

Artículo de revisión

doi: 10.35366/109693

Biomecánica de la interfaz hueso-tornillo en instrumentación transpedicular de columna

Biomechanics of the bone-screw interface in transpedicular spinal instrumentation

Alpízar-Aguirre A,* González-Carbonell RA,† Ortiz-Prado A,§ Jacobo-Armendáriz VH[¶]

Instituto Nacional de Rehabilitación LGII

RESUMEN. El aflojamiento de los implantes, la falla catastrófica de la interfaz hueso-tornillo, la migración de material y la pérdida de estabilidad de los componentes del ensamble de la fijación constituyen una seria complicación en la cirugía de columna de adultos. La contribución de la biomecánica se basa en la medición experimental y la simulación de las fijaciones transpediculares de columna. La trayectoria de inserción cortical mostró un incremento en la resistencia de la interfase tornillo-hueso respecto a la inserción pedicular tanto para fuerzas de tracción axiales al tornillo como en distribución de esfuerzos en la vértebra. Los tornillos de doble rosca tuvieron una resistencia similar a los pediculares estándar. Los tornillos de rosca parcial de cuatro filetes mostraron mejor resistencia a la fatiga en cuanto a mayor carga de rotura y número de ciclos para la falla. Los tornillos aumentados, ya sea con cemento o hidroxiapatita mejoraron también la resistencia a la fatiga en vértebras osteoporóticas. Las simulaciones de segmentos rígidos confirmaron la presencia de esfuerzos superiores en los discos intervertebrales que provocan el daño de los segmentos adyacentes. La parte posterior de las vértebras puede estar sometida a mayores esfuerzos, fundamentalmente en la superficie de la interfaz hueso-tornillo, por lo que son más susceptibles a la falla en esta región.

Palabras clave: instrumentación transpedicular de columna, interfaz hueso-tornillo, esfuerzos, biomecánica.

ABSTRACT. Implant loosening, catastrophic failure of the bone-screw interface, material migration, and loss of stability of the fixation component assembly constitute a serious complication in adult spinal surgery. The contribution of biomechanics is based on experimental measurement and simulation of transpedicular spinal fixations. The cortical insertion trajectory showed an increase in the resistance of the screw-bone interface with respect to the pedicle insertion trajectory, both for axial traction forces to the screw and for stress distribution in the vertebra. The double-threaded screws and standard pedicle screws had similar strength. Partially threaded screws with four-thread showed better resistance to fatigue in terms of a higher failure load and number of cycles to fail. Cement or hydroxyapatite augmented screws with also showed a better fatigue resistance in osteoporotic vertebrae. Rigid segment simulations confirmed the presence of higher stresses on the intervertebral discs causing damage to adjacent segments. The posterior body of the vertebra may be subjected to high stresses, in the bone-screw interface, being this bone region more susceptible to failure.

Keywords: spine transpedicular instrumentation, bone-screw interface, stress, biomechanics.

* Médico neurocirujano. Especialidad en Neurocirugía. Servicio de Cirugía de Columna, Instituto Nacional de Rehabilitación. Ciudad de México, México.

† Ingeniero mecánico. Doctor. Escuela Nacional de Estudios Superiores, Unidad Juriquilla, Universidad Nacional Autónoma de México. Querétaro, México.

§ Ingeniero mecánico. Doctor. Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México. Ciudad de México, México.

¶ Ingeniero industrial. Doctor. Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México. Ciudad de México, México.

Correspondencia:

Raide Alfonso González-Carbonell
Boulevard Juriquilla Núm. 3001, Col. Juriquilla, CP 76230, Querétaro, Querétaro.
E-mail: raideglez@unam.mx

Recibido: 20-10-2021. Aceptado: 01-11-2022.

Citar como: Alpízar-Aguirre A, González-Carbonell RA, Ortiz-Prado A, Jacobo-Armendáriz VH. Biomecánica de la interfaz hueso-tornillo en instrumentación transpedicular de columna. Acta Ortop Mex. 2022; 36(3): 172-178. <https://dx.doi.org/10.35366/109693>



Introducción

La instrumentación de la columna mediante la fijación transpedicular ofrece estabilidad, ya sea en la región torácica o lumbar.¹ La instrumentación de la columna por vía transpedicular es una técnica muy empleada, mediante la inserción de un tornillo en el pedículo busca formar un ensamble de componentes metálicos biocompatibles de varias formas como barras, placas y discos para lograr la estabilidad. Se requiere estabilizar el segmento vertebral cuando hay curvaturas con arcos pronunciados en el plano anatómico frontal, en presencia de fracturas de vértebras y cuando hay degeneración en los discos intervertebrales.

