

# Clavo endomedular femoral para pacientes pediátricos con osteogénesis imperfecta

<http://doi.org/10.53358/ideas.v4i2.871>

Rainier Delgado<sup>1</sup>, Samuel Gomes<sup>1</sup>, Jesús Pérez<sup>2</sup>, Lucia Martino<sup>1</sup>

1 Centro de Biomecánica, Universidad de Carabobo,

Av. Universidad, Naguanagua, Estado Carabobo, Venezuela

2 Hospital Universitario Dr. Ángel Larralde

Av. Intercomunal de Bárbula, Naguanagua, Estado Carabobo, Venezuela

*raynier.delgado@gmail.com, samuelgomesj@gmail.com, jesusperez1@hotmail.com, lmartino@uc.edu.ve*

Fecha de envío, marzo 25, 2023 - Fecha de aceptación, abril 18, 2023 - Fecha de publicación, Abril 21, 2023

## RESUMEN

La osteogénesis imperfecta es una patología hereditaria que causa huesos frágiles con malformaciones. Uno de los tratamientos electivos se basa en una osteotomía, la cual se apoya de la colocación de un clavo quirúrgico que guíe el crecimiento del hueso. El modelo Fassier-Duval es un clavo telescópico usado en las osteotomías, en tratamiento a la osteogénesis imperfecta, en el fémur, tibia y húmero. Este proporciona la capacidad de guiar al hueso en su proceso de crecimiento; sin embargo, no impide el grado de libertad de rotación, lo que ocasiona que los pacientes en su desarrollo presenten movimientos giratorios en los miembros inferiores, arrojando la necesidad de nuevas intervenciones quirúrgicas para la corrección de esta malformación. Dado lo anterior, se presenta el diseño y construcción de un clavo endomedular femoral para pacientes pediátricos de edades comprendidas entre 8 a 12 años con osteogénesis imperfecta, la cual se presenta como solución a la rotación post quirúrgica; permitiendo el desarrollo del hueso de manera alineada. Para tal fin se desarrollaron diseños empleando herramientas computacionales para el modelado 3D y análisis de esfuerzos y desplazamientos. Se construyó un prototipo que permite la verificación oportuna de la solución encontrada, considerando fabricación de la solución tomando en cuenta las oportunidades de mejora encontradas en el prototipo.

**Palabras Clave:** Clavo, Endomedular femoral, Osteogénesis imperfecta.

**Abstract.** Osteogenesis imperfecta is a hereditary pathology that causes fragile bones with malformations. One of the elective treatments is based on an osteotomy, which relies on the placement of a surgical nail to guide bone growth. The Fassier-Duval model is a telescopic nail used in osteotomies, in the treatment of osteogenesis imperfecta, in the femur, tibia, and humerus. This provides the ability to guide the bone in its growth process; however, it does not prevent the degree of freedom of rotation, which causes patients in their development to present rotational movements in the lower limbs, resulting in the need for new surgical interventions for the correction of this malformation. Given the above, we present the design and construction of a femoral endomedullary nail for pediatric patients aged 8 to 12 years with osteogenesis imperfecta, which is presented as a solution to the post-surgical rotation; allowing the development of the bone in an aligned manner. For this purpose, designs were developed using computational tools for 3D modeling and stress and displacement analysis. A prototype was built to allow the timely verification of the solution found, considering the solution's fabrication, and considering the improvement opportunities found in the prototype.

**Keywords:** Endomedullary nail, Femoral, Osteogenesis imperfecta.

## Introducción

La osteogénesis imperfecta (OI) es una enfermedad de carácter hereditario asociada a trastornos esqueléticos [1]. Es una displasia esquelética poco frecuente, de la cual se reporta como incidencia 1 de cada 15 000 a 20 000 nacidos vivos. Los pacientes con OI pueden presentar fragilidad ósea, deformidades esqueléticas, baja estatura y huesos extremadamente frágiles, anomalías en la estructura dental y baja estatura [1]–[3]. En la mayoría de los casos se caracteriza por una alteración en la formación de colágeno, lo que le confiere una mayor fragilidad ósea y riesgo de fracturas [4]. Las deformidades óseas, en la extremidad superior, se presentan comúnmente en el fémur; mientras que en la tibia la deformación es del tipo antecurvatum y valgo. En la extremidad superior el húmero se deforma lateralmente y el antebrazo “se encuentra con mínima pronación y presenta luxación de la cabeza del radio por acortamiento del cúbito”. En lo que se refiere a la columna, entre el 80 y 90% de los “pacientes con OI severa presentan escoliosis, con severas y progresivas curvas de difícil manejo, debido a las fracturas, osteoporosis e hiperlaxitud” [5]. El manejo para la OI y los síntomas relacionados puede incluir fisioterapia, soportes ortopédicos, procedimientos quirúrgicos, medicamentos y tratamientos para enfermedades relacionadas (Ministerio de Salud Pública Ecuador, 2014).

El procedimiento está dirigido a maximizar la función, reducir los eventos de fracturas, evitar la deformidad y optimizar la adaptación del niño a las actividades diarias. Para ello, se requiere un apoyo integral e interdisciplinario. En general, las formas leves solo requieren tratamiento de fractura, mientras que las formas más graves requieren tratamiento médico y quirúrgico continuo para corregir la deformidad resultante. El tratamiento médico incluye medicamentos, apoyo ortopédico y rehabilitación [5]. Los objetivos fundamentales en cuanto al manejo de los pacientes afectados con esta enfermedad son: el incremento de la cantidad y mejoría de la calidad del hueso formado, la prevención de la aparición de deformidades óseas y el tratamiento de las fracturas. Las deformidades pueden ser prevenidas o tratadas mediante el uso de ortesis e intervenciones quirúrgicas [7]. En el aspecto quirúrgico se recomienda utilizar el enclavado intramedular con osteotomía para corregir el arqueamiento severo

de los huesos largos. Así mismo, se recomienda el enclavado intramedular a niños que repetidamente se fracturan huesos largos [6]

Para manejar quirúrgicamente las deformidades óseas tradicionalmente se han utilizado osteotomías correctoras y el enclavado centromedular. En estos casos la cirugía tiene como propósito corregir y prevenir la formación de deformidades óseas, disminuir la frecuencia de las fracturas, restaurar el eje óseo y mejorar la función del paciente [8]. En este sentido, un procedimiento quirúrgico común para pacientes con OI es la utilización de clavos en huesos largos. Este tipo de clavos están conformados por barras de metal, algunas barras se alargan a medida que las piernas crecen; también pueden salirse del hueso [9]. Los clavos telescópicos están diseñados para alargarlos durante el crecimiento del paciente y por lo tanto aplazar la necesidad de reemplazarlo. Entre los clavos telescópicos más importantes se distingue el Bailey-Dubow basado en una barra telescópica. Este dispositivo ha sufrido variaciones a lo largo del tiempo. Se continúan diseñando con los mismos principios: "alinearse toda una extremidad para incluir la posición rotacional, estabilizar todo el hueso, minimizar la necesidad de inmovilización postoperatoria, acomodar el crecimiento y minimizar la tasa de revisión" [10]. Por otra parte, el clavo Fassier-Duval es un implante de uso extendido, lo cual implica una sustitución del clavo menos repetida. Las causas de reemplazo del clavo se deben además a la aparición de nuevas fracturas del miembro óseo, falla del implante, complicaciones severas o cuando el paciente alcance la madurez ósea [11]

Este clavo consta de dos partes (macho y hembra) que deslizan uno sobre otro en armonía al crecimiento del hueso al que son aplicados. Al ser de sección circular, no se puede evitar la tendencia a rotar uno sobre el otro a medida que el hueso se alargue según el proceso de crecimiento del paciente, evidenciándose una rotación generalmente externa de los miembros inferiores producto de la rotación del foco de la osteotomía y de la consiguiente deformidad rotacional del hueso. Lo anterior conlleva a la necesidad de realizar nuevas intervenciones quirúrgicas, que para personas con esta condición congénita pueden llegar a ser invasivas, dolorosas y traumáticas. Dado lo anterior, se propone la innovación de un clavo endomedular que proporcione un crecimiento óseo alineado, brinda al paciente la prevención y el control de fracturas y deformidades; minimizando la necesidad de nuevas intervenciones quirúrgicas tomando en consideración los casos en donde se han usado la solución Fassier-Duval.

