

# Tutor externo híbrido para reducción de fracturas en huesos de la pierna



DOI : 10.53358/ideas.v4i1.696

Leonardo Silva<sup>1</sup>, Luis Arellano<sup>1</sup>, Jesús Pérez<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Biomecánica, Universidad de Carabobo,  
Av. Universidad, Naguanagua, Estado Carabobo, Venezuela

<sup>2</sup> Hospital Universitario Dr. Ángel Larralde  
Av. Intercomunal de Bárbula, Naguanagua, Estado Carabobo, Venezuela

<sup>1</sup>leonardogsilva@gmail.com, <sup>1</sup>luisarellano14@gmail.com, <sup>2</sup>jesusperez1@hotmail.com

## RESUMEN

Se desarrolla una solución para un fijador externo híbrido para miembros inferiores tibia y peroné. Para tal fin se generan los modelos 3D de propuestas de solución, basadas en las características esperadas y en sus limitaciones. Para cada alternativa se evalúan los parámetros establecidos y se selecciona la mejor alternativa. Posteriormente, se selecciona un material basado en las normas hospitalarias y que cuente con disponibilidad en el mercado nacional. Se establecen las condiciones de contorno, considerando las restricciones y las cargas a las cuales se encontrará sometido el dispositivo en escenarios de operación. Se lleva a cabo un análisis de esfuerzos empleando un programa computacional basado en el método de elementos finitos. Los resultados obtenidos a partir del análisis reportan que cada uno de los elementos que conforman el tutor externo no presentan condición de falla para las condiciones impuestas.

**Palabras Clave:** Fijador externo, Híbrido, Tibia y Peroné.



## Introducción

Los huesos de la pierna (tibia y peroné) se fracturan con mucha frecuencia [1]. Esto se debe a su localización y características anatómicas[1], [2]. Generalmente, dichas fracturas son el resultado de un traumatismo de alta energía [3], debido a lesiones deportivas, impactos asociados con accidentes de tránsito [1], [4], caídas de medianas y grandes alturas, así como lesiones de guerra y agresiones personales [5]. Se estima que las fracturas de las diáfisis de tibia y peroné representan el 4% de todas las fracturas del esqueleto mientras que otros autores reportan un 59,6% de su prevalencia [2]. Las fracturas de tibia representan entre el 10 y 15% de todas las fracturas pediátricas [6]. Por su parte, la estadística general de ingresos por fracturas, en un hospital público en Venezuela, reporta un 34% de casos atendidos por fracturas de tibia[7]. En la mayoría de los casos los tejidos blandos son afectados significativamente [3].

Tradicionalmente, las fracturas estables y poco desplazadas en la tibia se han tratado con férulas de yeso [1]. Por su parte, en las fracturas abiertas, en las cuales el impacto ha perforado la piel [8], se han empleado dispositivos de osteosíntesis de fijación interna tales como, clavo intramedular, placas y tornillos; fijación externa o una combinación de estas técnicas. La fijación externa representa una opción segura y efectiva donde la fijación interna es imposible o desaconsejable [3]. Específicamente en fracturas abiertas de los huesos de la pierna los fijadores externos son ampliamente recomendados, ya que generan un menor índice de infección ósea, debido a la ausencia de material interno [1], [5], [9]. Adicionalmente, permite al cirujano realizar correcciones en múltiples planos [9]. La fijación externa también puede representar una solución provisional para el cuidado de la herida, mientras se pueda llevar a cabo la osteosíntesis interna [5], [10], [11], disminuyendo los riesgos de inmovilización prolongada, como rigidez articular, úlceras de tejidos blandos eventos tromboembólicos[12] y finalmente la pseudoartrosis de la fractura que se convierte en una afección crónica en términos de dolor y discapacidad funcional y psicosocial [13]. Además del tratamiento de las fracturas, se utilizan en la ortopedia reconstructiva, así como en la reparación de la pseudoartrosis, la artrodesis y el tratamiento de la osteomielitis en las poblaciones pediátrica y adulta [14].

La fijación externa se lleva a cabo colocando alambres transóseos que se aseguran a una estructura externa [14]. Dichos alambres pasan, a modo de puente, por encima de la fractura [5]. Los fijadores externos generalmente cuentan con diversas combinaciones de compresión controlada y distracción a los segmentos óseos adheridos [14]. De manera particular, los fijadores externos híbridos están conformados por un aro y barras laterales aprovechando la ventaja del fijador circular, que ofrece un mejor reparto de cargas, mientras que el peso del paciente genera un estímulo axial sobre el hueso gracias al montaje rodea a la extremidad [15].

