



PREMIOS FUNDACIÓN SECOT

Evaluación biomecánica y análisis de clavo intramedular telescopico de fémur reutilizado en niño con acondroplasia

C.M. Posada^a, R. D'Amato^a, M. Galán-Olleros^{b,*}, C. Miranda-Gorozarri^b, Á. Palazón-Quevedo^b y J. Alonso-Hernández^b



^a Departamento de Ingeniería Mecánica, Química y Diseño Industrial, Escuela Técnica Superior de Ingeniería y Diseño Industrial, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España

^b Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Infantil Universitario Niño Jesús, Madrid, España

Recibido el 4 de noviembre de 2024; aceptado el 24 de marzo de 2025

Disponible en Internet el 27 de marzo de 2025

PALABRAS CLAVE

Acondroplasia;
Talla baja;
Cirugía de
alargamiento de
extremidades;
Clavos
intramedulares
telescopicos

Resumen

Introducción: Los clavos intramedulares telescopicos (CIMT) han supuesto un avance significativo en el alargamiento de extremidades. Sin embargo, su capacidad de alargamiento está limitada a 5 cm en los huesos de pacientes con acondroplasia. Por ello, se realizan técnicas que incluyen la reutilización del CIMT. Esta reutilización plantea desafíos mecánicos y de seguridad debido a la fatiga del material y las cargas repetitivas que pueden comprometer su integridad estructural. Este estudio evalúa el comportamiento biomecánico y los posibles daños de un CIMT reutilizado.

Métodos: Se realizó un análisis experimental de un CIMT de fémur retirado tras 2 alargamientos de 5 cm en un paciente con acondroplasia. Se midió y evaluó el clavo tras deconstrucción no destructiva, análisis de materiales, modelado 3D por ingeniería inversa y análisis de elementos finitos para determinar su comportamiento bajo diferentes condiciones de carga.

Resultados: Se identificaron daños mecánicos y químicos que comprometieron la integridad del clavo. La aleación Ti6Al4V envejecida fue validada por su resistencia a cargas complejas. El modelado 3D mostró que el mecanismo de engranajes convertía eficazmente el movimiento rotatorio en translacional. El análisis de elementos finitos reveló que el coeficiente de seguridad alcanzó su límite crítico a ángulos de 2,44 y 2,25°, lo que evidencia que el clavo estaba cerca de su límite de resistencia. El vástago y la guía fueron componentes críticos.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: mgalanolleros@gmail.com (M. Galán-Olleros).

Conclusiones: La reutilización de los CIMT debe realizarse con precaución debido a la posible fatiga del material. Este estudio proporciona una base para el rediseño de estos implantes, mejorando su capacidad para soportar ciclos prolongados de carga.
 © 2025 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la CC BY-NC-ND licencia (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

KEYWORDS

Achondroplasia;
 Short stature;
 Limb lengthening
 surgery;
 Telescopic
 intramedullary nails

Biomechanical evaluation and analysis of a reused telescopic intramedullary femoral nail in a child with achondroplasia**Abstract**

Introduction: Telescopic intramedullary nails (TIMN) have represented a significant advancement in limb lengthening procedures. However, their elongation capacity is limited to 5 cm in the bones of patients with achondroplasia. Consequently, techniques involving TIMN reutilization have been developed. This reuse presents mechanical and safety challenges due to material fatigue and repetitive loading, which may compromise the structural integrity of the implant. This study evaluates the biomechanical performance and potential damage of a reused TIMN.

Methods: An experimental analysis was conducted on a TIMN removed after 2.5 cm lengthening procedures in a patient with achondroplasia. The nail was measured and assessed following non-destructive deconstruction, material analysis, 3D modeling through reverse engineering, and finite element analysis to assess its behavior under different loading conditions.

Results: Mechanical and chemical damage was identified, compromising the nail's integrity. The aged Ti6Al4V alloy was validated for its resistance to complex loads. The 3D modeling showed that the gear mechanism effectively converted rotational movement into translational motion. The finite element analysis revealed that the safety factor reached its critical limit at angles of 2.44 and 2.25°, showing that the nail was nearing its resistance limit. The stem and guide were identified as critical components.

Conclusions: TIMN reutilization must be performed with caution due to potential material fatigue. This study provides a foundation for redesigning these implants to improve their capacity to withstand prolonged loading cycles.

© 2025 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La acondroplasia es la displasia esquelética más común, caracterizada por baja estatura desproporcionada debido a una mutación en el gen del receptor del factor de crecimiento de fibroblastos 3^{1,2}. Esta mutación afecta el crecimiento óseo endocondral, resultando en un fenotipo que incluye extremidades rizomélicas acortadas, macrocefalia y laxitud articular, además de complicaciones clínicas como apnea del sueño y estenosis del canal medular³.

La estatura promedio en adultos con acondroplasia es de 130 cm en varones y 124 cm en mujeres⁴, lo que impacta considerablemente en su calidad de vida, afectando su capacidad para superar barreras físicas, así como su integración social y autoestima⁵. A pesar de los avances terapéuticos, como el uso del vosoritida y otras estrategias terapéuticas en investigación para modular la vía de señalización del receptor del factor de crecimiento de fibroblastos 3, como infigratinib, navegepritida y TYRA-300, su alto coste y la falta de datos a largo plazo limitan su aplicabilidad⁶. Por ello, el alargamiento de extremidades mediante osteogénesis por distracción sigue siendo la principal opción terapéutica para mejorar la estatura y funcionalidad de estos pacientes. Tradicionalmente, esta técnica se realizaba con fijadores externos⁷⁻⁹, pero en los últimos años,

los clavos intramedulares telescopicos (CIMT) han demostrado ser una alternativa más efectiva y cómoda para los pacientes¹⁰⁻¹⁴.