## **Metodología**

El proceso para la obtención de la solución se llevó a cabo en cuatro fases: Investigación, Diseño, Validación Numérica y Construcción.

Se emplearon características elementales de sistemas existentes, con un enfoque a la interacción que deberá tener el nuevo diseño; considerando la necesidad de guiar y mantener un crecimiento alineado del fémur garantizando la restricción del grado de libertad de rotación existente en el sistema actual, brindando a su vez al paciente, la prevención y el control de sus síntomas (fracturas y deformaciones).

### **Fase 1: Investigación**

Empleando diferentes medios de información, en el proceso de investigación se determinan los aspectos asociados con la osteogénesis imperfecta. Asimismo, conocer sobre la anatomía del hueso a tratar "fémur", sus partes, caracterización o grado de

deformidad de este, debido a la enfermedad y sus dimensiones antropométricas con respecto al rango de edades estipuladas en la investigación, y que servirán como base para definir las dimensiones del clavo a diseñar. Es de suma importancia conocer y observar la realización de una osteotomía correctiva (Sofield y Millar) para pacientes con OI, pues permite comprender el procedimiento empleado para la reconstrucción del hueso, y la posterior colocación de clavos endomedulares, específicamente del Fassier-Duval, por ser el más actual y aplicado, estableciendo todas las variables involucradas en la ejecución de la misma, los posibles errores de instalación y sus consecuencias, así como las deficiencias de diseño o aspectos de mejora del sistema actual y las complicaciones que estos conllevan durante el tratamiento y recuperación de los pacientes.

## **Fase 2: Diseño**

En el proceso de diseño del clavo endomedular se han considerado las siguientes especificaciones:

Mayor capacidad de fijación al hueso: el sistema debe poseer los mecanismos de anclaje óptimos para garantizar un buen agarre en el fémur, evitando posibles migraciones. Además, debe permitir el bloqueo tanto proximal como distal, así como poseer roscas pronunciadas tirafondo para su anclaje en tejido esponjoso.

Debe ser lo más seguro y estable posible: para que el diseño brinde la resistencia que los huesos de los niños con OI no poseen, a los esfuerzos que pudieran aparecer durante la instalación y uso postoperatorio al momento de darse la bipedestación.

Debe contar con el tamaño apropiado: para garantizar compatibilidad entre la geometría del diseño con las características morfológicas y longitudinales del fémur del paciente, durante la instalación y uso postoperatorio. En este sentido, el máximo diámetro del clavo a diseñar no debe sobrepasar de 8 mm, con una longitud mínima de 200 mm y un alargamiento mínimo de 100 mm.

Mayor facilidad de elongación: el diseño debe garantizar que el crecimiento natural o forzado (por medio de fijadores externos) del hueso se lleve a cabo con éxito y de manera alineada. Ajustable a las características morfológicas y longitudinales de pacientes entre 8 y 12 años.

Mayor facilidad de construcción: el proceso de construcción no debe ser muy complejo, con el fin de minimizar costos de mano de obra y equipos de fabricación, teniendo la posibilidad de poder fabricarse en masa a través de centros de mecanizados. De igual forma los elementos a seleccionar por catálogo, como los tornillos de bloqueos distal y proximal, deberán ser de tamaño comercial de fácil obtención en las casas médicas del país.

Mayor facilidad de instalación: el diseño debe poseer un fácil ensamblaje entre sus componentes, adaptarse al procedimiento quirúrgico de la osteotomía de SofieldMillar, y garantizar que los pasos para su instalación en el fémur se definan claramente.

Con base en los criterios mencionados, se presenta la solución propuesta para el clavo endomedular femoral utilizando un software de Diseño Asistido por Computadora (ver Fig. 1). Por otra parte, en la Tabla 1 se listan los elementos que conforman la solución propuesta.

Se plantea un sistema que se fija óptimamente en el hueso y elimina el grado de libertad de rotación existente entre macho y camisa, y de todo el sistema respecto al hueso, gracias al sistema de riel y los tornillos de bloqueo proximal y distal. La particularidad de este diseño es que el sistema puede configurarse a una determinada longitud inicial por medio de la colocación de un tope entre macho y camisa, dependiendo de la longitud del fémur del paciente sin que esto implique algún desperdicio de material. Adicional a esto, su diseño permite al macho y a la camisa, permanecer unidos tanto para la instalación como para la remoción futura de la prótesis. La camisa (1) constituye el sistema de referencia fijo, el macho (4) se introduce dentro de la camisa gracias al sistema riel definido por el riel (2) ubicado en la camisa y el pin (3) ajustado en la parte proximal del macho. Se define entonces la longitud inicial del sistema por medio del prisionero de definición de talla (7) a ubicar en uno de los cinco agujeros roscados de la camisa dependiendo de la talla preferida.