Debido a la amplia utilización de los fijadores externos en los tratamientos de fracturas en huesos de la pierna, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (CEBIOMECA\_UC) propone el diseño mecánico de un tutor (fijador) externo híbrido de fabricación nacional, con la intención de que el dispositivo sea evaluado para su utilización en pacientes que lo requieran en centros asistenciales públicos.

## Metodología

### Consideraciones de diseño

Se inicia el proceso de diseño examinando las características esperadas del fijador externo híbrido. Se estima que el dispositivo armado debe suministrar máxima estabilidad con poco peso (sin superar los 3 kg), lo que se traduce en comodidad para el paciente y personal médico. Así mismo, para su construcción se deben emplear materiales que cumplan con las normas sanitarias de instrumentos y servicios para centros médicos y que tengan disponibilidad en el mercado nacional. Por otra parte, el dispositivo debe poseer un diseño ergonómico que facilite el montaje, alineación y ajuste de los componentes por parte del especialista. Desde el punto de vista funcional deberá proporcionar estabilidad a la lesión y poseer un amplio rango de ajuste para la distracción.

### Fase 2: Diseño del rehabilitador

Basados en los criterios establecidos, se proponen alternativas de solución para el fijador externo empleando un software de modelado 3D. En la Fig. 1 se muestran los modelos propuestos.

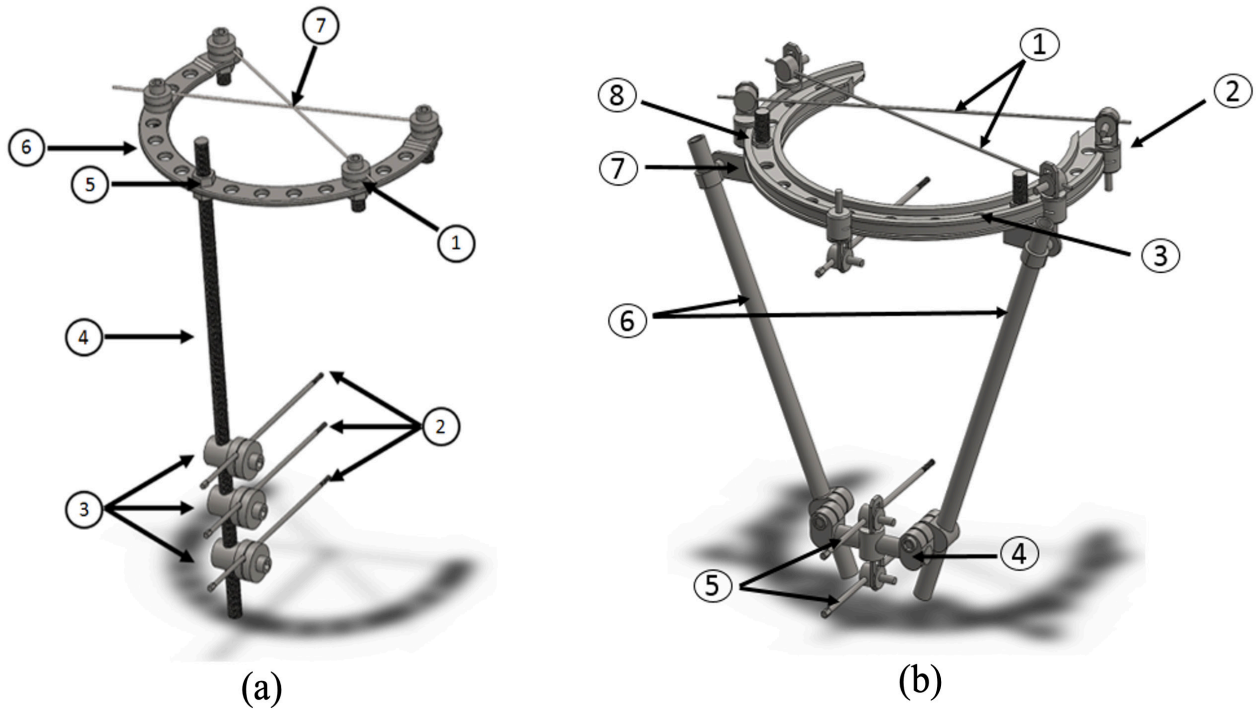


Fig. 1. Propuestas de solución para el fijador externo híbrido para huesos de la pierna. (a) Alternativa de solución Nro. 1, (b) Alternativa de solución Nro. 2.