De acuerdo a Alkaly y colaboradores,² a pesar de los adelantos tecnológicos de los sistemas de fijación o anclaje, el aflojamiento de los implantes, la falla catastrófica de la interfaz hueso-tornillo, la migración de material y la pérdida de estabilidad de los componentes del ensamble constituyen una seria complicación en la cirugía de columna de adultos. Los factores biomecánicos que afectan la capacidad de fijación de los tornillos transpediculares son:

1. El diseño de los tornillos (diámetro, longitud, número de filetes, paso, material, etc.),
2. las características anatómicas del cuerpo vertebral y del pedículo (geometría de las vértebras, densidad ósea, las propiedades biomecánicas del hueso vertebral) y
3. las técnicas de inserción del tornillo.³

En pacientes con osteoporosis se agudiza el problema de lograr un anclaje adecuado entre el tornillo y el implante, lo que constituye un reto para los cirujanos.⁴ Con la aplicación de los métodos de la biomecánica es posible obtener el comportamiento del tejido óseo bajo varias condiciones de carga,⁵ así como evaluar el comportamiento del anclaje en la interfaz hueso-tornillo (IHT) en fijaciones de columna vertebral para varias densidades óseas. El objetivo de este trabajo es analizar las contribuciones de los métodos de aná-

lisis de la biomecánica al estudio de la instrumentación de columna.

Pruebas mecánicas en la interfaz hueso-tornillo

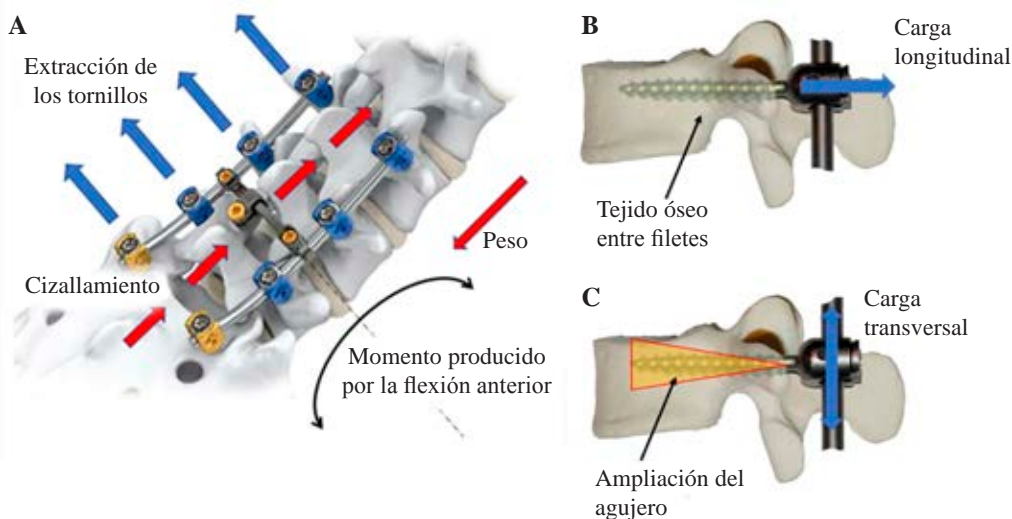
Las articulaciones que componen la columna permiten movilidad en los tres planos anatómicos: la flexión extensión en el plano sagital, la flexión lateral en el plano frontal y la rotación en el plano transversal. Durante la flexión de columna el tronco toma una postura arqueada hacia adelante, provocando una compresión de los discos intervertebrales en su parte anterior y los tejidos en su parte posterior se estiran. En la flexión lateral, el disco se comprime en un lado y en el otro se descomprime, mientras que músculos y ligamentos se traccionan en el lado opuesto de la flexión. En la rotación se produce una combinación de estiramiento de los tejidos y rotación en los discos intervertebrales.

En columnas instrumentadas se limita la movilidad de las articulaciones facetarias y sobre en los tornillos aparecen fuerzas longitudinales y tangenciales que tienden a retirar el tornillo del hueso o provocar su falla (*Figura 1A*). El tejido óseo presente entre los filetes del cuerpo del tornillo es el encargado de mantener una buena fijación mecánica; sin embargo, sus propiedades mecánicas son inferiores a las del tornillo, situación que influye en la estabilidad de la instrumentación. Producto de la extracción del tornillo (fuerza longitudinal, *Figura 1B*) surgen esfuerzos cortantes en el tejido óseo, que si superan el límite de resistencia del hueso se puede fracturar con el consecuente aflojamiento del tornillo.