Sin embargo, la capacidad de alargamiento de los CIMT en huesos cortos está limitada a 5 cm por clavo, lo cual resulta insuficiente para cubrir las necesidades de los pacientes con acondroplasia. Para superar esta limitación, se han reutilizado los CIMT en procedimientos de alargamiento secuencial, permitiendo una elongación acumulada de hasta 10 cm¹⁵⁻¹⁷. En 2022, se publicó la primera serie de casos de reutilización de los CIMT en pacientes con acondroplasia, logrando extender la longitud total a más de 10 cm por hueso¹⁸.

Si bien esta estrategia representa una solución parcial al problema de la capacidad limitada de alargamiento, la reutilización de los CIMT, diseñados originalmente para un solo uso, plantea interrogantes sobre la resistencia mecánica del dispositivo y su capacidad para mantener la funcionalidad durante alargamientos consecutivos^{19,20}. En particular, la elongación secuencial prolonga considerablemente el tiempo de distracción ósea, lo que podría incrementar las cargas mecánicas sobre el implante y aumentar el riesgo de fatiga del material. Estudios recientes han documentado fallos en clavos intramedulares magnéticos sometidos a elongaciones prolongadas^{21,22}, lo que subraya la necesidad

de evaluar su comportamiento estructural en estos escenarios.

El objetivo de este estudio es analizar el comportamiento biomecánico de un CIMT de fémur retirado tras su uso en 2 alargamientos en un paciente con acondroplasia. Se busca identificar alteraciones en el implante, áreas críticas de desgaste y signos de fatiga del material bajo condiciones experimentales controladas, con el fin de proponer mejoras que optimicen su durabilidad, funcionalidad biomecánica y seguridad en procedimientos de alargamiento secuencial.

Material y métodos

Este estudio experimental se llevó a cabo en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería y Diseño Industrial de la Universidad Politécnica de Madrid entre octubre y diciembre de 2023. Se analizó un CIMT de fémur que había sido retirado de un paciente con acondroplasia, intervenido en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería y Diseño Industrial de la Universidad Politécnica de Madrid. Dicho clavo se había reutilizado para 2 alargamientos consecutivos de 5 cm como se ha descrito en la literatura¹⁸. A diferencia de una reutilización convencional, en este caso el implante no se extrae ni se reemplaza, sino que se retrae mediante el mecanismo magnético para permitir una segunda fase de elongación sin interrupción del tratamiento.

Proceso de medición y validación

Inicialmente, se realizaron *mediciones* detalladas del CIMT, registrando su geometría y las características específicas de las piezas complejas, como biseles, nervios y cambios de plano. Estas mediciones se realizaron utilizando un pie de rey digital de alta precisión con tolerancia de centésimas de milímetro y una lupa de aumento de sastre con cuello y fijadores. Posteriormente, se llevó a cabo una *deconstrucción* no destructiva del clavo, preservando la integridad de los componentes. Se realizó un seccionamiento longitudinal controlado desde la parte proximal hasta la distal mediante una amoladora, asegurando la preservación de la integridad estructural de las piezas principales. Se efectuaron secciones transversales en áreas específicas para facilitar la extracción controlada de los componentes internos pequeños sin comprometer su estructura. Las piezas principales del CIMT incluían la guía, el imán, la funda de engranajes, el vástago y la corona.

Para validar las medidas, cada componente se midió 10 veces, asignando el valor promedio como medida teórica. Se emplearon programas de diseño asistido por ordenador (AutoCAD 2024 y Autodesk Inventor 2023) para un análisis detallado de las piezas más pequeñas y complejas (fig. 1).

Análisis de materiales

El análisis de los materiales del clavo se realizó utilizando el programa Ansys Granta EduPack 2023R. Se seleccionó la aleación de titanio-aluminio-vanadio (Ti6Al4V) por su biocompatibilidad y propiedades mecánicas. Se evaluaron características como la resistencia a la tracción, el límite elástico y la compatibilidad biológica para garantizar que

el material pudiera soportar las cargas propias del alargamiento óseo sin comprometer su integridad.

Modelado tridimensional

Utilizando ingeniería inversa, se creó un modelo 3D del CIMT, representando cada pieza con precisión utilizando AutoCAD y Autodesk Inventor. Este modelado detallado permitió visualizar las interacciones internas del sistema y asegurar su correcto funcionamiento durante el proceso de alargamiento. Se utilizó la reconstrucción digital del clavo para evaluar posibles puntos de estrés estructural, lo que facilitó la posterior simulación biomecánica.

Análisis de elementos finitos

El análisis estructural se realizó utilizando Autodesk Inventor Professional 2023, aplicando un modelo de elementos finitos (FEM). Se simularon las cargas que el clavo sopportaría durante el alargamiento en un paciente de 12 años con acondroplasia, con base en datos antropométricos representativos para esta población²³. El análisis incluyó 2 escenarios: uno al inicio del tratamiento y otro tras 12 meses de uso. Esto permitió evaluar el comportamiento del clavo bajo diferentes condiciones de carga, identificando los puntos de mayor estrés, deformación y riesgo de fallo estructural.