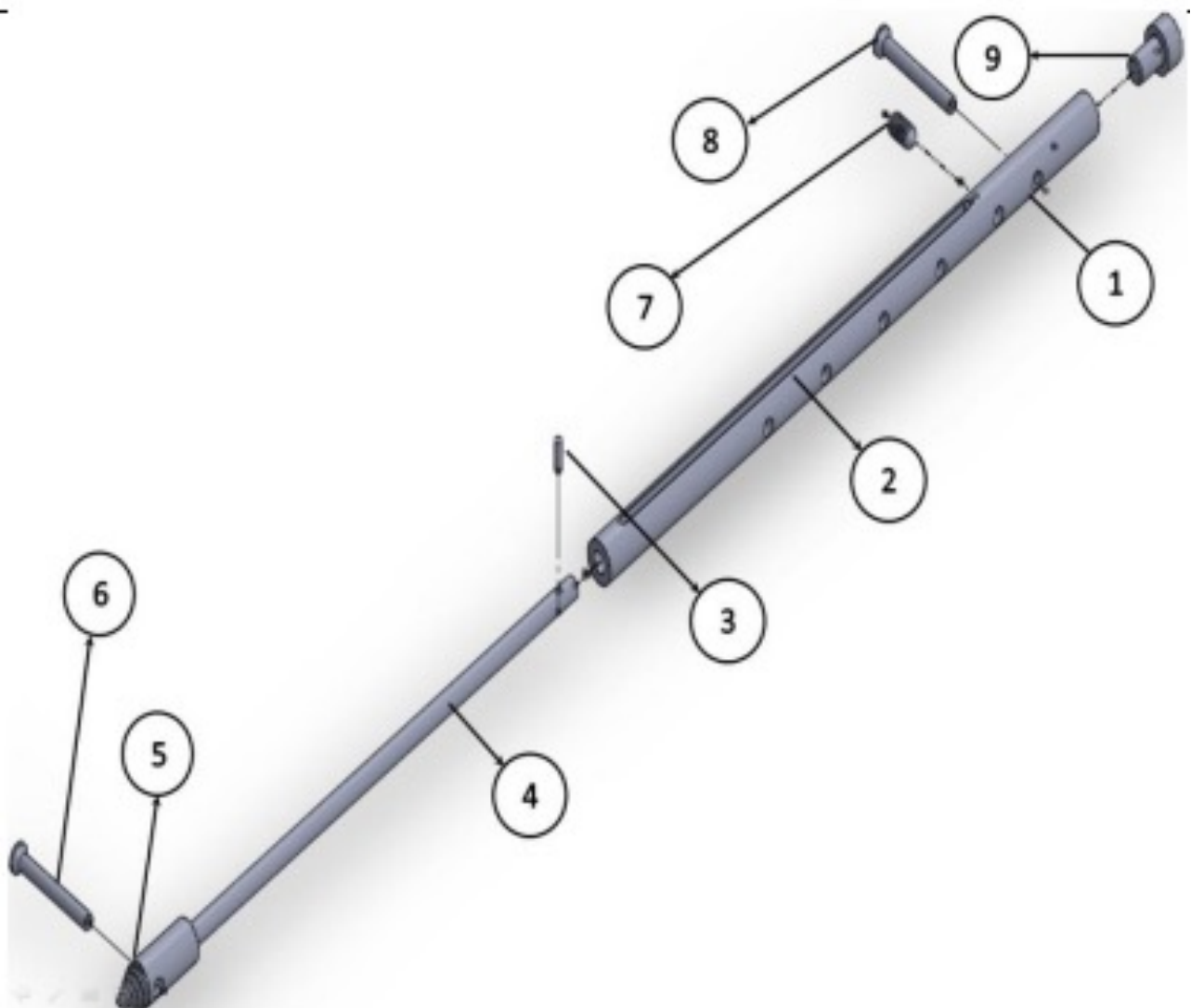


Fig. 1. Vista isométrica en explosión del clavo endomedular femoral propuesto.

**Tabla 1. Lista de piezas del clavo endomedular femoral.**

Nº de Elemento	Descripción	Cantidad
1	Camisa	1
2	Riel	1
3	Pin	1
4	Macho	1
5	Rosca tirafondo	1
6	Tornillo de bloqueo para macho	1
7	Prisionero para definir talla	1
8	Tornillo de bloqueo para camisa	1
9	Tapón	1

El prisionero (7) también sirve como tope para restringir en un solo sentido el movimiento lineal existente entre camisa y macho, favoreciendo de esta manera el crecimiento natural del hueso. Habiendo hecho esto, los elementos, macho y camisa se comportan como un solo cuerpo, el cual se procede a enroscar en el tejido esponjoso distal del fémur por medio de la rosca tirafondo (5). Dicha fijación, se debe acompañar con el uso del tornillo de bloqueo para macho en distal (6), el cual es pasante al macho y se enrosca en el tejido compacto o cortical. Se introduce de igual forma el tornillo de bloqueo para camisa en proximal (8) para finalmente proceder a enroscar el tapón (9) en la cara superior y proximal de la camisa.

Se trata de un que puede configurarse por medio de un tope, a una determinada longitud inicial, dependiendo de la longitud del fémur del paciente. Su diseño permite mantener unidos macho y camisa lo que facilita, tanto la instalación como la futura remoción de la prótesis. En la Fig. 2 se muestra la vista isométrica del clavo endomedular



*Fig. 2. Vista isométrica del clavo endomedular femoral.*



### Fase 3: Validación

Para el análisis de esfuerzos se consideran condiciones de carga estática sobre el segmento proximal del fémur fracturado, producto de la osteotomía que se aplica previamente antes de introducir el clavo endomedular diseñado en el fémur y alinearlo. Mientras que el segmento que simula la parte distal del fémur fracturado se coloca empotrado (ver Fig. 4, Fig. 7, Fig. 10). Como la carga es transmitida del hueso al clavo por medio de los tornillos de cortical, son estos tornillos el punto de referencia para aplicar la carga y restringir el sistema; sin embargo, no es de interés analizar el comportamiento de dichos tornillos en cuanto a esfuerzos se refiere, dado que no han sido diseñados ni modificados por la presente investigación, por lo que se considerarán rígidos (indeformables), siendo el enfoque, el comportamiento del clavo al emplear y recibir la transferencia de carga a través de dichos tornillos. También es necesario tener en cuenta que debido a la condición del colágeno de los niños patológicos con OI, y al reciente trauma que este ha recibido debido a la osteotomía aplicada, el fémur es muy frágil, por lo que no se toma en cuenta para el análisis. Se considera un factor de seguridad de  $N=2$ , valor tomado de forma arbitraria por los autores, sin ser muy elevado debido a las restricciones geométricas y dimensionales recomendadas por el especialista, que no permiten emplear mayor cantidad de material para que soporte mayores niveles de carga. En la Fig. 3 se presenta la disposición del clavo en el fémur.

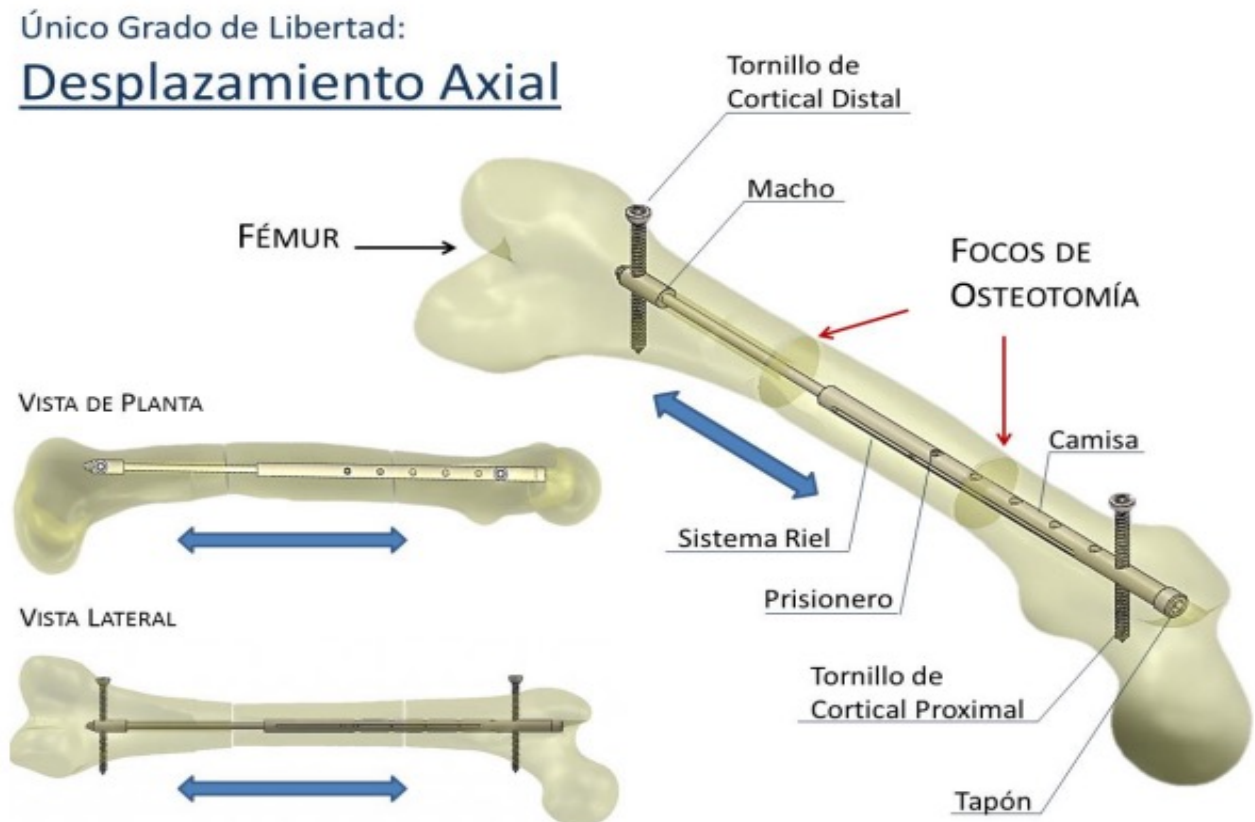


Fig. 3. Disposición del sistema clavo endomedular en el fémur.