La fuerza transversal puede provocar el aplastamiento del tejido óseo, el tornillo se inclina hacia arriba y abajo, creando una ampliación en el orificio de inserción en forma de cuña, más pronunciada hacia el interior del cuerpo vertebral, con un centro de rotación o punto de menor ancho del canal en la entrada del cuerpo vertebral posterior (*Figura 1C*). La carga transversal es común en la dirección craneo-

Figura 1:

Sistema de cargas que actúa sobre los tornillos.
A) Los movimientos de la columna provocan fuerzas axiales de extracción de los tornillos y transversales que producen el cizallamiento en el tornillo.
B) La fuerza de extracción puede ocasionar la fractura del hueso entre filetes del tornillo.
C) La fuerza transversal puede ampliar el agujero de inserción y la pérdida del anclaje.



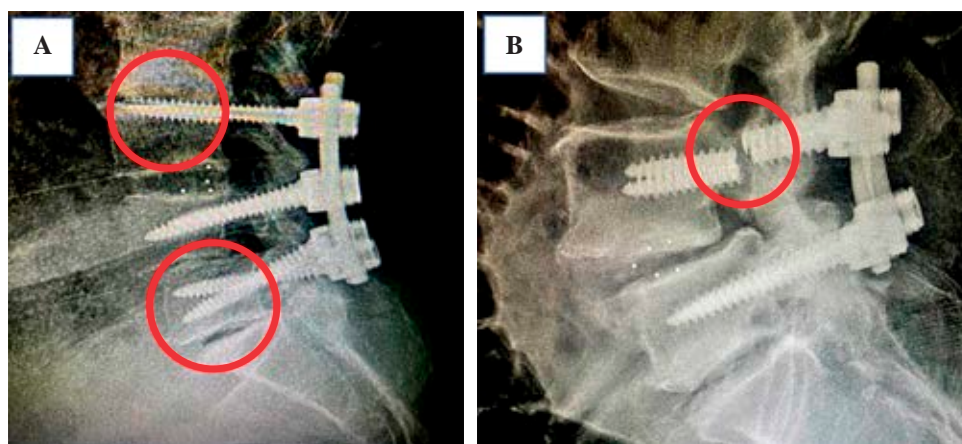


Figura 2:

Fallo de los implantes en instrumentación transpedicular de columna. **A)** Pérdida de la sujeción producto de la falla del tejido óseo. **B)** Falla del tornillo en la parte posterior de la construcción.

caudal, pues se trasmite por las barras que unen una vértebra con otra y que dan estabilidad al segmento; también se puede presentar en dirección mediolateral. Bajo condiciones de flexión lateral o rotación del tronco también pueden manifestarse en momentos de torsión en la interfaz. Por tanto, la naturaleza de las cargas presentes es combinada y dan lugar a esfuerzos tanto normales como tangenciales.

A la presencia de cargas combinadas en la interfaz hueso-tornillo hay que sumar su carácter cíclico. Los cambios en la dirección de los movimientos de la columna provocan el cambio de dirección de las fuerzas y constituyen un riesgo de fallo del tejido óseo y de los componentes de la fijación por fatiga acumulada. Se puede producir el aflojamiento o la extracción del tornillo por fallo del tejido óseo (*Figura 2A*) y/o la rotura de los tornillos o de alguno de los elementos del ensamble por el fallo del material metálico de la fijación después de la artrodesis lumbar (*Figura 2B*).^{2,6,7}

De acuerdo con las observaciones clínicas de Chen y colaboradores,⁸ la mayoría de las fallas de tornillos se aprecian en la parte caudal de la construcción posterior, esto es, en la zona donde el tornillo sale de la interfaz. La posible causa mecánica es que se comporta similar a una viga en voladizo y los mayores esfuerzos se ubican en la zona de adyacente donde termina el «empotramiento», que en este caso es la interfaz hueso-tornillo (IHT). En la práctica clínica también se ha observado la falla de tornillos en su parte roscada, esto podría estar relacionado con los concentradores de esfuerzo que aparecen entre los filetes y que empeoran con la acción de cargas cíclicas en dirección longitudinal y transversal a la sección del tornillo. A partir de una cantidad finita de ciclos se produce la formación de grietas que crecen hasta la falla del tornillo por fatiga acumulada.

Las normas establecen los criterios de evaluación preclínica de los diseños de los componentes de los ensambles de componentes metálicos biocompatibles para instrumentaciones.⁹ Recomiendan el uso de bloques de polímeros como modelo de vertebrectomía para imitar los cuerpos vertebrales. Esta configuración supone que la parte anterior de la columna está totalmente comprometida.¹⁰ La uniformidad y consistencia de las propiedades mecánicas de las muestras

de espuma de poliuretano hacen de este material un sustituto del hueso para realizar pruebas comparativas del anclaje en la IHT y otros dispositivos médicos. También se hace la evaluación de la resistencia de las fijaciones en muestras cadavéricas para analizar la resistencia de nuevos materiales y diseños.

