

Influencia del par de apriete en las cargas axiales de extracción de tornillos quirúrgicos de cuerpos vertebrales en técnicas VBT

Freddy Patricio Moncayo-Matute^{1,2}, Rafael Carlos Claramunt-Alonso³,
Javier Van Baumberghen-Terán⁴, Enrique Chacón-Tanarro⁵

¹Grupo de Investigación en Nuevos Materiales y Procesos de Transformación (GIMAT), Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Sede Cuenca, Ecuador. Email: fmoncayo@ups.edu.ec

²Grupo de Investigación en Ingeniería de Máquinas, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España. Email: fp.moncayo@alumnos.upm.es

³Grupo de Investigación en Análisis Biomecánico, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España. Email: r.claramunt@upm.es

⁴Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España. Email: javier.vanbaumberghent@upm.es

⁵Grupo de Investigación en Ingeniería de Máquinas, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España. Email: e.chacon@upm.es

Resumen

Los tratamientos quirúrgicos de corrección de la escoliosis emplean dispositivos de anclaje con tornillos quirúrgicos que permiten fijar y estabilizar las vértebras. La técnica Vertebral Body Tethering (VBT) se aplica específicamente en casos de escoliosis idiopática pediátrica y está formado por un conjunto de anclajes formado por tornillos fijados a las vértebras y un cordón flexible que los une. Para la mejora de esta técnica, resulta de gran interés el estudio de los principales factores que permiten optimizar la fijación del tornillo al cuerpo vertebral, sin ocasionarle daños irreversibles. Este trabajo presenta una metodología experimental que permite estudiar el efecto del par de apriete final una vez introducido el tornillo quirúrgico. Los resultados de los ensayos realizados evidencian una mejora del 32,8% en la resistencia máxima a extracción en el tramo lineal y del 29,4% a rotura entre los casos sin par de apriete y con par de apriete.

Palabras clave: par de apriete, resistencia a tracción, tornillo quirúrgico, VBT.

Abstract

Surgical scoliosis correction treatments use anchoring devices with surgical screws that allow fixing and stabilizing the vertebrae. The technique of Vertebral Body Tethering (VBT) is specifically applied in cases of pediatric idiopathic scoliosis. It is composed of a set of anchors formed by fixed vertebrae screws and a flexible cord that links them. To improve this technique, the study of the main factors related to the optimization of the screw fixing to the vertebral body is relevant, avoiding irreversible damage. This article exposes an experimental methodology that allows studying the effect of the final tightening torque, once the surgical screw was introduced. The test developed results show an improvement of 32.8% in the maximum extraction resistance in the linear section, and from 29.4% to break between the cases without tightening and with tightening torque.

Keywords: tightening torque, tensile strength, surgical screw, VBT.

1. Introducción

La escoliosis es una deformidad espinal tridimensional que se manifiesta como una curvatura lateral de la columna vertebral en el plano coronal, junto a una rotación axial de las vértebras en el plano transversal,

y que afecta al grado de lordosis-cifosis de la columna en el plano sagital [1,2]. Los cirujanos evalúan el grado de deformidad estableciendo los niveles de curvatura de la columna en cada paciente, determinando su extensión y el ángulo de Cobb, información que es obtenida a partir de una radiología del plano frontal [3].

Dependiendo del nivel observado en cada paciente, los cirujanos recurren a la aplicación de técnicas correctivas de refuerzo en los casos más leves, o a métodos quirúrgicos en los más extremos, siendo la técnica de fusión espinal la ampliamente utilizada [4,5,6]. Por otro lado, los casos de escoliosis que se manifiestan en una etapa previa a la pubertad suelen presentar deformaciones severas. En estos pacientes, la fusión espinal presenta un grave inconveniente, ya que perjudica al correcto desarrollo de los alvéolos pulmonares por la limitación del crecimiento espinal y reduce la flexibilidad de la columna [7]. Existen otras alternativas quirúrgicas a la fusión espinal que emplean dispositivos de anclaje para fijar y estabilizar la estructura ósea [8]. Entre ellas, se encuentra la técnica Vertebral Body Tethering (VBT), aplicada en casos de Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS). Este tipo de escoliosis afecta a 1-3% de los niños en etapa de crecimiento, cuya escoliosis continúa evolucionado en diversos niveles de gravedad [5,6], a pesar del uso de aparatos ortopédicos y, cuyas curvas torácicas se encuentran entre 40° y 65° con clasificación Risser 1 y Sanders 3 a 4, sobre el plano coronal [8]. La técnica VBT, aprobada en agosto de 2019 por la Food and Drug Administration (FDA), presenta la principal ventaja de permitir adaptar progresivamente la fijación al crecimiento del paciente. Para lograr este fin, se emplean unos anclajes fijos a las vértebras y un cordón flexible que los une, alienando verticalmente la columna y estabilizando la parte torácica, siendo la vía de abordaje la toracoscópica o toracotomía lateral [9]. Por tanto, a diferencia de otras técnicas que suelen realizar el abordaje posterior por el pedículo, los anclajes óseos en el VBT se realizan en la zona lateral de las vértebras.