#### Fase 4: Construcción

Una vez desarrollado el modelado 3D del clavo endomedular adecuado a las exigencias y requerimientos de diseño y resistencia, y los planos para su fabricación, se procede a construir un prototipo empleando el material seleccionado el dispositivo con ayuda de personal capacitado en metalmecánica y procesos de fabricación.

#### Resultados y análisis

Se propone el análisis de esfuerzos para el clavo endomedular, considerando como material el Acero AISI 316L, de acuerdo con un sistema de cargas que suponen compresión, flexión y torsión en el dispositivo. Para realizar el estudio de la fuerza a compresión, se aplica una fuerza distribuida sobre los dos segmentos de cara cilíndrica, a los extremos del tornillo cortical proximal, representando una transmisión de carga proveniente del fémur, en dirección paralela al eje axial del clavo tal y como se muestra en la Fig. 4; dicha carga representa la condición donde el paciente apoya el peso total de su cuerpo sobre una de las piernas tratadas y su valor está directamente relacionado con el máximo esfuerzo a obtener en la simulación. Una vez realizada, se obtiene que la zona más esforzada pertenece al pin del sistema riel, en el que se presenta un esfuerzo máximo de 150,9 MPa, con este valor, producto del límite elástico del material y el factor de seguridad manejado ( $N=2$ ), se determina que la máxima carga a la que puede estar sometido el clavo endomedular es de 450N (45kg). Este valor obtenido corresponde aproximadamente al peso para niños de género masculino en un percentil alto de 11 años, y entre los percentiles normal y alto para 12 años. En la Fig. 5 se observa el estado de esfuerzos del ensamble junto con la región más esforzada y en la Fig. 6 muestra los desplazamientos resultantes, donde la zona en la que ocurre el mayor desplazamiento es la cara superior del tapón, en proximal del fémur, y tiene un valor de 0,344 mm.

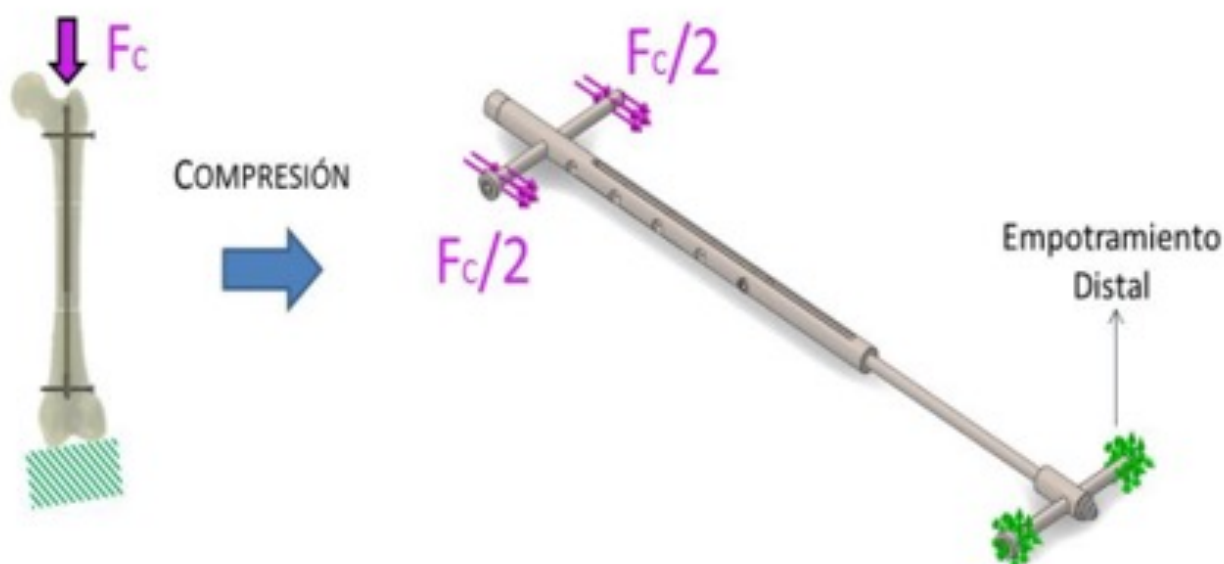


Fig. 4. Condiciones de carga de compresión y restricciones establecidos para el análisis de esfuerzos y desplazamientos.



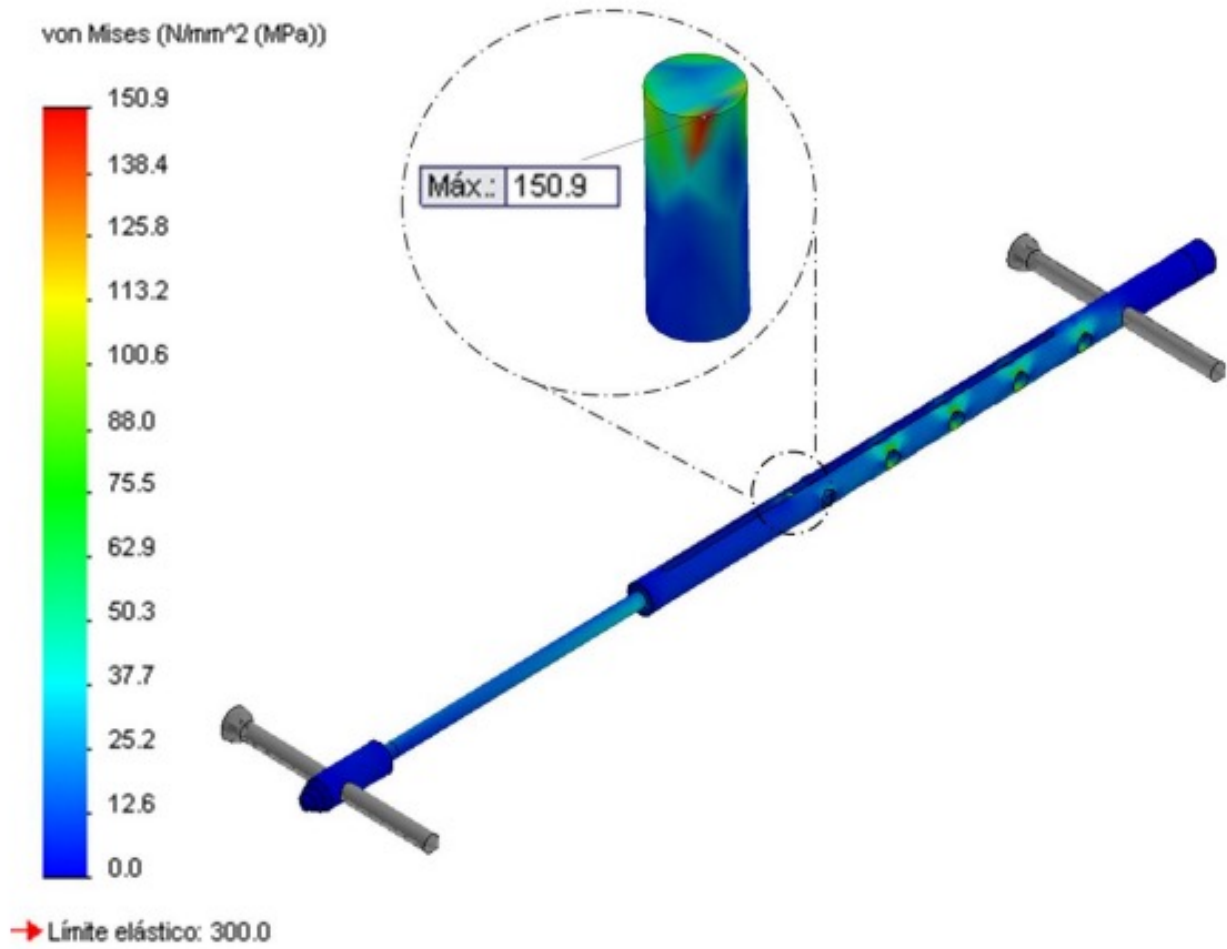


Fig. 5. Estado de esfuerzos (MPa) en el clavo endomedular sometido a carga de compresión.