Se analizaron cada una de las alternativas según los criterios y restricciones que se plantean para llevar a cabo el diseño, considerando las ventajas y desventajas que puedan presentar. Según lo anterior, la opción que mejor se adecua a las especificaciones para el diseño, es el modelo correspondiente a la primera alternativa. Dicha propuesta, garantiza la versatilidad en cuanto a la implementación por parte del especialista como en el uso por parte del paciente, permitiendo estabilidad y seguridad. Una característica fundamental en el diseño es que esta opción posee menor cantidad de piezas, lo cual ofrece al médico tratante una instalación mucho más sencilla, rápida y eficaz, así como mayor comodidad al paciente, pues esto representa menos peso a soportar. Otra ventaja del dispositivo es que permite ser ajustable en todas sus piezas exceptuando en el anillo, en donde se considera la capacidad de transportación ósea, como la adaptación en diversas lesiones y condiciones que posea el paciente incluyendo la capacidad de realizar distracción ósea. En la Tabla 1 se presenta la lista de componentes de la solución.

Por otra parte, en la Tabla 2 se indican las propiedades del material seleccionado, basado en las normativas sanitarias para el uso de dispositivos e implementos quirúrgicos. Según la norma hospitalaria se escoge al Acero AISI 304 [16].



Tabla 1. Lista de piezas de la solución propuesta.

Nº de Elemento	Descripción	Cantidad
1	Torreta de fijación	1
2	Clavos de Shanz	1
3	Módulo de fijación	3
4	Barra roscada estabilizadora	4
5	Tuerca hexagonal	6
6	Anillo 5/8 de circunferencia	3
7	Alambres de Kirschner	2
8	Banda de Freno	1
9	Disco de Freno	1
10	Tope ángulo de frenado	1
11	Anclaje de tope frenado	1
12	Banda para ajuste cuádriceps	2
13	Asiento con espaldar	1
14	Motor/Piñón	1

Tabla 2. Propiedades mecánicas del Acero inoxidable 304 [4]

Propiedad	Valor	Unidad
Esfuerzo de fluencia	215	MPa
Esfuerzo máximo	505	MPa
Elongación	70% en 50 mm	---
Módulo de elasticidad	193	GPa
Coefficiente de Poisson	0,29	---
Dureza	123	HBN

### Fase 3: Consideraciones para la simulación

Para la simulación del fijador híbrido se fijan condiciones de trabajo, a las cuales estará sometido el dispositivo. Se estima que el peso del paciente soportado en la zona tibial distal representa el 55% del peso total, del paciente en posición monopodal [17], ejerciendo éste una fuerza máxima de 539,55 N. El estudio se basa en las condiciones críticas para las piezas, por tanto; dichas condiciones para los módulos de fijación están asociadas al dispositivo en posición proximal y para las torretas de fijación como el anillo en una posición distal. La carga es aplicada directamente al hueso, a su vez transmitida a los clavos y alambres de transfixión hasta los módulos, las torretas de fijación y el anillo. Con estas condiciones de carga se lleva a cabo el análisis de esfuerzos y desplazamientos en el sistema.



## Resultados

Para la simulación del anillo se establecen las siguientes condiciones:

- Debido que el anillo se considera simétrico en todas sus partes se evalúa una sección equivalente.
- Las restricciones se establecen bajo la sujeción del anillo con la barra estabilizadora y la unión existente por tornillo y rosca entre el anillo de 5/8" con su complemento de 3/8" de circunferencia.
- El área de aplicación de la fuerza es de aproximadamente 3 cm<sup>2</sup>, lo que corresponde al área de la sección de la tibia en la cual se colocan los alambres transfixiantes.

En la figura 2 se muestran las condiciones de carga a las cuales es sometido el anillo, aplicada en una sección del alambre de Kirschner, donde  $F_{25\%}$  representa la carga aplicada a cada torreta de fijación, RA1 las restricciones generadas por la barra de fijación y RA2 restricciones generadas por unión de complemento. Por otra parte, en la figura 3 se pueden observar los esfuerzos generados en el elemento de fijación, se destaca el esfuerzo máximo localizado lógicamente cerca del agujero; sin embargo este valor obtenido es inferior a límite elástico del AISI 304. En la tabla 3 se muestra un resumen de los resultados obtenidos en el análisis del anillo.