Con el fin de optimizar las técnicas de anclaje óseo con el uso de tornillos quirúrgicos, existen diversos trabajos que estudian las cargas biomecánicas que sufren las vértebras durante la cirugía y el comportamiento posterior con el movimiento del paciente [10]. El conocimiento y control de estas cargas evita diversas problemáticas al paciente, como posibles sobrecorrecciones en la columna, que puedan dañar los pulmones, aflojamientos del implante o la rotura del cordón flexible [10,11,12] o de la vértebra [13]. Partiendo del estudio de estas cargas, varios investigadores han desarrollado diversas mejoras en las tipologías de anclaje, así como la geometría del tornillo [14,15], o la influencia de determinados parámetros del proceso de fijación como es la orientación de la inserción del tornillo sobre la vértebra [16].

Un parámetro de la fijación del tornillo a la vértebra que ha sido poco estudiado y que puede representar un efecto positivo, o negativo, sobre la resistencia de la unión a una extracción puramente axial, es el par de apriete final que aplica el cirujano al tornillo. Para

poder aplicar este par, el especialista emplea un elemento tipo “casquillo” entre la cabeza del tornillo y el apoyo sobre el cuerpo vertebral. Para validar el efecto del par de apriete sobre la resistencia a extracción, este trabajo de investigación tiene como objetivo principal el desarrollo de una metodología experimental que permite analizar la influencia del par de apriete del tornillo quirúrgico sobre la resistencia de su unión al cuerpo vertebral frente a una extracción puramente axial. La principal aportación del trabajo es la cuantificación del incremento de la resistencia a extracción de la unión atornillada en técnicas VBT entre casos en los que se aplica un par de apriete al tornillo y en los que no.

2. Metodología

Fundamentado en las técnicas VBT, la metodología de inserción del tornillo planteada en este trabajo se centra exclusivamente en una configuración con abordaje lateral a la vértebra, con apoyo bi-cortical del tornillo y el uso de vértebras torácicas porcinas como muestra. Esto último se debe a la dificultad de emplear especímenes humanos. El proceso de fijación del tornillo a la vértebra, para el posterior ensayo del conjunto, consta de varias etapas. En primer lugar, se prepara la muestra y se realiza un primer agujero guía con broca para romper la primera cortical. Posteriormente, se emplea una terraja quirúrgica para agrandar el orificio y hasta que su punta alcanza la segunda cortical, y finalmente se realiza la inserción del tornillo quirúrgico. En esta última etapa, cabe distinguir dos tipos de muestras que se emplearán en la aplicación de la metodología. En primer lugar, las muestras que son ensayadas después de la inserción del tornillo (caso 1) y en segundo, a las que se aplica un par de apriete posterior a la inserción (caso 2) antes del ensayo de extracción. Con el fin de obtener resultados representativos, se realizan 5 ensayos en cada caso, se obtienen y comparan los valores de fuerza de extracción (límite del comportamiento lineal) y de rotura y finalmente se extraen las conclusiones. A continuación, se detalla en cada subapartado más información sobre las etapas que constituyen la metodología de ensayo desarrollada.

2.1. Obtención y preparación de muestras

Ante las dificultades de realizar campañas experimentales similares a las de este trabajo sobre vértebras humanas, otros trabajos previos han demostrado que la columna porcina resulta ser la más adecuada para analizar el comportamiento de las humanas cuando se analizan las vértebras torácicas comprendidas entre la T6 y la T10, pese a no cumplirse la condición de bipedestación [17,18]. Precisamente, es en este conjunto de vértebras en humanos donde se suelen realizar los anclajes en las técnicas VBT. Sobre

vértebras porcinas se han realizado otros muchos estudios previos dónde se analizan el comportamiento de otras tipologías de anclajes al VBT, así como otros aspectos relevantes como son los tiempos de recuperación del paciente o su calidad de vida tras la intervención [19,20].

Con el fin de trabajar con especímenes de vértebras porcinas con propiedades biomecánicas lo más similares a las humanas, las muestras para este estudio han sido extraídas de cerdos de 18 meses de edad por recomendación de otros autores [21, 22]. Una vez separadas las vértebras T6 a T10 de sus columnas porcinas respectivas, se cercena el arco posterior (pedículos y espinosas) para utilizar únicamente el cuerpo vertebral en los ensayos. Estas estructuras óseas no aportan resistencia en el anclaje y se busca evitar interferencias durante el montaje y el ensayo. En la Figura 1 se puede ver la parte de la vértebra eliminada, así como el resto de la vértebra con el tornillo quirúrgico insertado por uno de los laterales, preparado para el ensayo y garantizando el apoyo bi-cortical.



Figura 1. Abordaje lateral del tornillo quirúrgico sobre la vértebra. Fuente: elaboración propia.

Tras el paso anterior, las vértebras se aíslan en compartimentos plásticos sellados a una temperatura de -20 °C, protegiéndolas de este modo del contacto con el hielo. Este contacto podría llegar a alterar las propiedades mecánicas del espécimen una vez se procede a su descongelación [4]. Llegado el momento de realizar la inserción de los tornillos y para poder ejecutar el ensayo de extracción, las muestras son previamente descongeladas durante 24 horas en una cámara refrigerada a 4°C. Transcurrido ese tiempo y, con la temperatura de la vértebra estabilizada a la temperatura ambiente de 21°C, se procede a eliminar con un bisturí el tejido blando que la recubre.