Las simulaciones se llevaron a cabo en condiciones ideales de encaje entre el clavo y el fémur, con variaciones en los ángulos de inclinación para simular diferentes situaciones de carga en dirección axial y torsional, considerando el peso del paciente y la actividad funcional esperada durante el tratamiento. Además, se modelaron escenarios de carga repetitiva para evaluar el posible impacto de la fatiga del material en el rendimiento a largo plazo del implante. Es importante resaltar que con este implante se difiere la carga hasta la consolidación de 3 de 4 corticales, lo que difiere biomecánicamente de otros métodos de elongación, como la fijación externa o la combinación de fijador externo con clavo intramedular estándar, donde la carga temprana es un factor adicional en la evaluación de la resistencia del implante. El objetivo fue determinar el momento en que el clavo alcanzaría un coeficiente de seguridad de 1 ($\lambda = 1$), lo que indica el inicio de una posible falla por fatiga. Se analizaron tanto las tensiones principales como las deformaciones para identificar las áreas críticas de resistencia y vulnerabilidad en ambos escenarios (fig. 2).

Resultados

Análisis de mediciones y geometría externa

Durante la apertura de los clavos, se identificaron daños mecánicos, como marcas de desgaste en la rosca del vástago sobre la guía, así como posibles daños químicos, posiblemente relacionados con el contacto prolongado con fluidos orgánicos. Estos daños comprometen puntos críticos del implante y pueden influir en su integridad estructural (fig. 3).

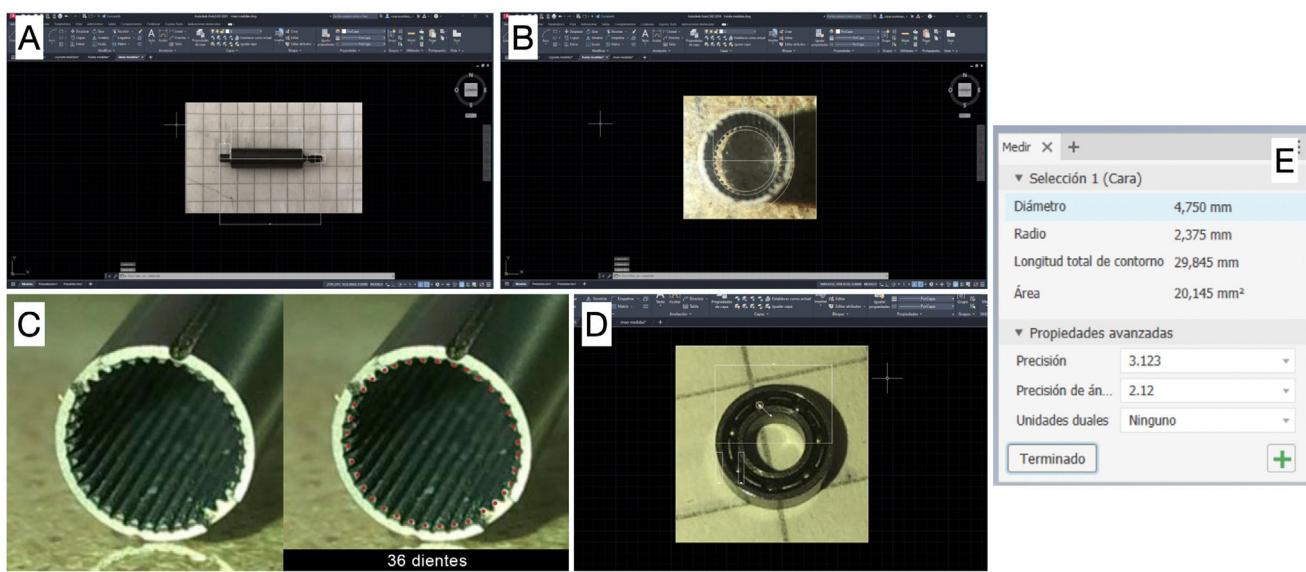


Figura 1 Análisis de piezas mediante el programa AutoCAD 2024. A. Medición del imán. B. Geometría dentada de la funda de engranajes, revelando el uso de roscas. C. Comparación ampliada de la funda de engranajes con 36 dientes. D. Imagen del cojinete con 7 rodamientos medidos con Autodesk Inventor. E. Captura de pantalla de la medición dimensional del cojinete.

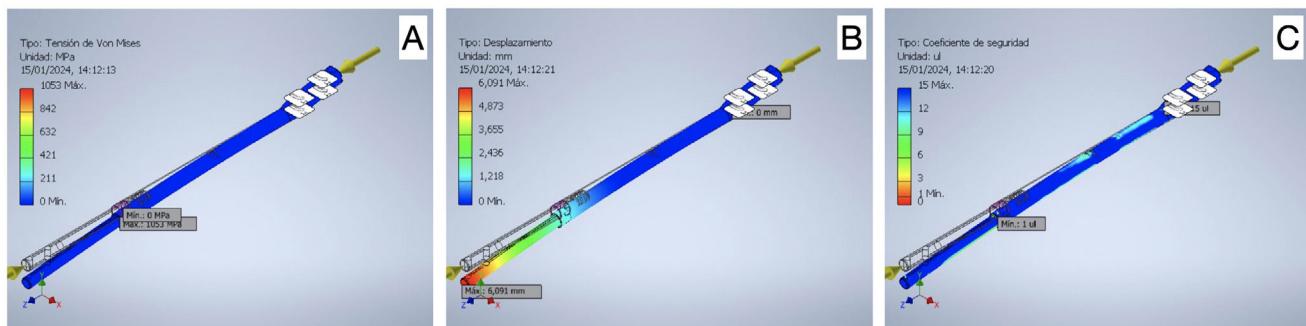


Figura 2 Análisis de FEM. A. Tensión de Von Mises. B. Desplazamiento o deformación. C. Coeficiente de seguridad.