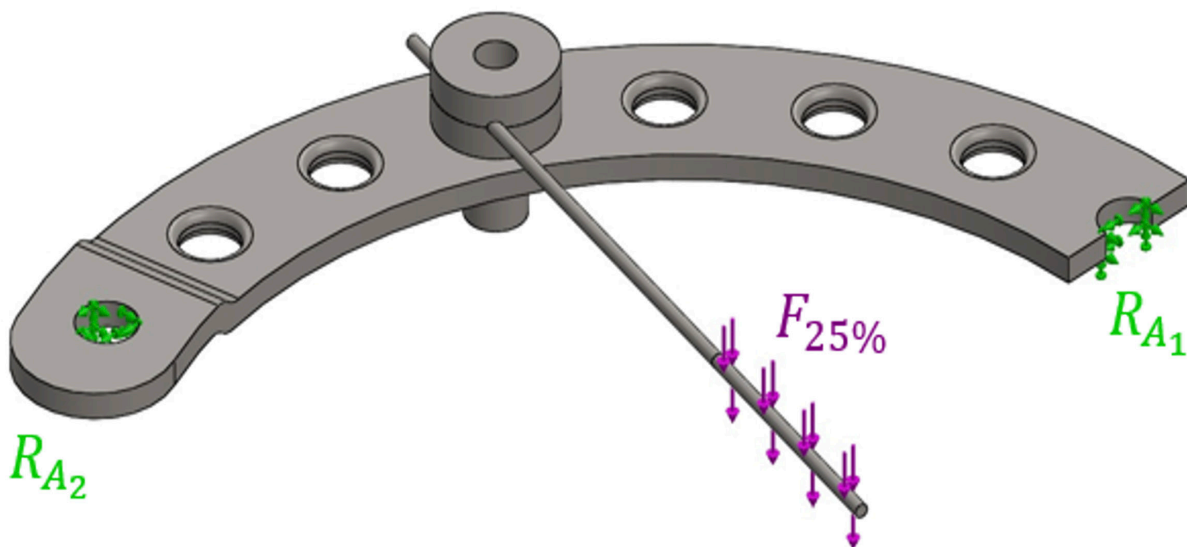


Fig. 2. Condiciones de contorno para el anillo



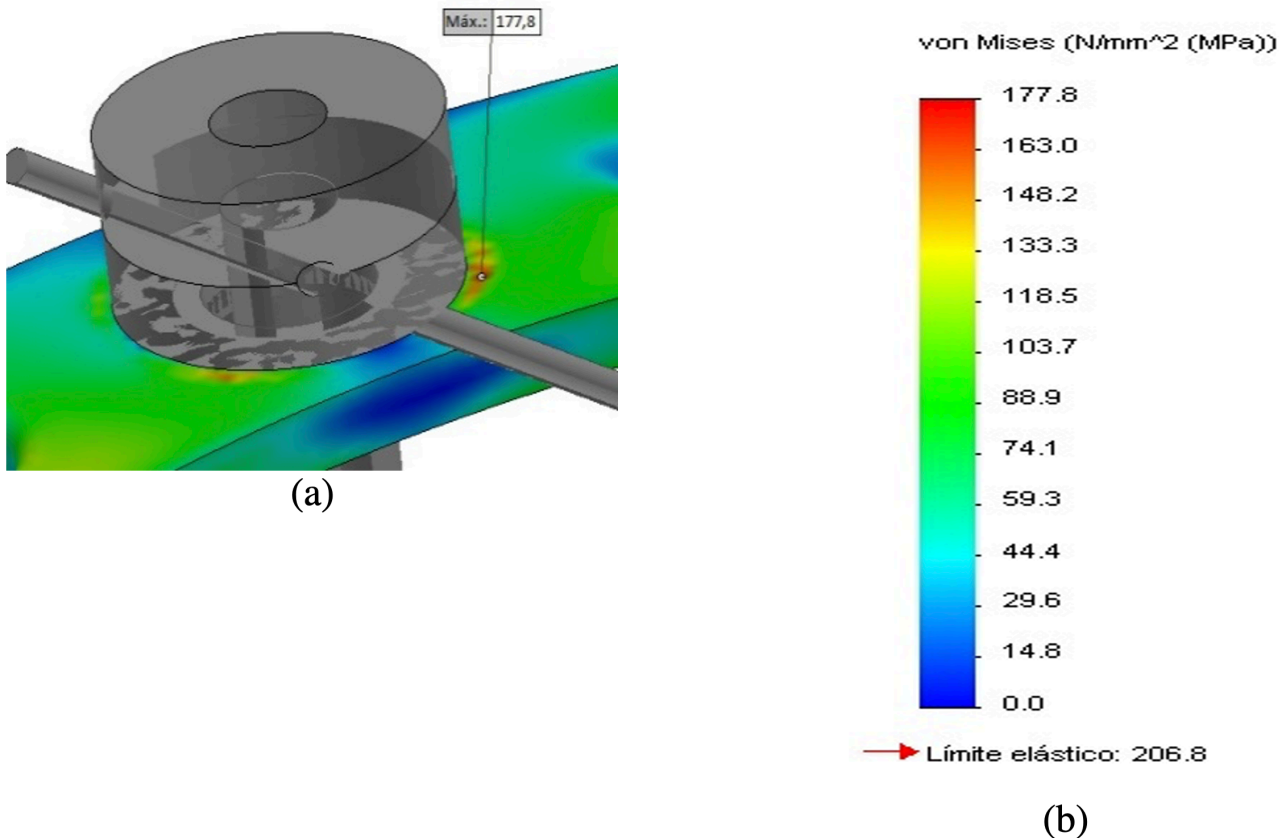


Fig. 3. Esfuerzos (MPa) generados en el Anillo, (a) Detalle de la zona más esforzada, (b) Esfuerzo de Von Mises.

Tabla 3. Resultados obtenidos de la simulación aplicada al anillo

Peso de la estructura (N)	Carga simulada	Número de elementos	Esfuerzo máximo	%Error
1,325	135	60344	177,8	4,72

Para simular de los módulos de fijación se restringe, mediante una relación de posición entre el cuerpo del módulo y la arandela de fijación, recreando las reacciones generadas entre ellas mediante la sujeción del prisionero, como también las reacciones existentes entre el cuerpo del módulo y la barra estabilizadora.

En la figura 4 se muestran las condiciones de carga sobre el módulo de fijación, aplicada en el extremo del clavo Schanz, donde F33% representa la carga aplicada y RM las restricciones generadas. En la figura 5 se presentan los esfuerzos generados en el elemento de fijación, en donde se aprecia el esfuerzo máximo localizado alrededor del agujero y con una magnitud de 73,3 MPa, que al igual que en el anillo es inferior al límite elástico del material. En la tabla 4 se presenta un resumen de los valores obtenidos en el estudio realizado.

El área de la aplicación de la carga es de 2 cm<sup>2</sup>, debido a que es la profundidad usual en la que el clavo Schanz penetra y entra en contacto con el hueso.

La carga aplicada para los módulos de fijación es equitativa, por tanto, los esfuerzos estarán en función a una carga máxima de 180 N, lo que representa el 33% de la carga total. En la tabla 4 se muestra un resumen de los resultados obtenidos en el análisis del módulo de fijación.