Una vez preparada la vértebra, el primer paso de la inserción del tornillo quirúrgico consiste en realizar un canal guía en la zona central de uno de los laterales de la vértebra. La dirección de la inserción debe de

coincidir con la trayectoria dónde el distanciamiento entre las corticales opuestas sea máximo (véase la posición del tornillo insertado en la Figura 1. Para realizar el agujero guía se ha seleccionado una broca comercial de 3mm. Con la dirección y la broca seleccionadas, se realiza el agujero guía, profundizando hasta asegurar que la primera cortical ha sido sobrepasada. No resulta complejo identificar ese momento durante el ensayo ya que la resistencia al taladrado disminuye, facilitando el avance de la broca.

Posteriormente, se emplea una terraja quirúrgica de diámetro exterior 4,5mm, e interior de 3,8mm, sobre el agujero guía. La terraja cuenta con un sistema de detección por impedanciometría eléctrica para detectar el contacto de su punta con la segunda pared cortical. Se realiza la operación de terrajado hasta alcanzar la segunda pared cortical y, con el fin de garantizar el apoyo bi-cortical, se hace traspasar la punta 2 mm sobre la superficie exterior de la segunda cortical. Una vez extraída la terraja quirúrgica, se procede a introducir el tornillo quirúrgico. Para ello se aplica el par de inserción necesario para vencer los esfuerzos de fricción de los filetes de las roscas del tornillo contra el hueso, hasta que este apoya en ambas corticales.

El último paso solo afecta a las muestras del caso 2 (con par de apriete), en los que se ha intercalado, previamente a la inserción del tornillo, un casquillo entre la cabeza del tornillo quirúrgico y su apoyo sobre la pared cortical. Este casquillo tiene la doble función de permitir la aplicación de un par de apriete entre el tornillo y la vértebra, así como de establecer la longitud correcta del tornillo en el cuerpo vertebral. El par de apriete del tornillo se realiza de manera controlada empleando una llave dinamométrica, que permite registrar su valor en todo momento del proceso. El procedimiento de apriete consiste en ir aplicando progresivamente par con la llave hasta registrar el momento en el cual el valor se estabiliza. En ese instante, se aplica un ligero giro final de apriete de aproximadamente 3 grados de giro. Si en este último valor de par registrado no se produce una caída respecto al valor previo al giro final, este valor se toma como referencia del par de apriete aplicado en el ensayo. En caso contrario, la muestra es desechada.

2.2. Características del tornillo quirúrgico

El tornillo quirúrgico comercial empleado en este estudio está fabricado en una aleación de titanio (Ti-6Al-4V). Sus dimensiones más características son su longitud total de 37.5 mm, siendo 1/3 de longitud en la punta en forma cónica y 2/3 de longitud, entre la punta y la cabeza, en forma cilíndrica. En la Figura 2 y tabla 1 se presentan los valores más característicos de la geometría del tornillo quirúrgico.

Tabla 1. Parámetros característicos de la geometría del tornillo quirúrgico.

Tornillo tipo TQ							
d1 (mm)	d2 (mm)	a1 (°)	a2 (°)	r1 (mm)	r2 (mm)	e (mm)	P (mm)
5.4	6.5	5	25	1.2	0.8	0.2	1.8

Fuente: elaboración propia.

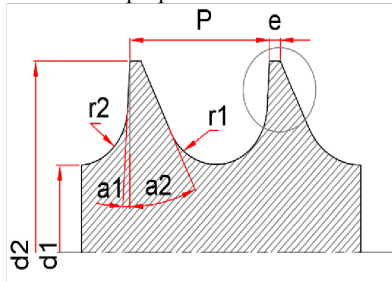


Figura 2. Rosca del tornillo quirúrgico. Fuente: elaboración propia.

2.3. Ensayo de extracción

Los ensayos de extracción del tornillo quirúrgico de las vértebras se realizaron en una máquina universal INSTRON, con control por desplazamiento. Este equipo permite registrar la evolución del esfuerzo de tracción al desplazar el tornillo respecto a la vértebra, que se encuentra fijada al puente del equipo, tal y como puede observarse en el detalle C de la Figura 3. Las pruebas se llevaron a cabo en condiciones controladas de temperatura ambiente a 21 °C. Para todos los ensayos, la velocidad de desplazamiento (extracción de tornillo) es fija, con un valor de 2mm/min, siguiendo las recomendaciones de otros estudios similares [23,24].

Como ya se ha indicado en la introducción, la metodología presentada en este trabajo se centra exclusivamente en el estudio de la resistencia de la unión del tornillo quirúrgico a la vértebra frente a cargas axiales de extracción. Con el fin de poder garantizar una aplicación de carga de extracción puramente axial, se diseñó específicamente para este estudio el utillaje esquematizado en la Figura 3, consistente en: 1 – rótula que garantiza que la carga sea axial durante el ensayo, 2 – célula de carga de 500 kg, para la medición del esfuerzo de extracción, 3 – extensor con cabezal para fijar el tornillo quirúrgico en el extremo, 4 – muestra de vértebra y anclaje de fijación axial de la vértebra al puente de la máquina universal.