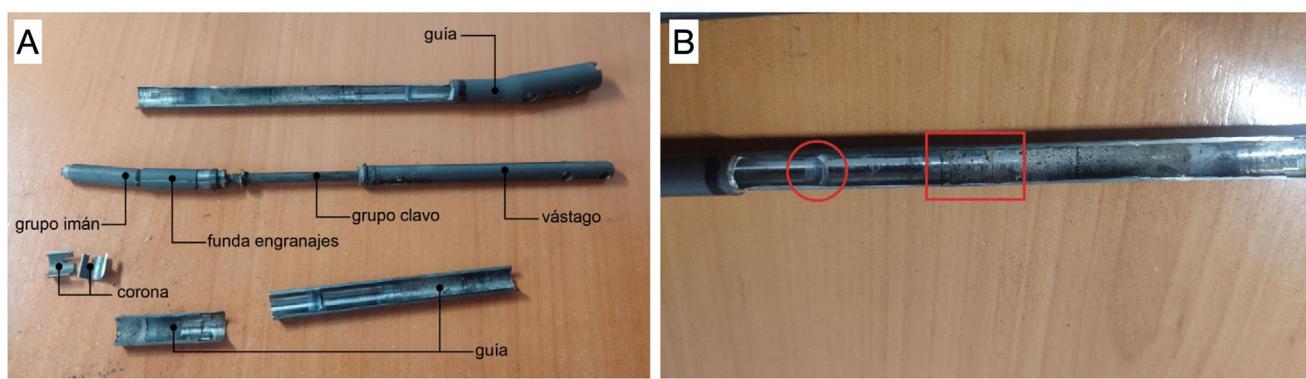


Figura 3 A. Primer despiece tras el corte con sierra. B. Corte longitudinal de la pieza. El círculo señala la zona de desgaste de la rosca y el rectángulo indica el daño químico.

Análisis de materiales

El análisis detallado de las propiedades mecánicas, incluyendo las tensiones de Von Mises, permitió seleccionar la aleación Ti6Al4V envejecido como la opción más adecuada

debido a su capacidad para soportar cargas complejas y cumplir con los requisitos médicos (fig. 4). La aleación fue validada mediante el software Ansys Granta EduPack 2023R, destacándose por su alta resistencia a la tracción y su idoneidad para aplicaciones médicas de larga duración.

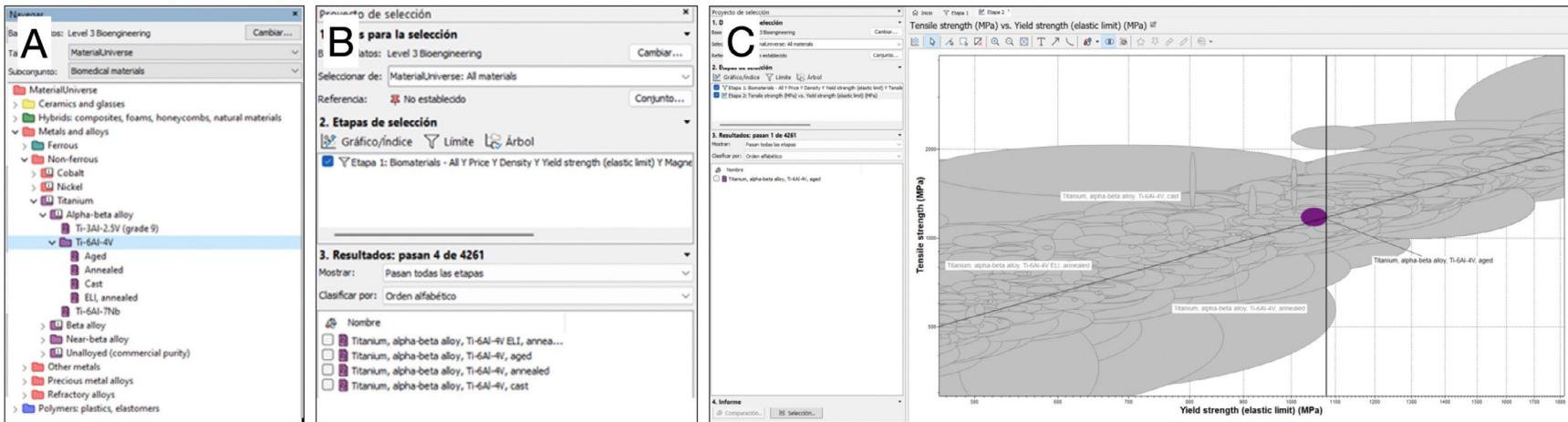


Figura 4 Capturas de pantalla del software Ansys Granta EduPack 2023R. A. Referencia de materiales. B. Fase inicial del filtrado de materiales. C. Fase final del filtrado, destacando la aleación alpha-beta Ti6Al4V envejecido (aged) como la más adecuada por sus propiedades mecánicas.