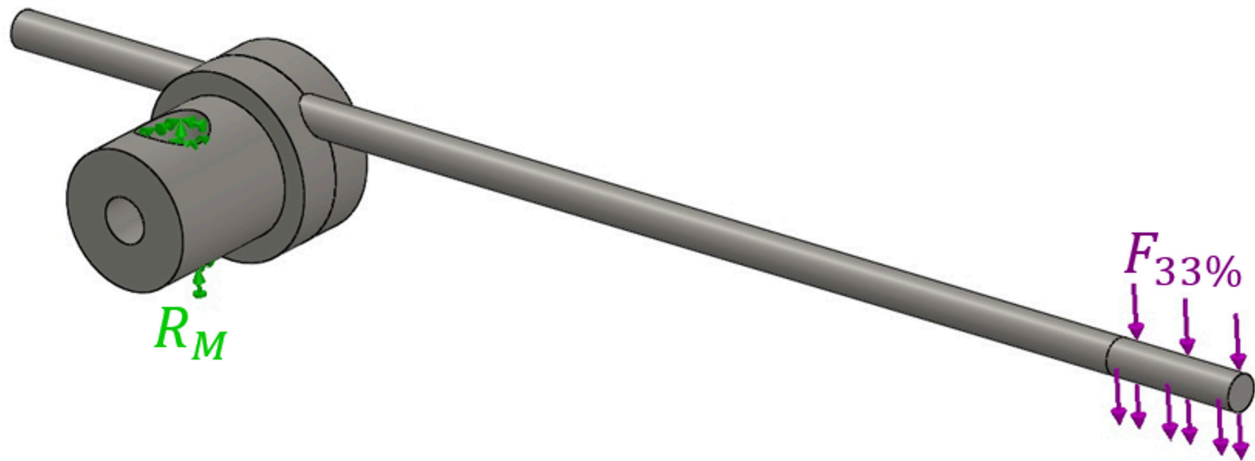
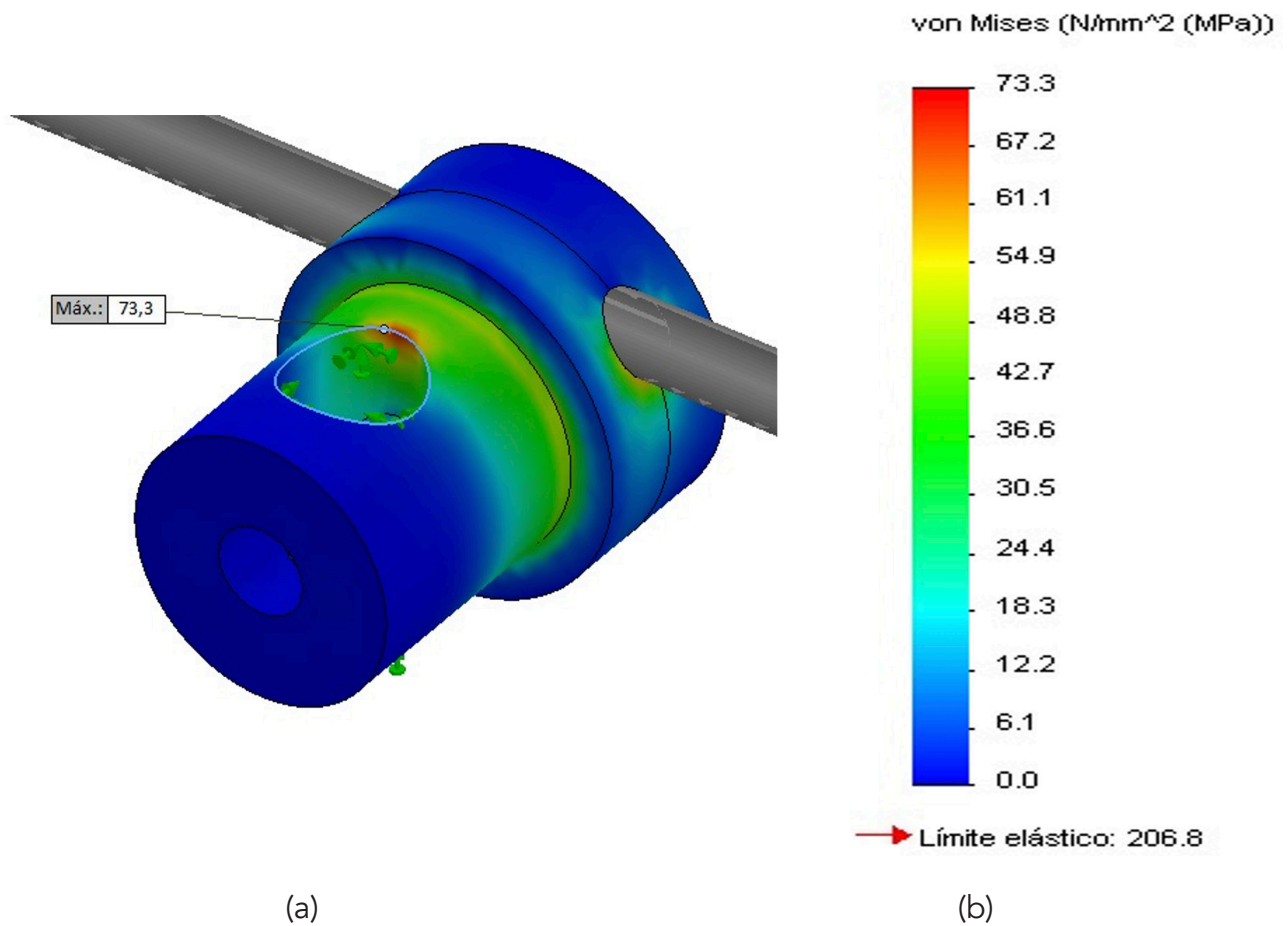


Fig. 4. Condiciones de contorno para el módulo de fijación.



(a)

(b)

Fig. 5. Esfuerzos (MPa) generados en el módulo de fijación, (a) Detalle de la zona más esforzada, (b) Esfuerzo de Von Mises.

Tabla 4. Resultados obtenidos de la simulación del módulo de fijación.

Peso de la estructura (N)	Carga simulada	Número de elementos	Esfuerzo máximo	%Error
0,72	180	60342	73,3	4,08



En las torretas de fijación, el procedimiento en la simulación es similar al del módulo puesto que éstos presentan el mismo funcionamiento. En la figura 6 se muestran los resultados de las condiciones aplicadas a la torreta. La fuerza empleada para simular los esfuerzos en cada una de las torretas es del 25% de la fuerza máxima, partiendo de la condición de que la carga es soportada equitativamente entre las cuatro torretas, lo que representa 135 N. En la figura 7 se indican los resultados del campo de esfuerzos generados en las torretas de fijación, ubicándose el valor máximo cerca de los agujeros laterales. Finalmente, en la tabla 5 se muestra un resumen de los resultados obtenidos en el análisis de las torretas de fijación.