Los ensayos de tracción con la configuración de la Figura 3 permiten obtener el comportamiento de la fuerza de extracción frente al desplazamiento del tornillo. Para facilitar la comparación entre las muestras analizadas, se extraen de cada curva los

valores de fuerza de extracción (f_y), determinados por el esfuerzo máximo del ensayo en la zona de comportamiento lineal de las curvas, así como el valor de rotura (f_r). A modo representativo, en la Figura 4 se representan los valores f_y y f_r para una de las muestras ensayadas.

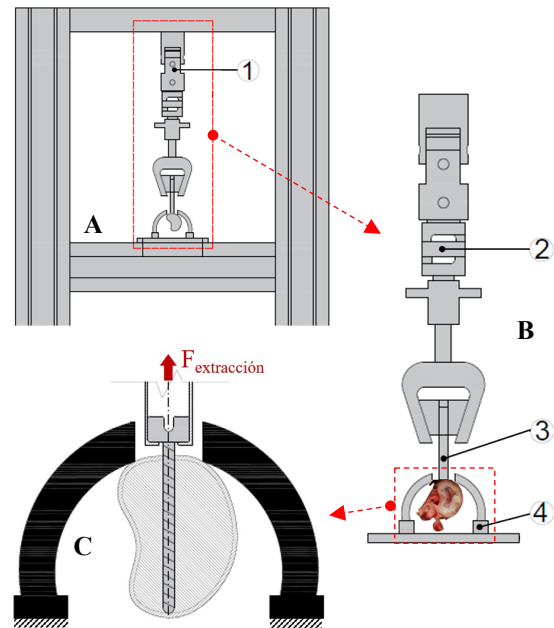


Figura 3. Configuración del ensayo: (A) Vista general de la máquina INSTRON; (B) Posición de la vértebra en el utillaje de tracción; (C) Punto de aplicación de la fuerza de extracción del tornillo y fijación de la vértebra. Fuente: elaboración propia.

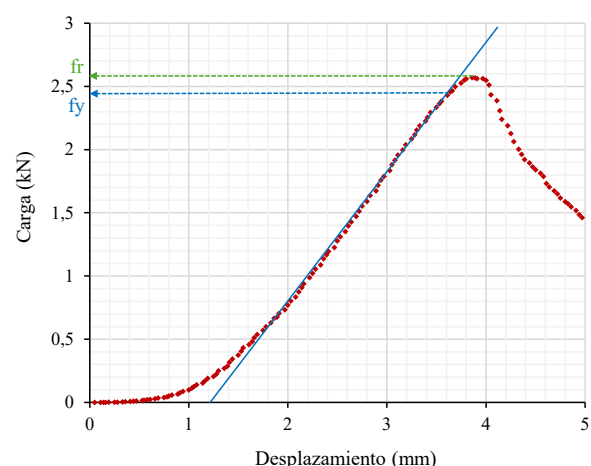


Figura 4. Curva característica del ensayo a tracción. Obtención de f_y y f_r . Fuente: elaboración propia.

El comportamiento del esfuerzo de extracción por el desplazamiento de tornillo respecto a la vértebra puede verse afectado por las diferencias existentes entre los espesores de pared cortical de las muestras que han

sido seleccionadas de forma aleatoria, así como la posición exacta del tornillo en el cuerpo vertebral. Estas variables también resultan ser inevitables en las situaciones de cirugía real y, por tanto, resulta de interés el análisis del grado de dispersión de los resultados y la posible influencia de este factor. Por esta razón, se realizan 5 repeticiones del mismo ensayo con distintas muestras, con el fin de obtener unos valores promedio representativos. Además, una vez realizados los ensayos de tracción, se procede a seccionar las vértebras por la mitad, desalojando previamente el tornillo quirúrgico de su interior. Después de captar una fotografía del estado interior de la vértebra, se realiza un proceso de preservado de la muestra para mejorar la visualización, tanto del daño óseo producido, como del espesor cortical en la zona de inserción del tornillo y la posición del tornillo en la vértebra. El estado final de la vértebra ensayada es finalmente contrastado con su comportamiento correspondiente de fuerza de extracción-desplazamiento, con la intención de justificar y aclarar las posibles discrepancias existentes entre los resultados obtenidos en los ensayos equivalentes en cada uno de los casos.

3. Resultados

En la Figura 5 se representa el comportamiento de las fuerzas de extracción frente al desplazamiento del tornillo obtenidos en los 5 ensayos de extracción del caso 1 (E1-E5) y los 5 ensayos del caso 2 (E6-10). Para poder establecer una comparativa más sencilla, en la tabla 2 (Caso I – sin par de apriete) y tabla 3 (Caso II – con par de apriete) se extraen de estas curvas los valores de las fuerzas f_y y f_r para cada muestra ensayada. También se obtienen los valores promedio y la desviación estándar de las cinco muestras en cada caso.

