2, pp. 191-206, 2014.
- [31] L. Roseiro, A. Neto, A. Amaro, R. Leal y M. Samarra, «Configuraciones de fijador externo en fracturas de tibia: optimización 1D y comparación de análisis 3D,» *Métodos y programas informáticos en biomedicina.*, vol. 2, nº 3, pp. 360 -370, 2014.

# **ANEXOS**