Fig. 6. Condiciones de contorno para las torretas de fijación.

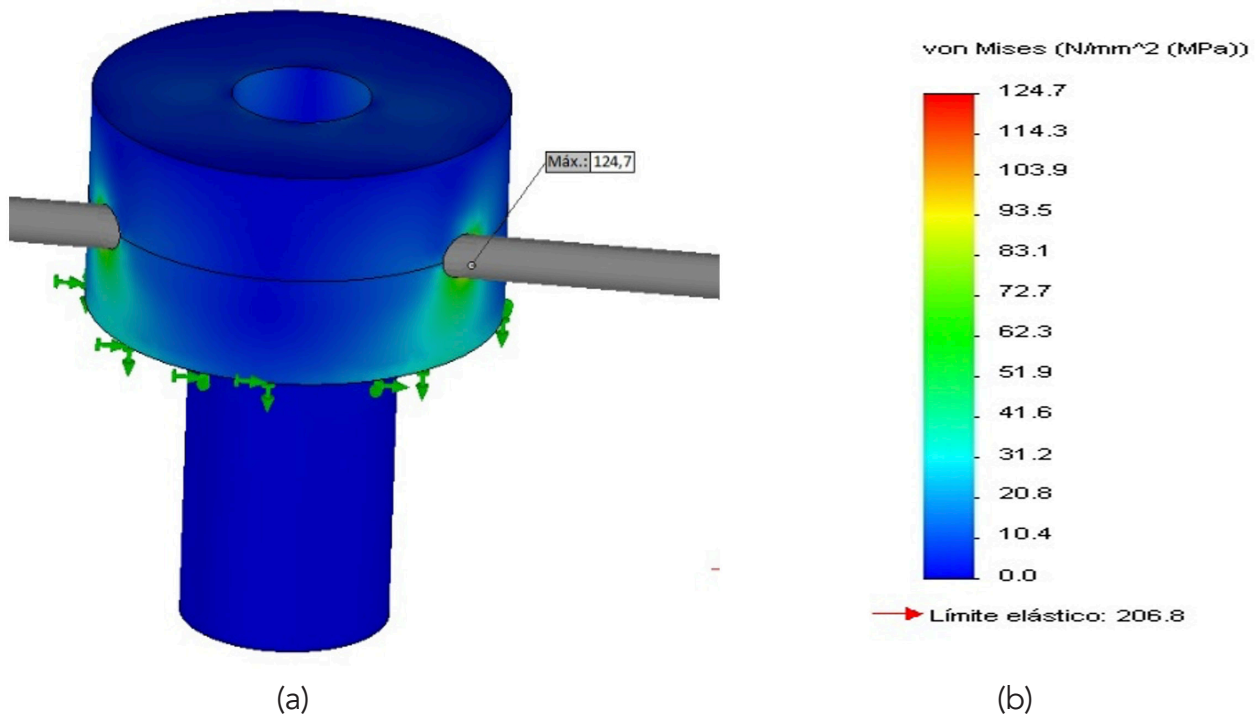


Fig. 6. Esfuerzos (MPa) generados en las torretas, (a) Detalle de la zona más esforzada, (b) Esfuerzo de Von Mises.

Tabla 5. Resultados obtenidos de la simulación del módulo de fijación.

Peso de la estructura (N)	Carga simulada	Número de elementos	Esfuerzo máximo	%Error
0,266	135	55874	124,7	2,56



## Conclusiones y trabajos futuros

Se ha obtenido el diseño de un modelo menor a 3 kg como se había requerido, ergonómico y capaz, cumpliendo con las normativas sanitarias hospitalarias, garantizando su funcionalidad y efectividad del mismo.

La simulación realizada al modelo propuesto se desarrolló empleando un programa basado en el método de elementos finitos. Se muestra el comportamiento, de los elementos que conforman el dispositivo, ante las cargas impuestas; comprobando en todos los casos que los esfuerzos máximos son inferiores al límite elástico del material seleccionado para la fabricación.

Según las condiciones crítica planteadas en el dispositivo, el factor de seguridad total es de 1,2; siendo este el mínimo entre los elementos evaluados.

Se pretende continuar con las fases posteriores, basadas en la construcción y las pruebas respectivas del dispositivo.