En la tabla 3 se puede observar que los valores del par de apriete aplicado en cada ensayo varían entre 5,2 y 7 Nm, con un valor promedio de 5,9 Nm. Esta diferencia se debe fundamentalmente a la imposibilidad de poder trabajar con muestras vertebrales exactamente iguales en geometría, espesor cortical, etc. Para validar que estas diferencias de par de apriete se deben a estas razones, se procede a la observación y análisis de las secciones de las vértebras una vez ensayadas, siguiendo las pautas establecidas en la metodología planteada en este trabajo.

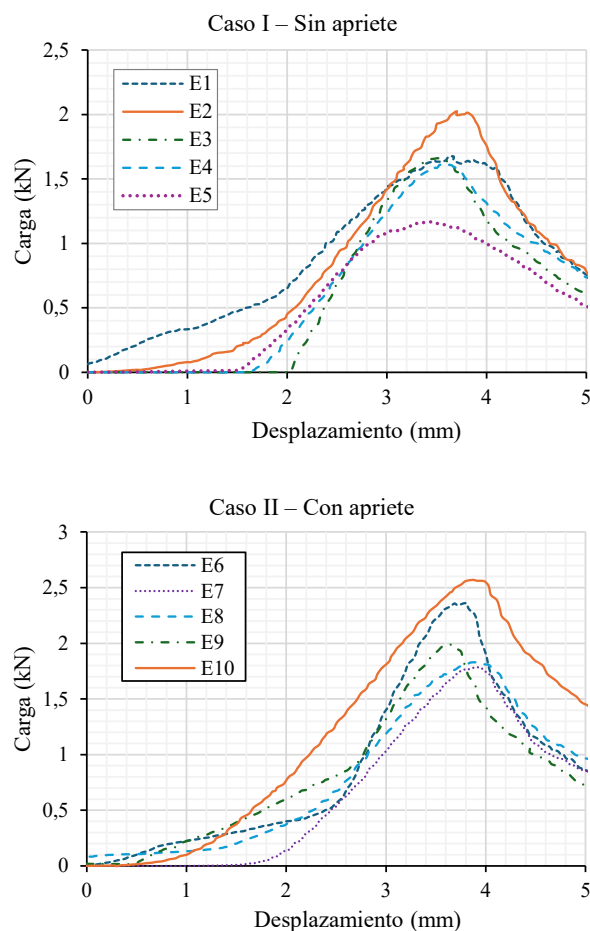


Figura 5. Resultados de carga de extracción – desplazamiento en los casos de estudio. Fuente: elaboración propia.

Tabla 2. Valores de f_y y f_r para el caso I – sin par de apriete.

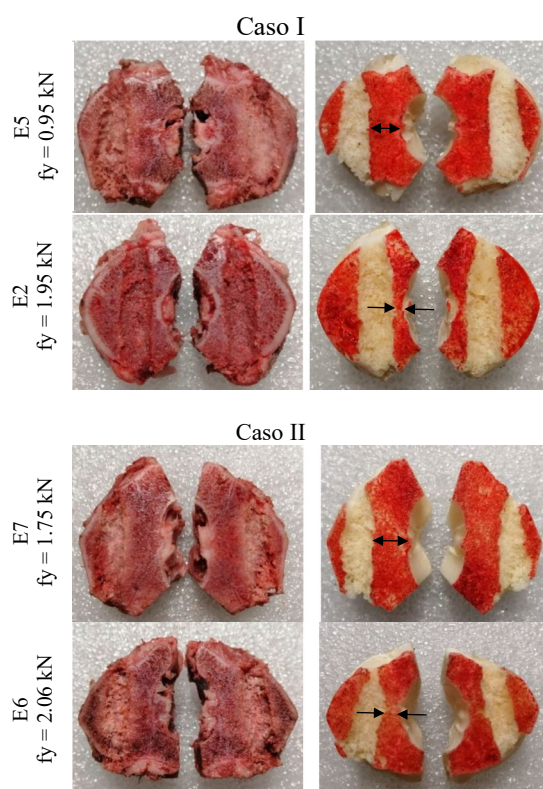
Muestra	f_y (kN)	f_r (kN)
E1	1,46	1,67
E2	1,92	2,02
E3	1,36	1,66
E4	1,46	1,61
E5	0,95	1,17
Promedio	1,43	1,63
Desviación Estándar	0,31	0,27

Fuente: elaboración propia.

Tabla 3. Valores de f_y y f_r para el caso II – con par de apriete.

Muestra	f_y (kN)	f_r (kN)	Par apriete (Nm)
E6	2,06	2,36	7,00
E7	1,75	1,78	5,20
E8	1,57	1,83	6,50
E9	1,78	1,99	5,40
E10	2,34	2,57	5,40
Promedio	1,90	2,11	5,90
Desviación estándar	0,27	0,31	0,80

Fuente: elaboración propia.

**Figura 6.** Sección de las vértebras y volumen evacuado tras el ensayo de tracción, antes y después de ser preservadas: (A) Caso I – Sin par de apriete; (B) Caso II – Con par de apriete. Fuente: elaboración propia.