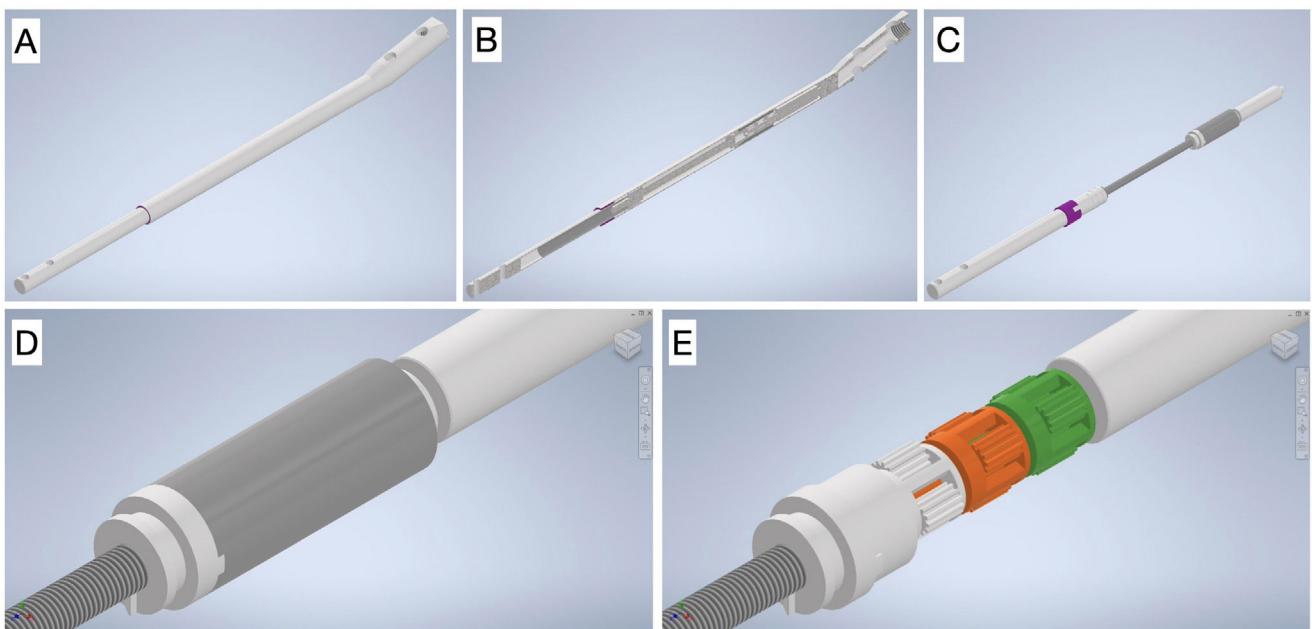


Figura 5 A. Vista general del modelo 3D del clavo inicial reconstruido mediante ingeniería inversa. B. Corte transversal del clavo mostrando la disposición interna. C. Detalle del vástago sin la guía, destacando la interacción entre el imán, los engranajes y el vástago. D. Funda de engranajes acoplada al imán. E. Tren de engranajes del mecanismo reductor 1/64, engranados desde el imán en la parte distal hasta el clavo en la parte proximal, transmitiendo eficazmente el movimiento.

Análisis del modelo tridimensional

El modelo 3D del clavo reconstruido mostró que el sistema interno, compuesto por un mecanismo de engranajes impulsado por un imán, permite una eficiente transmisión del movimiento rotatorio a traslacional, asegurando que el clavo cumpla con su función de alargamiento de manera efectiva ([fig. 5](#)).

Identificación de debilidades estructurales mediante FEM

El análisis FEM reveló que el coeficiente de seguridad alcanzó el límite crítico de 1 a ángulos de inclinación de 2,44 y 2,25° para los casos 1 y 2, respectivamente, indicando que el clavo se encuentra cerca de su límite de resistencia bajo condiciones de carga normales. Estos resultados evidencian un riesgo significativo de fallo por fatiga si el implante se somete a cargas adicionales ([tabla 1](#)). A medida que el ángulo de inclinación aumentaba, las tensiones en el material crecían significativamente, alcanzando niveles críticos de deformación y tensiones de Von Mises.

Además, la [tabla 2](#) resume los resultados del análisis FEM, comparando el comportamiento estructural bajo diferentes ángulos de inclinación en ambos casos.

El estudio se basa en los conceptos de tensión de Von Mises y tensiones principales debido a motivos estructurales y de ingeniería. La tensión de Von Mises es un parámetro que, entre otras ventajas, evalúa el estado tensional completo de un material y permite predecir cuándo este empezará a deformarse. Por otra parte, las tensiones principales (en combinación con otros métodos estructurales) evalúan de

manera directa el punto en el que el material fallará bajo un sistema de cargas complejas, como es el caso.

El diseño del implante proporciona la estabilidad estructural necesaria para soportar las cargas de compresión durante el proceso de alargamiento. No obstante, tanto la guía como el vástago fueron identificados como componentes críticos para la estabilidad del sistema, siendo el vástago especialmente vulnerable a fallos bajo condiciones de estrés prolongado. Las simulaciones FEM mostraron que el clavo, el vástago y el tren de engranajes distribuyen las tensiones de manera eficiente, permitiendo la conversión del movimiento rotatorio en traslacional sin comprometer la funcionalidad del sistema.

Discusión

Los resultados de este estudio confirman que aunque la reutilización de CIMT puede ser una opción viable en ciertas condiciones, esta estrategia también presenta limitaciones. Uno de los principales factores críticos es el riesgo de fallo mecánico debido a la fatiga del material y las cargas repetitivas, lo que subraya la necesidad de desarrollar estrategias más seguras para optimizar su uso prolongado.

Si bien los CIMT representan una alternativa atractiva en términos de reducción de costes y minimización del trauma quirúrgico, su reutilización no está contemplada en la *ficha técnica del fabricante*, ya que los dispositivos están diseñados para un único ciclo de alargamiento. La reutilización busca extender la elongación máxima del clavo sin necesidad de reimplantar uno nuevo, evitando así la reintroducción de un implante a través del canal medular y reduciendo los riesgos quirúrgicos asociados al reenclavado de un hueso largo. No obstante, esta estrategia plantea ries-

Tabla 1 Resultados detallados del análisis FEM para los casos 1 y 2, destacando las fuerzas, tensiones y deformaciones experimentadas bajo diferentes ángulos de inclinación