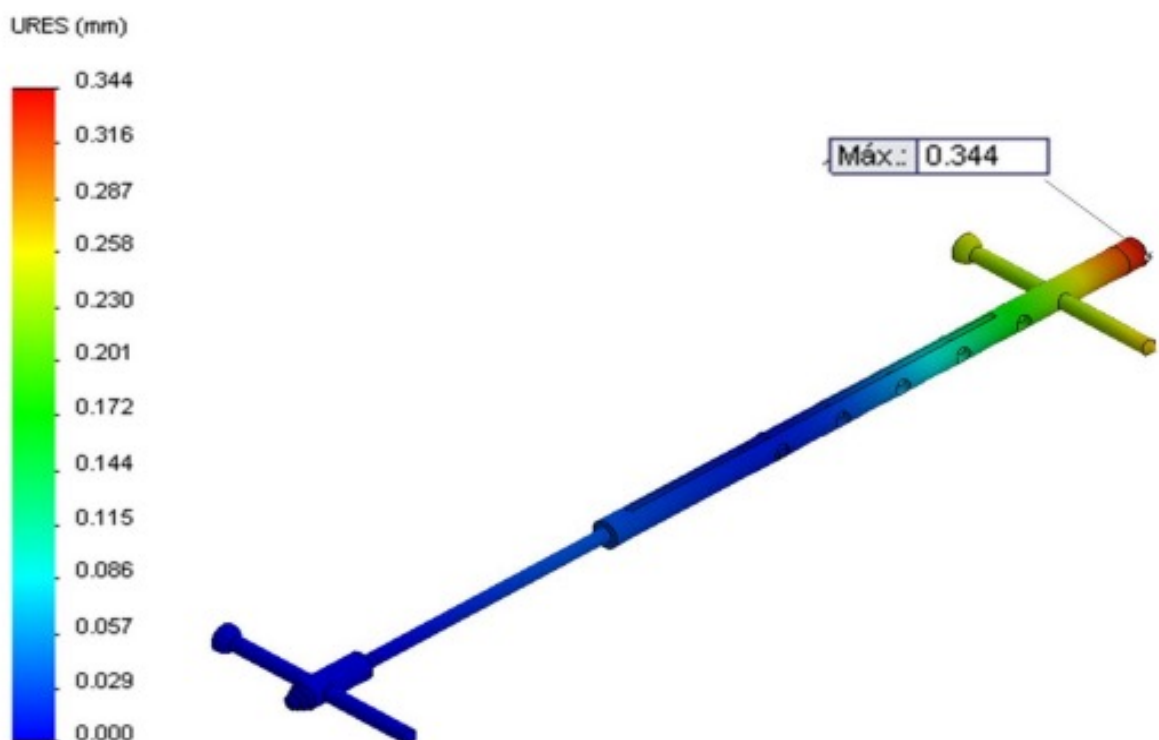


Fig. 6. Desplazamientos resultantes en el ensamblaje del clavo endomedular sometido a compresión.

Para realizar el estudio de la carga a flexión, se aplica una fuerza distribuida sobre los dos segmentos de cara cilíndrica, a los extremos del tornillo cortical proximal, representando una transmisión de carga proveniente del fémur, en dirección perpendicular al eje axial del clavo tal y como se muestra en la Fig. 7. Con el análisis de esfuerzos se tiene un valor máximo de 150,3 MPa, siendo la región más crítica la intercepción entre la perforación central de la camisa y la perforación para la ubicación del prisionero (ver Fig. 6). Este resultado va acorde al hecho de que dichas perforaciones actúan en su intercepción, como un concentrador de esfuerzos, constituyendo a su vez un punto de apoyo a partir del cual la pieza macho puede flexionar. A diferencia del estado de carga de compresión, donde la fuerza y los esfuerzos a compresión se transmiten axialmente de forma más eficiente de la camisa al prisionero, de éste al macho, y del macho al pin, siendo este último el más afectado. En un estado de carga a flexión, el momento (con efectos a tracción y compresión simultáneos), es transmitido a cada elemento influyendo de forma más directa, tal y como se evidencia con la pieza macho, el cual interactúa (en el ámbito de esfuerzos y transmisión de carga) en toda su extensión con la camisa, a través de las caras cilíndricas que los relaciona. Con el valor de esfuerzo obtenido, producto del límite elástico del material y el factor de seguridad manejado ( $N=2$ ), se determina que la máxima carga a la que puede estar sometido el clavo endomedular a flexión es de 42N, un valor que sin duda es menor al que puede someterse el clavo a compresión, y esto debido a que la naturaleza de la flexión tiende a ser más agresiva y está en función no solo de la carga sino al brazo que se maneje ( $b=243,5\text{mm}$ ) tal y como se observa en la figura 4.16, resultando en un momento flector igual a 10227 N.mm. Por lo que se obtiene que, a mayor elongación del clavo, menor es su resistencia a la flexión. En la figura 8 se observa el estado de esfuerzos del ensamble junto con la región más esforzada, y la figura 9 muestra los desplazamientos resultantes, donde la zona en la que ocurre el mayor desplazamiento es la cara superior del tapón, en proximal del fémur, y tiene un valor de 0,830 mm.

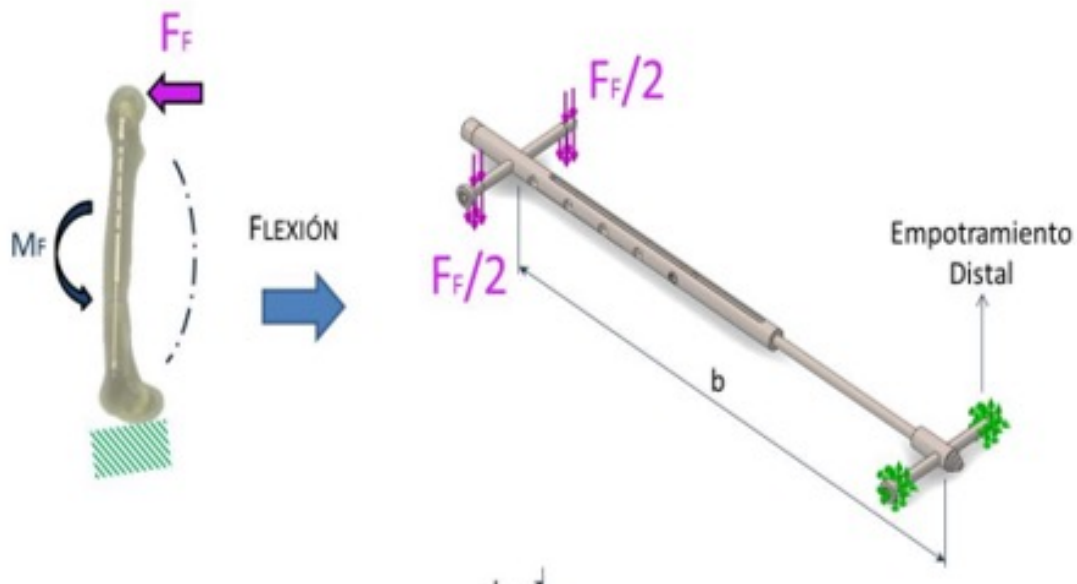


Fig. 7. Condiciones de carga de flexión y restricciones establecidos para el análisis de esfuerzos y desplazamientos.