Las secciones de las vértebras ensayadas representadas en la Figura 6 muestran claras diferencias en el posicionamiento del tornillo quirúrgico en la vértebra. Estas imágenes se identifican en la figura con el valor de f_y obtenido en cada muestra. En ambos casos de este estudio, las muestras cuya inserción se realizó en un punto más alejado del agujero raquídeo (E5 – Caso I y E7 – Caso II), presentan valores de f_y más bajos que los casos donde la inserción se realizó en un punto más cercano (E2 y E6). Las flechas negras representadas en la Figura 6 indican la distancia del orificio ocupado por el tornillo quirúrgico respecto al

agujero raquídeo, con los siguientes valores para cada una de las muestras: E5 – 7.35 mm, E2 – 2.85 mm, E7 – 8.30 mm y E6 – 5.47 mm. Este efecto de la posición del tornillo sobre el valor de f_y debe ser tenido en cuenta en el análisis comparativo del par de apriete entre las muestras ensayadas.

4. Conclusiones

Los valores de f_y presentados en la Tabla 2 (Caso I, sin apriete) y la Tabla 3 (Caso II, con apriete) confirman que la resistencia de la unión entre el tornillo quirúrgico y la vértebra es superior al aplicar un par de apriete final. Aplicando la metodología de este trabajo, los resultados han evidenciado una mejora media del 32,8% en la resistencia máxima a extracción en el tramo lineal y del 29,4% a rotura, entre los casos sin par de apriete y con par de apriete. Sin embargo, tratándose de dos casos emparejados, el análisis estadístico comparativo de f_y entre caso 1 y 2 arroja un p-valor de 0,074, que no permite rechazar la hipótesis nula, pero si cabe destacar que es un valor muy cercano a 0,05.

Durante el desarrollo de la metodología se han detectado múltiples factores presentes en los ensayos que pueden afectar a las conclusiones extraídas a partir de los resultados obtenidos, como son: las diferencias geométricas y de propiedades entre mismas vértebras en diferentes especímenes, el diferente asentamiento de la carga durante los ensayos de tracción en la etapa de desplazamiento inicial, las discrepancias del posicionamiento exacto del tornillo quirúrgico en el interior del cuerpo vertebral, etc. Su análisis ha sido crucial para aislar sus efectos sobre la resistencia a extracción del tornillo y permitir la obtención clara de una conclusión sobre la influencia del par de apriete.

Para la tipología de vértebras ensayadas, en este caso de origen porcino, de este trabajo también se concluye que el valor del par de apriete óptimo debe encontrarse en el rango de 5.2-7.0 Nm si se desea alcanzar un valor máximo de resistencia a la extracción axial del tornillo. Al aumentar esta resistencia, se logran mejoras en la estabilidad y seguridad de sistemas correctivos de la escoliosis como la técnica quirúrgica VBT.

Relacionados con esta línea de investigación y, con el fin de mejorar las técnicas quirúrgicas como el VBT, se plantean retos futuros sobre el estudio de la influencia de la densidad ósea sobre las condiciones óptimas de fijación [25,26], entre las que se encuentra el par de apriete, o, en el caso que durante la

intervención se produjera el fallo del sustrato de la vértebra sin provocar su rotura completa, la aplicación de nuevas técnicas que están siendo estudiadas por el equipo investigador y otros investigadores [27,28] para realizar la reparación, e incluso mejora de la resistencia de la unión, empleando cemento óseo y sulfato de calcio.

Por último, también cabe resaltar el valor de los resultados experimentales presentados en este trabajo para el posterior desarrollo de modelos numéricos que faciliten la labor de caracterizar el comportamiento y, optimizar de forma conjunta, los diversos parámetros del proceso de inserción y fijación de los tornillos, así como establecer la geometría más adecuada según las necesidades de cada paciente [21]. En la Figura 7 se presentan algunos resultados preliminares de los esfuerzos de von Mises obtenidos por el equipo investigador, simulados numéricamente sobre las condiciones de carga de rotura experimental sobre la muestra E1, del caso I sin par de apriete en este estudio. Se puede observar como las tensiones máximas simuladas a las condiciones de rotura de los ensayos son de 112,64 MPa en el hueso cortical y 25,44 MPa en el trabecular. Estos valores preliminares coinciden con los obtenidos por otros autores que datan la tensión de rotura del hueso cortical porcino entre 80 y 120 MPa y la del trabecular entre 5 y 15 MPa [29-31].

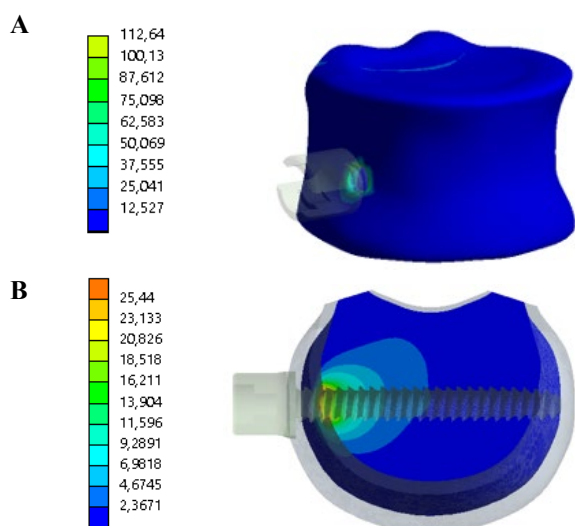


Figura 7. Tensiones de von Mises (MPa). Carga de rotura para muestra E1. A) tensiones sobre hueso cortical B) tensiones sobre hueso trabecular.