Caso 1							
Fuerza (N)	Ángulo α ($^{\circ}$)	Fz (N)	Fy (N)	Von Mises (MPa)	Tensión principal (MPa)	Máxima deformación (mm)	Coeficiente de seguridad
1.274	0	1.274	0	189,7	133,1	0,124	5,53
1.274	1	1.273,805	22,23	435,2	224,9	2,519	2,41
1.274	1,5	1.273,563	33,35	649,5	350,3	3,759	1,62
1.274	1,6	1.273,503	35,57	692,2	375,4	4,007	1,52
1.274	1,7	1.273,439	37,79	735,1	400,4	4,255	1,43
1.274	1,8	1.273,371	40,01	778	425,5	4,503	1,35
1.274	1,9	1.273,299	42,24	820,9	450,7	4,751	1,28
1.274	2	1.273,224	44,46	863,9	475,8	4,999	1,22
1.274	2,3	1.272,974	51,13	992,6	551,1	5,744	1,06
1.274	2,4	1.272,882	53,35	1.035	576,2	5,992	1,01
1.274	2,43	1.272,854	54,02	1.049	583,8	6,066	1
1.274	2,44	1.272,845	54,24	1.053	586,3	6,091	1
1.274	2,45	1.272,835	54,46	1.057	588,8	6,115	0,99

Caso 2							
Fuerza (N)	Ángulo α ($^{\circ}$)	Fz (N)	Fy (N)	Von Mises (MPa)	Tensión principal (MPa)	Máxima deformación (mm)	Coeficiente de seguridad
1.372	0	1.372	0	204,3	143,3	0,134	5,14
1.372	1	1.371,791	23,94	468,7	242,2	2,713	2,24
1.372	1,5	1.371,530	35,91	699,2	377,2	4,048	1,5
1.372	1,6	1.371,465	38,31	745,5	404,3	4,316	1,41
1.372	1,7	1.371,396	40,70	791,7	431,3	4,583	1,33
1.372	1,8	1.371,323	43,10	838	458,4	4,85	1,25
1.372	1,9	1.371,246	45,49	884,2	485,4	5,117	1,19
1.372	2	1.371,164	47,88	930,3	512,4	5,384	1,13
1.372	2,1	1.371,079	50,28	976,7	539,5	5,652	1,07
1.372	2,2	1.370,989	52,67	1.023	566,5	5,918	1,03
1.372	2,24	1.370,952	53,63	1.041	577,3	6,026	1,01
1.372	2,25	1.370,942	53,86	1.046	579,9	6,051	1
1.372	2,26	1.370,933	54,10	1.051	583,2	6,078	0,99

Fz (N) y Fy (N) representan las fuerzas actuando en las direcciones «z» e «y», respectivamente.

En negrita, los casos límite para los cuales el índice de seguridad es el mínimo aceptable.

Tabla 2 Resumen de datos FEM, mostrando las tensiones de Von Mises y las deformaciones máximas en los casos 1 y 2

Caso	Ángulo ($^{\circ}$)	Von Mises (MPa)	Tensión principal (MPa)	Máxima deformación (mm)
1	2,44	1053	586,3	6,091
2	2,25	1046	579,9	6,051

gos, especialmente en lo que respecta al deterioro mecánico del clavo y su sistema de elongación, ya que estos dispositivos no han sido diseñados para múltiples ciclos de reutilización.

Desde un punto de vista biomecánico, la resistencia de los CIMT está determinada por su geometría y los materiales utilizados, lo que influye en su capacidad para soportar cargas prolongadas. Este estudio ha demostrado que aunque los CIMT pueden tolerar cargas significativas durante el proceso de alargamiento, su rendimiento se acerca al límite de su capacidad estructural en escenarios de reutilización. Aunque el análisis FEM no evidenció fallos inmediatos, las simulaciones evidencian que el estrés acumulado en pun-

tos críticos, como el vástago y el ángulo de 11°, podría comprometer la integridad estructural del implante bajo condiciones de carga repetitiva. El diseño telescopico, con componentes internos móviles, introduce una vulnerabilidad adicional frente a fuerzas de torsión y flexión que pueden acelerar la fatiga del material en comparación con los clavos convencionales para fracturas. Estudios previos, como el de Panagiotopoulou et al., han demostrado que las uniones telescopicas son particularmente vulnerables a fuerzas de torsión y flexión, aumentando el riesgo de fatiga y eventual rotura del material¹⁹. Este riesgo se acentúa en clavos reutilizados, ya que los ciclos adicionales de elongación generan un aumento acumulativo del estrés mecánico, lo

que puede acelerar la degradación del implante¹⁹. Estudios clínicos anteriores no documentaron roturas en series clínicas de 26 clavos reutilizados para un segundo alargamiento de 5 cm en pacientes con acondroplasia¹⁸. Sin embargo, otros estudios sí reportan roturas de clavos bajo cargas excesivas o tras su reutilización, como el caso de un clavo PRECICE® roto tras ser reactivado, para un proceso de alargamiento, destacando el riesgo de fatiga del material y estrés mecánico acumulado, especialmente cuando no se cumplen estrictamente las restricciones de carga de peso recomendadas²².

En cuanto a la reactivación, el modelado 3D reconstruido de todos los componentes engranados demostró una correcta transmisión del movimiento rotatorio a translacional, sin detectar fallos en el mecanismo interno del clavo. Sin embargo, investigaciones previas han mostrado resultados mixtos en la reutilización de los CIMT. Georgiadis et al. informaron que solo el 58% de los clavos reutilizados lograron completar un segundo alargamiento sin necesidad de reemplazo, mientras que el 42% de los casos presentaron fallos o complicaciones que requirieron la sustitución del implante²². Por su parte, Eltayeby et al. analizaron 102 clavos PRECICE® reutilizados y encontraron que el 84,3% lograron reactivarse con éxito tras meses de inactividad, aunque algunos fallaron debido a deformaciones del clavo o defectos en el mecanismo telescopico. Estos daños son especialmente comunes después de que el clavo ha sido completamente desplegado, lo que impide que se retraija y funcione correctamente en futuras intervenciones²⁰. Finalmente, Alonso-Hernández et al., en su serie de 26 clavos reutilizados para un segundo alargamiento de 5 cm en pacientes con acondroplasia, demostraron tasas de éxito superiores al 90% (24 de 26 clavos), lo que evidencia que la reactivación puede ser viable bajo ciertas condiciones controladas¹⁸.