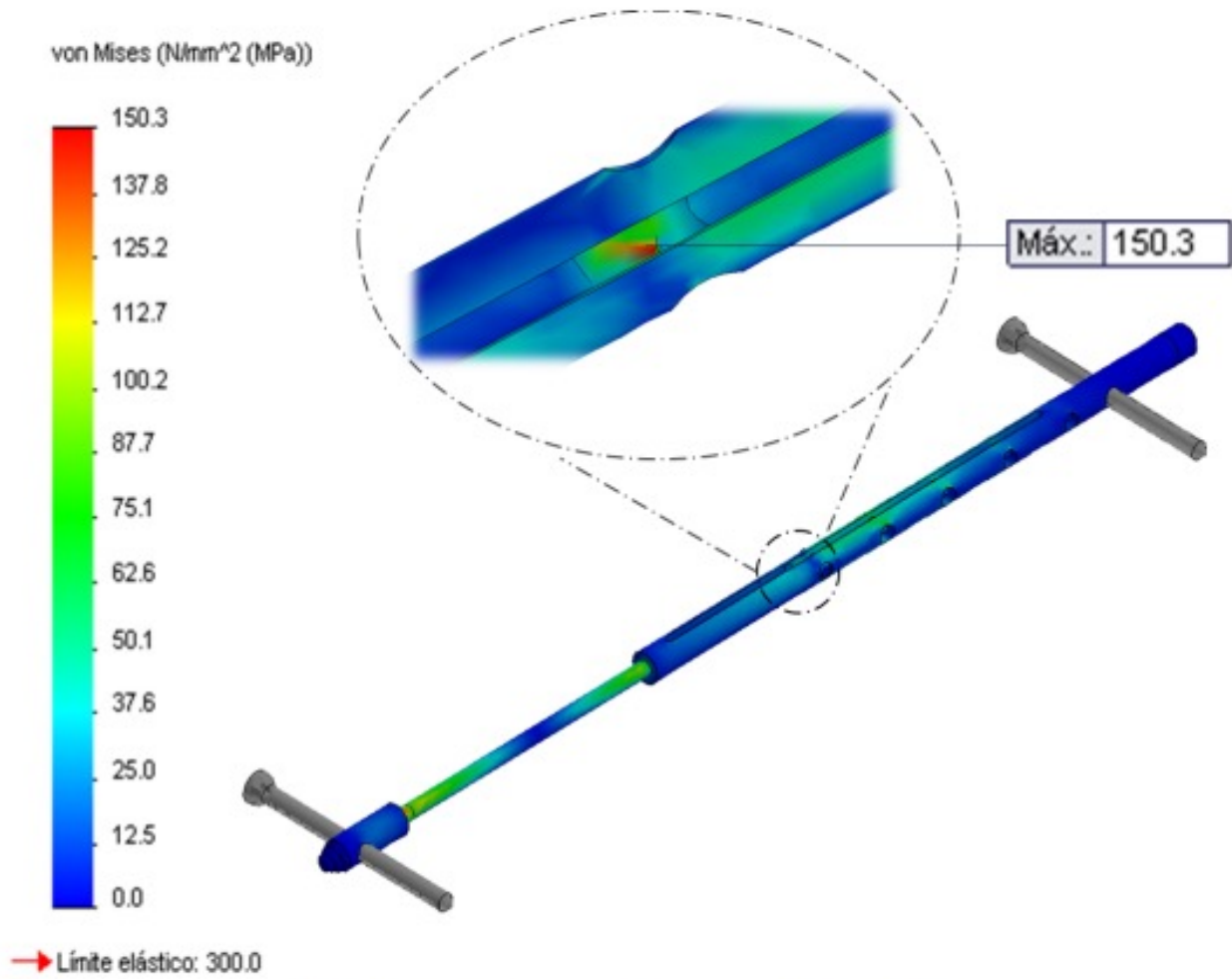


Fig. 8. Estado de esfuerzos (MPa) en el clavo endomedular sometido a carga de flexión.

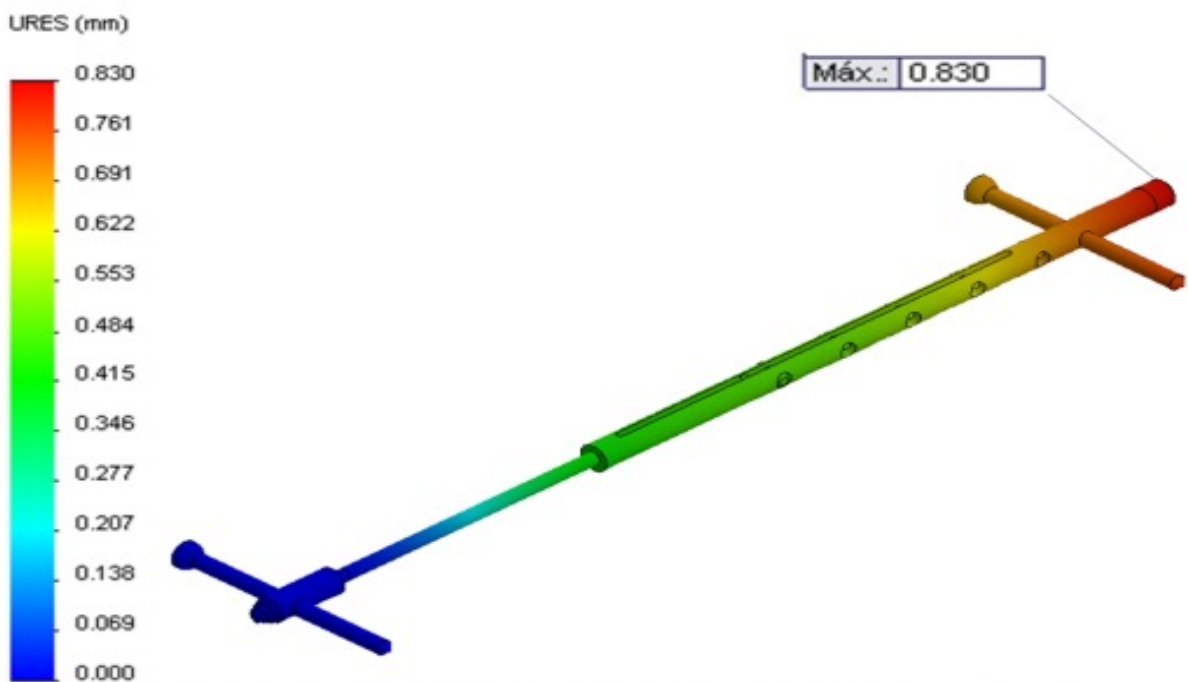


Fig. 9. Desplazamientos resultantes (mm) en el ensamblaje del clavo endomedular sometido a flexión.