5. Agradecimientos

El autor¹ agradece al Grupo de Investigación en Ingeniería de Máquinas de la Universidad Politécnica de Madrid por el constante apoyo y confianza para el desarrollo de esta investigación realizada durante la estancia doctoral.

6. Referencias

- [1] A Robert J. Ames, Amer F. Samdani, Randal R. Betz, Anterior Scoliosis Correction in Immature Patients with Idiopathic Scoliosis, Operative Techniques in Orthopaedics, Volume 26, Issue 4, 2016, Pages 247-257. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2016.09.007>
- [2] Aronsson DD, Stokes IA. Nonfusion treatment of adolescent idiopathic scoliosis by growth modulation and remodeling. J Pediatr Orthop. 2011 Jan-Feb;31 (1 Suppl): S99-106. [doi: 10.1097/BPO.0b013e318203b141](https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e318203b141).
- [3] Fairhurst H, Little JP, Adam CJ. Intra-operative measurement of applied forces during anterior scoliosis correction. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2016 Dec; 40:68-73. [doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.10.014](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.014).
- [4] Driscoll M, Aubin CE, Moreau A, Parent S. Biomechanical comparison of fusionless growth modulation corrective techniques in pediatric scoliosis. Med Biol Eng Comput. 2011 Dec;49(12):1437-45. [doi: 10.1007/s11517-011-0801-8](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0801-8).
- [5] Jain V, Lykissas M, Trobisch P, Wall EJ, Newton PO, Sturm PF, Cahill PJ, Bylski-Austrow DI. Surgical aspects of spinal growth modulation in scoliosis correction. Instr Course Lect. 2014 ;63: 335-44.
- [6] Cunin V. Early-onset scoliosis: current treatment. Orthop Traumatol Surg Res. 2015 Feb;101(1 Suppl):S109-18. doi: 10.1016/j.otsr.2014.06.032.
- [7] Gould SL, Cristofolini L, Davico G, Viceconti M. Computational modelling of the scoliotic spine: A literature review. Int J Numer Method Biomed Eng. 2021 Oct;37(10):e3503. [doi: 10.1002/cnm.3503](https://doi.org/10.1002/cnm.3503).
- [8] Desroches G, Aubin CE, Sucato DJ, Rivard CH. Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model. Med Biol Eng Comput. 2007 Aug;45(8):759-68. [doi: 10.1007/s11517-007-0214-x](https://doi.org/10.1007/s11517-007-0214-x).