Otro aspecto relevante en los casos de reutilización de clavos intramedulares es la *degradación interna del mecanismo*, ya que puede llevar a fallos estructurales y *liberación de partículas metálicas*¹⁹. Aunque los modelos más recientes de CIMT presentan menor incidencia de estos problemas, cualquier reutilización del clavo debe abordarse con precaución. En nuestro análisis, se identificaron daños mecánicos evidentes, como marcas de desgaste en la rosca del vástago sobre la guía, y posibles daños químicos debido al contacto prolongado con fluidos orgánicos. Estos hallazgos evidencian que la reutilización de CIMT podría aumentar el riesgo de liberación de partículas metálicas en sangre, un fenómeno documentado en otros dispositivos magnéticos como las barras de crecimiento utilizadas en escoliosis de inicio precoz. Si bien la liberación de partículas metálicas en los CIMT parece menos frecuente debido a su diferente patrón de uso y estructura, hasta la fecha no existen estudios que evalúen los niveles de metales en sangre en pacientes con clavos reutilizados, lo que representa un área de investigación pendiente.

Este estudio presenta algunas *limitaciones*, incluyendo su enfoque en el análisis de un único clavo, lo que puede sesgar los resultados y limitar la capacidad para generalizar los hallazgos. Asimismo, la falta de un grupo comparativo con clavos sometidos a una única elongación de 5 cm impide una evaluación directa de las diferencias biomecánicas entre una elongación estándar y una elongación extendida. Futuros

estudios deberán abordar estas comparaciones para evaluar de manera más precisa el impacto mecánico de la elongación secuencial en la resistencia y funcionalidad del implante. Adicionalmente, la variabilidad en los protocolos de reutilización adoptados por distintos autores podría afectar la integridad y funcionamiento de los clavos reutilizados, limitando aún más la generalización de nuestros hallazgos. Por otro lado, las simulaciones FEM se realizaron en condiciones controladas, sin considerar factores biológicos como la interacción del implante con los tejidos circundantes o la influencia de los fluidos corporales en la corrosión del material, aspectos que han sido reportados en estudios pos-recuperación de implantes. Finalmente, la falta de datos clínicos a largo plazo sobre CIMT reutilizados limita nuestra comprensión de su durabilidad real y su impacto en la seguridad del paciente.

A pesar de estas limitaciones, el presente estudio aporta información relevante al combinar análisis de ingeniería inversa, modelado tridimensional y simulaciones FEM en la evaluación biomecánica de un CIMT reutilizado. Este enfoque representa un primer paso hacia la comprensión de las implicaciones mecánicas de la elongación secuencial, proporcionando datos que podrían contribuir al desarrollo de diseños optimizados para clavos intramedulares reutilizables en el futuro.

Conclusiones

Como conclusión, el presente estudio confirma que aunque los CIMT ofrecen beneficios significativos, sus limitaciones en situaciones de reutilización requieren una atención especial. Las cargas repetidas durante el alargamiento pueden comprometer la integridad estructural del implante, aumentando el riesgo de fallos mecánicos. Además, los hallazgos de este estudio proporcionan una base para el rediseño de estos dispositivos, con el fin de mejorar su robustez y capacidad para soportar ciclos de carga prolongados sin comprometer su funcionalidad, haciendo de la reutilización una opción más segura y viable.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia IV.

Autoría

Todos los autores han realizado: contribuciones sustanciales a la concepción o diseño del trabajo, o a la adquisición, análisis o interpretación de los datos del trabajo; redacción del trabajo o revisión crítica del mismo por contenido intelectual importante; aprobación final de la versión que se publicará; acuerdo para ser responsable de todos los aspectos del trabajo, asegurando que las preguntas relacionadas con la exactitud o integridad de cualquier parte del trabajo se investiguen y resuelvan adecuadamente.

Consentimiento informado

No fue necesario obtener consentimiento informado, ya que el estudio no incluyó la participación de seres humanos ni

el uso de información personal identificable, limitándose al análisis de un dispositivo médico reutilizado.

Aprobación ética

Este estudio no requirió aprobación por parte de un comité de ética, ya que se trata de un análisis experimental de un clavo intramedular telescopico retirado tras su uso clínico, sin involucrar directamente a pacientes ni el uso de datos personales.

Financiación

Este proyecto ha recibido ayuda de la Fundación SECOT y la Fundación Familia Alonso para su desarrollo.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de interés relevantes con respecto al contenido de este artículo.

Agradecimientos

Agradecemos sinceramente a la Fundación SECOT y a la Fundación Familia Alonso por su ayuda y respaldo en el desarrollo de este estudio.