Para realizar el estudio de la carga a torsión, se aplica un par de fuerzas distribuidas y en sentidos opuestos entre sí, sobre los dos segmentos de cara cilíndrica a los extremos del tornillo cortical proximal, representando una transmisión de carga proveniente del fémur, en dirección perpendicular al eje axial del clavo tal y como se muestra en la Fig. 10. Debido a lo anterior, se puede producir un momento torsor en el clavo, y su valor al igual que el de la carga, están directamente relacionados con el máximo esfuerzo a obtener en la simulación. Con el análisis de esfuerzos se tiene un valor máximo de 148,1 MPa, siendo la región más crítica el pin del sistema riel del clavo (ver Fig. 11). En vista de que el clavo está sometido a un momento torsor cuya entrada será por medio de los extremos del tornillo cortical proximal. Dicho momento tenderá a influir de forma más rápida en las zonas adyacentes donde existan restricciones por contacto que tiendan a resistir la torsión tal como es el caso de la unión rígida entre el pin y la ranura o riel de la camisa, además de ser el pin el elemento más pequeño del sistema. Este a su vez constituye la entrada al momento torsor en el macho, pero al ser un elemento corto y poseer poco material, es más propenso a fallar antes de transmitir toda la torsión a lo largo del macho, razón por la cual los esfuerzos en este son mínimos y localizados en las adyacencias del pin. Con el valor de esfuerzo obtenido, producto del límite elástico del material y el factor de seguridad manejado ( $N=2$ ), se determina que la máxima carga a torsión a la que puede estar sometido el clavo endomedular es de 17 N, un valor mucho menor al que puede someterse el clavo a compresión y a flexión. Lo anterior se debe a que la torsión no solo depende de la carga sino también al brazo "d" antes mencionado el cual posee un valor de 60mm, resultando en un momento torsor igual a 1020N.mm. En la Fig. 11 se observa el estado de esfuerzos del ensamble junto con la región más esforzada, mientras que en la Fig. 12 muestra los desplazamientos resultantes, donde la zona que causa el mayor desplazamiento a influir en todo el ensamblaje está justo en los extremos del tornillo cortical en proximal, y tiene un valor de 0,329 mm.

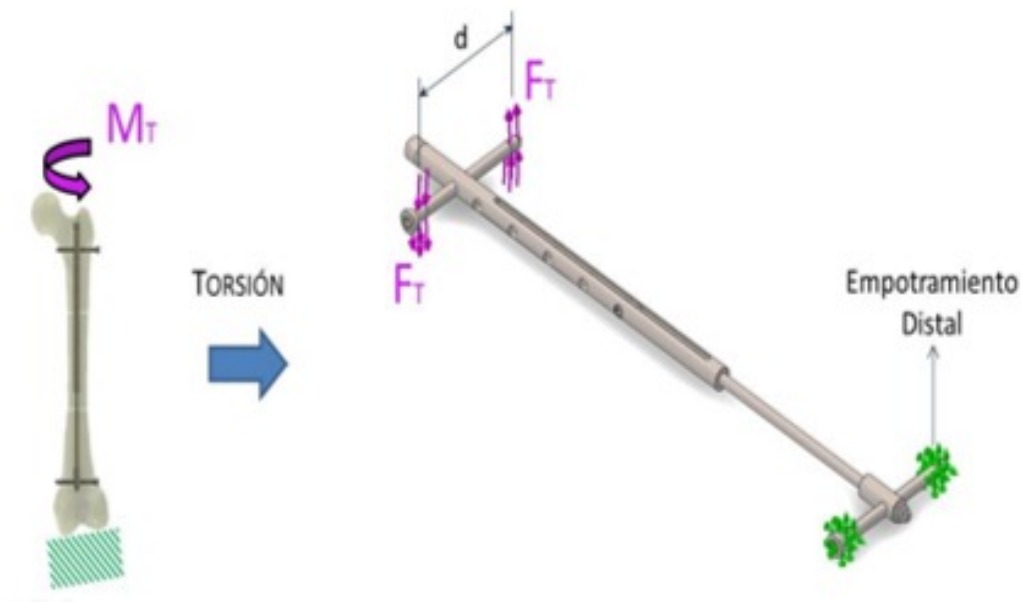


Fig. 10. Condiciones de carga de torsión y restricciones establecidos para el análisis de esfuerzos y desplazamientos.

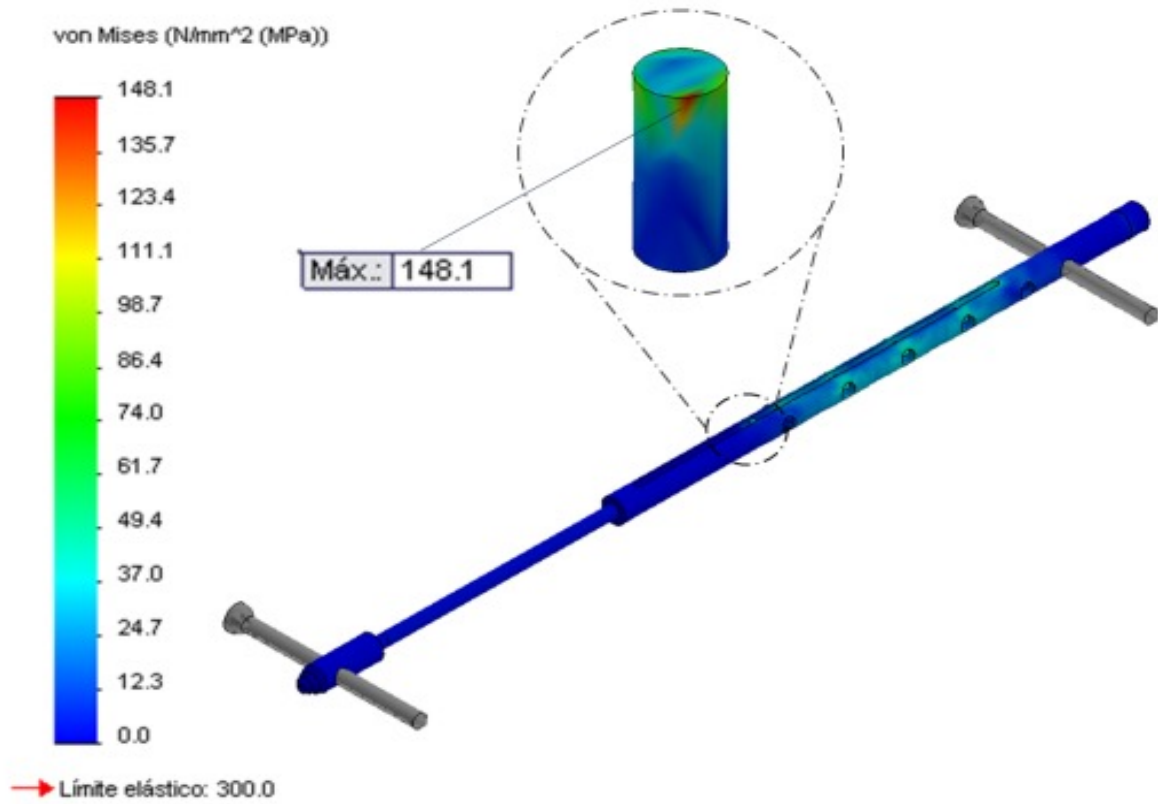


Fig. 11. Estado de esfuerzos (MPa) en el clavo endomedular sometido a carga de flexión.