## Referencias

- [1] L. Galois, R. Belleville, and D. Mainard, "Técnicas de osteosíntesis de las fracturas diafisarias de la pierna del adulto," *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología*, vol. 7, no. 2, pp. 1–14, 2015, doi: [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(15\)71272-7](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(15)71272-7).
- [2] S. Carlucci et al., "Rotura de la sindesmosis asociada a fracturas diafisarias de tibia de alta energía: serie de casos de una lesión habitualmente inadvertida," *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.recot.2021.05.008>.
- [3] Y. Liu et al., "Management of high-energy tibial shaft fractures using the hexapod circular external fixator," *BMC Surgery*, vol. 21, no. 95, pp. 1–9, 2021, doi: [10.1186/s12893-021-01106-5](https://doi.org/10.1186/s12893-021-01106-5).
- [4] M. A. Meselhy, M. S. Singer, A. M. Halawa, G. A. Hosny, A. H. Adawy, and O. M. Essawy, "Gradual fibular transfer by ilizarov external fixator in post-traumatic and post-infection large tibial bone defects," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 138, no. 5, pp. 653–660, 2018, doi: [10.1007/s00402-018-2895-z](https://doi.org/10.1007/s00402-018-2895-z).
- [5] A. Bertani, L. Mathieu, F. Rongieras, and F. Chauvin, "Fracturas de la pierna en adultos," *EMC - Aparato Locomotor*, vol. 9, no. 3, pp. 1–20, Sep. 2016.
- [6] N. K. Patel, J. Horstman, V. Kuester, S. Sambandam, and V. Mounasamy, "Pediatric Tibial Shaft Fractures," *Indian J Orthop*, vol. 52, no. 5, pp. 522–528, 2018, doi: [10.4103/ortho.IJOrtho\\_486\\_17](https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho_486_17).
- [7] H. M. Silva-Villegas, "Incidencia de fracturas abiertas de tibia en pacientes de 20 a 35 años del Hospital Dr. José María Vargas en el período 2015 – 2018," *másVITA, Revista de Ciencias de la Salud*, vol. 1, no. 3, pp. 1–7, Dec. 2019.

- [8] B. Novoa-Sierra, V. Estrems-Díaz, X. Bertó-Martí, S. Fuentes-Real, and L. Hernández-Ferrando, "Fracturas metafisarias de tibia distal: análisis comparativo de los resultados obtenidos mediante placa bloqueada y clavo intramedular," *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, pp. 1–8, 2022, doi: 10.1016/j.recot.2022.03.006.
- [9] C. Salcedo Cánovas, "Alargamiento óseo tibial mediante fijación externa. Estudio comparativo entre la técnica tradicional y la asistida por clavo intramedular," *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, vol. 62, no. 1, pp. 8–18, 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.recot.2017.10.003>.
- [10] A. H. Abdul Wahab, N. B. Wui, M. R. Abdul Kadir, and M. H. Ramlee, "Biomechanical evaluation of three different configurations of external fixators for treating distal third tibia fracture: Finite element analysis in axial, bending and torsion load," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 127, p. 104062, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2020.104062>.
- [11] M. P. Swords and B. Weatherford, "High-Energy Pilon Fractures: Role of External Fixation in Acute and Definitive Treatment. What are the Indications and Technique for Primary Ankle Arthrodesis?" *Foot and ankle clinics*, vol. 25, no. 4, pp. 523–536, 2020.
- [12] A. Alhammoud, B. Maaz, G. A. Alhaneedi, and M. Alnouri, "External fixation for primary and definitive management of open long bone fractures: the Syrian war experience," *International Orthopaedics*, vol. 43, no. 12, pp. 2661–2670, 2019, doi: 10.1007/s00264-019-04314-0.
- [13] R. Tian et al., "Prevalence and influencing factors of nonunion in patients with tibial fracture: systematic review and meta-analysis," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 15, no. 377, pp. 1–16, 2020.
- [14] K. K. Kani, J. A. Porrino, and F. S. Chew, "External fixators: looking beyond the hardware maze," *Skeletal Radiol*, vol. 49, no. 3, pp. 359–374, 2020.
- [15] J. Martínez Ros, C. Salcedo Cánovas, and J. Molina González, "Tratamiento de las fracturas articulares de la tibia mediante fijación externa," Mar. 2019.
- [16] H. E. Boyer and T. L. Gall, "304 Stainless Steel." <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=abc4415b0f8b490387e3c922237098da&ckck=1> (accessed Jun. 11, 2020).
- [17] D. Ojeda, *Biomecánica del miembro inferior*. Valencia-Venezuela: Universidad de Carabobo, 2015.

# Textile Industries Engineering