Bibliografía

1. Rousseau F, Bonaventure J, Legeai-Mallet L, Pelet A, Rozet JM, Maroteaux P, et al. Mutations of the fibroblast growth factor receptor-3 gene in achondroplasia. *Horm Res.* 1996;45:108–10, <http://dx.doi.org/10.1159/000184768>.
2. Richette P, Bardin T, Stheneur C. Achondroplasia: From genotype to phenotype. *Joint Bone Spine.* 2008;75:125–30, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbspin.2007.06.007>.
3. Segev O, Chumakov I, Nevo Z, Givol D, Madar-Shapiro L, Sheinin Y, et al. Restrained chondrocyte proliferation and maturation with abnormal growth plate vascularization and ossification in human FGFR-3(G380R) transgenic mice. *Hum Mol Genet.* 2000;9:249–58, <http://dx.doi.org/10.1093/hmg/9.2.249>.
4. Merker A, Neumeier L, Hertel NT, Grigelioniene G, Mäkitie O, Mohnike K, et al. Growth in achondroplasia: Development of height, weight, head circumference, and body mass index in a European cohort. *Am J Med Genet A.* 2018;176:1723–34, <http://dx.doi.org/10.1002/ajmg.a.38853>.
5. Constantinides C, Landis SH, Jarrett J, Quinn J, Ireland PJ. Quality of life, physical functioning, and psychosocial function among patients with achondroplasia: A targeted literature review. *Disabil Rehabil.* 2022;44:6166–78, <http://dx.doi.org/10.1080/09638288.2021.1963853>.
6. Savarirayan R, Tofts L, Irving M, Wilcox WR, Bacino CA, Hoover-Fong J, et al. Safe and persistent growth-promoting effects of vosoritide in children with achondroplasia: 2-year results from an open-label, phase 3 extension study. *Genet Med.* 2021;23:2443–7, <http://dx.doi.org/10.1038/s41436-021-01287-7>.
7. Cattaneo R, Villa A, Catagni M, Tentori L. Limb lengthening in achondroplasia by Ilizarov's method. *Int Orthop.* 1988;12:173–9, <http://dx.doi.org/10.1007/BF00547160>.
8. Lavini F, Renzi-Brevio L, de Bastiani G. Psychologic, vascular, and physiologic aspects of lower limb lengthening in achondroplastics. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;138–42.
9. Aldegheri R, Dall'Oca C. Limb lengthening in short stature patients. *J Pediatr Orthop B.* 2001;10:238–47.
10. Paley D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;81:104.
11. Fragomen AT, Kurtz AM, Barclay JR, Nguyen J, Rozbruch SR. A comparison of femoral lengthening methods favors the magnetic internal lengthening nail when compared with lengthening over a nail. *HSS J.* 2018;14:166–76, <http://dx.doi.org/10.1007/s11420-017-9596-y>.
12. Landge V, Shabtai L, Gesheff M, Specht SC, Herzenberg JE. Patient satisfaction after limb lengthening with internal and external devices. *J Surg Orthop Adv.* 2015;24:174–9.
13. Laubscher M, Mitchell C, Timms A, Goodier D, Calder P. Outcomes following femoral lengthening: An initial comparison of the Precice intramedullary lengthening nail and the LRS external fixator monorail system. *Bone Joint J.* 2016;98-B:1382–8, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.98B10.36643>.
14. Szymczuk VL, Hammouda AI, Gesheff MG, Standard SC, Herzenberg JE. Lengthening with monolateral external fixation versus magnetically motorized intramedullary nail in congenital femoral deficiency. *J Pediatr Orthop.* 2019;39:458–65, <http://dx.doi.org/10.1097/BPO.0000000000001047>.
15. Couto A, Freitas J, Alegrete N, Coutinho J, Costa G. Two consecutive limb lengthenings with the same PRECICE nail: A technical note. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2018;13:199–204, <http://dx.doi.org/10.1007/s11751-018-0317-y>.
16. Zak L, Tiefenboeck TM, Wozasek GE. Innovative technique in extended intramedullary humeral lengthening: A case report. *JBJS Case Connect.* 2019;9:e0174, <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.CC.18.00174>.
17. Gomez-Alessandri J, Sanpera-Iglesias J, Raluy-Collado D, Sanpero I. Maximizing length with precice nail: A novel technique. *J Pediatr Orthop B.* 2022;31:e85–9.
18. Alonso-Hernández J, Galán-Olleros M, Miranda-Gorozarri C, Egea-Gámez RM, Palazón-Quevedo Á. Two-stage bone lengthening with reuse of a single intramedullary telescopic nail in patients with achondroplasia. *J Pediatr Orthop.* 2022;42:e616–22, <http://dx.doi.org/10.1097/BPO.0000000000002133>.
19. Panagiotopoulou VC, Davda K, Hothi HS, Henckel J, Cerquiglini A, Goodier WD, et al. A retrieval analysis of the Precice intramedullary limb lengthening system. *Bone Joint Res.* 2018;7:476–84, <http://dx.doi.org/10.1302/2046-3758.77.BJR-2017-0359.R1>.
20. Eltayeby HH, Alrabai HM, Jauregui JJ, Shabtai LY, Herzenberg JE. Post-retrieval functionality testing of PRECICE lengthening nails: The "Sleeper" nail concept. *J Clin Orthop Trauma.* 2020;14:151–5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcot.2020.06.005>.
21. Alrabai HM. Breakage of a re-activated PRECICE® nail: A case report. *Int J Surg Case Rep.* 2023;106:108182, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijscr.2023.108182>.
22. Georgiadis AG, Nahm NJ, Dahl MT. Re-use of motorised intramedullary limb lengthening nails. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2023;18:106–10, <http://dx.doi.org/10.5005/jp-journals-10080-1592>.
23. Hoover-Fong JE, McGready J, Schulze KJ, Barnes H, Scott CI. Weight for age charts for children with achondroplasia. *Am J Med Genet A.* 2007;143A:2227–35, <http://dx.doi.org/10.1002/ajmg.a.31873>.