- [9] Gopinathan P. Anterior scoliosis surgery the state of art procedure. *J Orthop.* 2015 Apr 30;12(2):63-5. doi: [10.1016/j.jor.2015.04.001](https://doi.org/10.1016/j.jor.2015.04.001).
- [10] Cobetto N, Aubin CE, Parent S. Contribution of Lateral Decubitus Positioning and Cable Tensioning on Immediate Correction in Anterior Vertebral Body Growth Modulation. *Spine Deform.* 2018 Sep-Oct;6(5):507-513. doi: [10.1016/j.jspd.2018.01.013](https://doi.org/10.1016/j.jspd.2018.01.013).
- [11] Keenan BE, Izatt MT, Askin GN, Labrom RD, Pettet GJ, Percy MJ, Adam CJ. Segmental torso masses in adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014 Aug;29(7):773-9. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2014.06.002](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.06.002).
- [12] Abdulkader Hamad, Elnasri B. Ahmed, Athanasios I. Tsirikos, Adolescent idiopathic scoliosis: a comprehensive approach to aetiology, diagnostic assessment and treatment, *Orthopaedics and Trauma*, Volume 31, Issue 6, 2017, Pages 343-349, ISSN 1877-1327, <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2017.09.004>.
- [13] Cobetto N, Aubin CE, Parent S. Surgical Planning and Follow-up of Anterior Vertebral Body Growth Modulation in Pediatric Idiopathic Scoliosis Using a Patient-Specific Finite Element Model Integrating Growth Modulation. *Spine Deform.* 2018 Jul-Aug;6(4):344-350. doi: [10.1016/j.jspd.2017.11.006](https://doi.org/10.1016/j.jspd.2017.11.006).
- [14] Burwell RG, Dangerfield PH, Moulton A, Grivas TB. Adolescent idiopathic scoliosis (AIS), environment, exposome and epigenetics: a molecular perspective of postnatal normal spinal growth and the etiopathogenesis of AIS with consideration of a network approach and possible implications for medical therapy. *Scoliosis.* 2011 Dec 2;6(1):26. doi: [10.1186/1748-7161-6-26](https://doi.org/10.1186/1748-7161-6-26).
- [15] Lombardi G, Akoume MY, Colombini A, Moreau A, Banfi G. Biochemistry of adolescent idiopathic scoliosis. *Adv Clin Chem.* 2011;54:165-82. doi: [10.1016/b978-0-12-387025-4.00007-8](https://doi.org/10.1016/b978-0-12-387025-4.00007-8).
- [16] Holewijn RM, de Kleuver M, van der Veen AJ, Emanuel KS, Bisschop A, Stadhouder A, van Royen BJ, Kingma I. A Novel Spinal Implant for Fusionless Scoliosis Correction: A Biomechanical Analysis of the Motion Preserving Properties of a Posterior Periapical Concave Distraction Device. *Global Spine J.* 2017 Aug;7(5):400-409. doi: [10.1177/2192568217699377](https://doi.org/10.1177/2192568217699377).
- [17] Riouallon G, Odent T, Elie C, Padovani JP, Rigault P, Pouliquen JC, Glorion C. Anterior screw-plate fixation in adolescent idiopathic scoliosis: 15-year outcomes. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016 Apr;102(2):227-32. doi: [10.1016/j.otsr.2015.12.011](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.12.011).
- [18] Brink RC, Schlösser TPC, van Stralen M, Vincken KL, Kruij MC, Hui SCN, Viergever MA, Chu WCW, Cheng JCY, Castelein RM. Anterior-posterior length discrepancy of the spinal column in adolescent idiopathic scoliosis-a 3D CT study. *Spine J.* 2018 Dec;18(12):2259-2265. doi: [10.1016/j.spinee.2018.05.005](https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.05.005).
- [19] Ren C, Liu L, Song Y, Zhou C, Liu H, Li T. Comparison of anterior and posterior vertebral column resection versus anterior release with posterior internal distraction for severe and rigid scoliosis. *Eur Spine J.* 2014 Jun;23(6):1237-43. doi: [10.1007/s00586-014-3270-6](https://doi.org/10.1007/s00586-014-3270-6).
- [20] Barsanti CM, deBari A, Covino BM. The torsion meter: a critical review. *J Pediatr Orthop.* 1990 Jul-Aug;10(4):527-31. PMID: 2358493.
- [21] Sun Y, Zhang Y, Ma H, Tan M, Zhang Z. Spinal Manual Therapy for Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Biomed Res Int.* 2023 Jan 4; 2023: 7928429. doi: [10.1155/2023/7928429](https://doi.org/10.1155/2023/7928429).
- [22] Cuddihy L, Danielsson AJ, Cahill PJ, Samdani AF, Grewal H, Richmond JM, Mulcahey MJ, Gaughan JP, Antonacci MD, Betz RR. Vertebral Body Stapling versus Bracing for Patients with High-Risk Moderate Idiopathic Scoliosis. *Biomed Res Int.* 2015; 2015:438452. doi: [10.1155/2015/438452](https://doi.org/10.1155/2015/438452).
- [23] Le Cann S, Cachon T, Viguier E, Miladi L, Odent T, Rossi JM, Chabrand P. Pedicle Screw Fixation Study in Immature Porcine Spines to Improve Pullout Resistance during Animal Testing. *PLoS One.* 2015 Oct 9;10(10): e0127463. [https://doi: 10.1371/journal.pone.0127463](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0127463).
- [24] Conrad BP, Cordista AG, Horodyski M, Rehtine GR. Biomechanical evaluation of the pullout strength of cervical screws. *J Spinal Disord Tech.* 2005 Dec;18(6):506-10. [https://doi: 10.1097/01.bsd.0000140196.99995.65](https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000140196.99995.65).
- [25] "Age-related changes in the tensile properties of cortical bone", por J. Currey (The Journal of Bone and Joint Surgery, 1988).
- [26] "Biomechanical properties of cortical bone in porcine mandibles", por J. A. Ko et al. (Journal of Biomechanics, 2007).
- [27] Pfeifer BA, Krag MH, Johnson C. Repair of failed transpedicle screw fixation. A biomechanical study comparing polymethylmethacrylate, milled bone, and matchstick bone reconstruction. *Spine (Phila Pa 1976)* 1994;19:350-3.

[28] Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, White AA 3rd, Hayes WC. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. Clin Orthop Relat Res 1993;296:278–87.

[29] Lv QB, Gao X, Pan XX, Jin HM, Lou XT, Li SM, Yan YZ, Wu CC, Lin Y, Ni WF, Wang XY, Wu AM. Biomechanical properties of novel transpedicular transdiscal screw fixation with interbody arthrodesis technique in lumbar spine: A finite element study. J Orthop Translat. 2018 Sep 10;15:50-58. [https://doi: 10.1016/j.jot.2018.08.005](https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.08.005).

[30] Finley SM, Brodke DS, Spina NT, DeDen CA, Ellis BJ. FEBio finite element models of the human lumbar spine. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2018 May;21(6):444-452. [https://doi: 10.1080/10255842.2018.1478967](https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1478967).

[31] K.A. Macdonald, W.F. Deans, Stress analysis of drillstring threaded connections using the finite element method, Engineering Failure Analysis, Volume 2, Issue 1, 1995, Pages 1-30, [https://doi.org/10.1016/1350-6307\(95\)00007-D](https://doi.org/10.1016/1350-6307(95)00007-D).