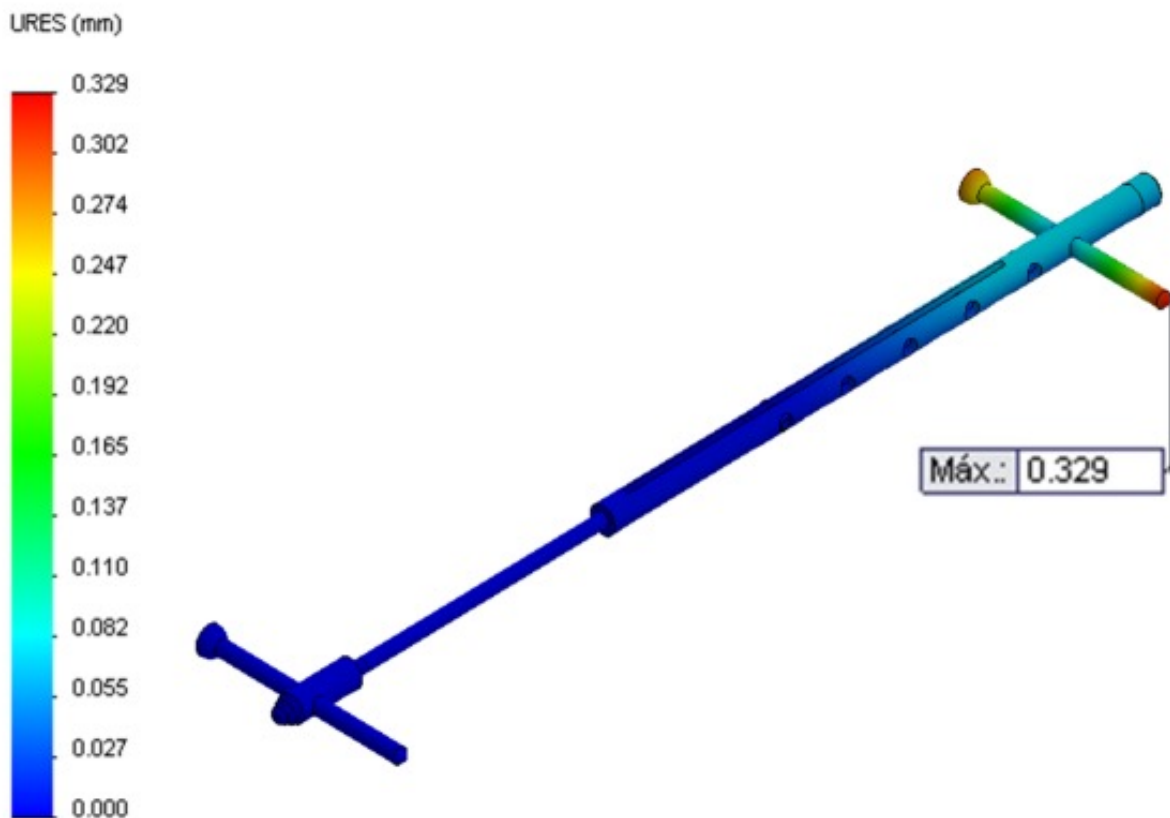


Fig. 12. Desplazamientos resultantes (mm) en el ensamblaje del clavo endomedular sometido a flexión.

Una vez verificadas las condiciones favorables de esfuerzos y desplazamientos para los diferentes patrones de carga se procedió a la construcción de prototipo, obteniendo el modelo que se muestra en la Fig. 13.



*Fig. 12. Desplazamientos resultantes (mm) en el ensamblaje del clavo endomedular sometido a flexión.*

## **Conclusiones y trabajos futuros**

Considerando la naturaleza frágil de los huesos de las personas con osteogénesis imperfecta y aunado a esto, la poca documentación existente referente a las cargas que pueda soportar un fémur de pediátrico con dicha condición, es que se toma como punto de partida el criterio de diseño de un factor de seguridad apropiado ( $N=2$ ), de las especificaciones geométricas-dimensionales establecidas por el médico y del límite de fluencia del material considerado en el diseño (AISI 316L), para la obtención de las cargas máximas que soporta el clavo diseñado. A partir de allí se obtuvieron valores de fuerza a compresión igual a 450 N, análoga al peso de un niño obeso de 11 años y con un promedio de 12 años. De igual forma se obtuvieron valores de momentos torsor y a flexión máximos de 1020 N.mm y 10227 N.mm respectivamente.

Al evaluar el diseño bajo la acción simultánea de los tres estados de carga considerados, se obtuvo como piezas críticas la camisa debido a la gran cantidad de perforaciones que posee además de su poco espesor de pared; y al macho a causa de la pequeña perforación que posee para la colocación del pin, la cual sin duda constituye un concentrador de esfuerzos. De igual forma se obtuvo que el diseño está propenso a fallar por fluencia en base al criterio de von Mises, que por pandeo, siendo la carga crítica a pandeo de 348kg, muy por encima del peso seguro estimado de 45kg.

Finalmente, se recomienda realizar estudios sobre la precisión del comportamiento, nivel de actividad, condiciones de reposo y de marcha de los niños con OI, lo que permita refinar las condiciones de carga, de tal forma que investigaciones futuras puedan considerar el efecto de cargas dinámicas en el diseño propuesto. Así mismo, se sugiere hacer el estudio con otros materiales.



## Referencias

- [1] J. T. Tauer, M. E. Robinson, and F. Rauch, "Osteogenesis Imperfecta: New Perspectives From Clinical and Translational Research," *JBMR Plus*, vol. 3, no. 8. Blackwell Publishing Ltd, 2019. doi: 10.1002/jbm4.10174.
- [2] M. Jovanovic, G. Guterman-Ram, and J. C. Marini, "Osteogenesis Imperfecta: Mechanisms and Signaling Pathways Connecting Classical and Rare OI Types," *Endocr Rev*, vol. 43, no. 1, pp. 61–90, 2022.
- [3] L. A. Morabito et al., "Osteogenesis Imperfecta/Ehlers–Danlos Overlap Syndrome and Neuroblastoma—Case Report and Review of Literature," *Genes (Basel)*, vol. 13, no. 4, Apr. 2022, doi: 10.3390/genes13040581.
- [4] R. Bou Torrent, "Osteogénesis imperfecta," *Protocolos diagnósticos y terapéuticos en Pediatría*, vol. 2, pp. 349–359, 2020.
- [5] A. Ibáñez and F. Hodgson, "Osteogénesis Imperfecta," *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 32, no. 3, pp. 311–318, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rmcl.2020.09.004>.
- [6] Ministerio de Salud Pública Ecuador, "Diagnóstico y tratamiento del paciente con osteogénesis imperfecta," <https://sedep.com.ec/wp-content/uploads/2021/05/Diagno%CC%81stico-y-tratamiento-del-paciente-con-osteoge%CC%81nesis-imperfecta.pdf>, 2014. <https://sedep.com.ec/wp-content/uploads/2021/05/Diagno%CC%81stico-y-tratamiento-del-paciente-con-osteoge%CC%81nesis-imperfecta.pdf> (accessed May 19, 2022).
- [7] R. J. Escribano-Reya, J. Duart-Clemente, O. Martínez de la Llanac, and J. L. Beguiristáin-Gúrpide, "Osteogénesis imperfecta: tratamiento y resultado de una serie de casos," *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, vol. 58, no. 2, pp. 114–119, 2014.
- [8] Á. E. Hernández Coria, "Manejo de pacientes con osteogénesis imperfecta con clavos telescópicos roscados en el Instituto Nacional de Pediatría," Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, 2013.
- [9] J. C. Marini et al., "Osteogenesis imperfecta," *Nat Rev Dis Primers*, vol. 3, no. 17052, 2017, doi: 10.1038/nrdp.2017.52.
- [10] R. W. (Ed.) Kruse, *Osteogenesis Imperfecta: A Case-Based Guide to Surgical Decision-Making and Care*. 2020.
- [11] Pega Medical, "Fassier-Duval el sistema telescópico intramedular," Fassier Duval para cirujanos, 2019.