La resistencia del anclaje se ve influenciada por la cantidad y la calidad de tejido óseo entre los filetes de los tornillos. Para determinar la resistencia del anclaje en la IHT antes de extraer el tornillo transpedicular insertado en vértebras cadavéricas se aplica una fuerza axial de extracción. Los tornillos cónicos requieren de una fuerza de extracción similar a la de los tornillos convencionales, mientras que el torque de inserción es superior.^{11,12,13,14} De acuerdo a Brasileño y colaboradores,¹⁵ los tornillos de doble rosca y los de rosca simple mostraron una resistencia a la extracción axial y a la fatiga similar. La fijación que se alcanza con los tornillos de doble rosca fue relativamente independiente de la densidad ósea, mientras que dependió mucho de la porosidad.

Los tornillos convencionales tienen el inconveniente de que la reducción de la densidad y la porosidad del hueso esponjoso pueden limitar en anclaje en la IHT. Los tornillos corticales se agarran al pedículo a través de la *pars interarticularis* con una trayectoria medial a lateral. Esta trayectoria maximiza teóricamente el agarre con el tejido cortical y mejora la fijación a largo plazo. Sansur y colaboradores⁴ realizaron un estudio comparativo entre la fijación transpedicular convencional y la cortical. Encontraron que las propiedades de la fijación transpedicular convencional y cortical dependieron del nivel de la vértebra instrumentada. La fijación con tornillos corticales exhibió un incremento en la carga de fallo en los segmentos lumbares inferiores, mientras que la fijación transpedicular convencional demostró cargas de falla más altas en los elementos vertebrales superiores.

Weiser y su equipo¹⁶ compararon tornillos estándar de doble filete respecto a tornillos parciales de roscas parciales de cuatro filetes corticales (la parte posterior del tornillo es la que tiene un mayor número de filetes), cada tipo de

tornillo fue insertado en vértebras cadavéricas en el pedículo izquierdo y derecho, respectivamente. Aplicaron una carga cíclica variable en dirección craneocaudal (transversal a la sección del tornillo) para provocar la fatiga en los tornillos. La carga aplicada ocasionó que el tornillo se inclinara creando la ampliación en el orificio de inserción en forma de cuña. Observaron que existe una diferencia significativa con respecto a la carga de fatiga entre los dos tipos de tornillos sólo en función de la densidad ósea, y argumentan que este resultado se debe a que la disminución en la densidad ósea esencialmente afecta el hueso trabecular y que el tornillo cortical roscado busca optimizar el anclaje cortical en el pedículo, donde la influencia de la densidad ósea es menor. Por otra parte, los hilos de roscas finos conducen a un aumento significativo de la estabilidad en cuerpos vertebrales con baja densidad ósea.

Oikonomidis y colaboradores¹⁷ emplearon vértebras cadavéricas osteoporóticas frescas y compararon el comportamiento de elementos fabricados con titanio respecto a fibras de carbono reforzado PEEK. Observaron que ambos materiales proporcionan propiedades biomecánicas similares con respecto a la carga de falla. Sin embargo, los cambios microscópicos tuvieron una diferencia significativa en la formación de cavidades alrededor de los tornillos. Por lo que se puede plantear que las tasas de aflojamiento de los tornillos son menores debido al cambio de rigidez de las fibras de carbono reforzado PEEK en comparación con los implantes de titanio. Afirman que una mayor rigidez del implante se asocia con una menor absorción de las fuerzas y por tanto, con mayor transferencia de las cargas a la IHT. Este fenómeno conduce a la formación de microgrietas que puede ser una causa de aflojamiento temprano del implante.

Con la finalidad de elevar la calidad del anclaje en la IHT se emplean materiales biocompatibles como el cemento óseo y la hidroxiapatita, este proceso se conoce como «aumento». Kanno y colaboradores¹⁸ comprobaron el efecto de introducir hidroxiapatita en el agujero en muestras de espuma de poliuretano y en vértebras cadavéricas bajo la acción de una fuerza de extracción (tensión longitudinal) a velocidad constante. La fuerza máxima de extracción del tornillo fue significativamente mayor en muestras aumentadas respecto a las no aumentadas. También efectuaron ensayos de flexión con una carga aplicada de forma cíclica en dirección craneocaudal (fuerza transversal) en muestras de espuma de poliuretano, para esta prueba también se demuestra el incremento del anclaje en la interfaz hueso-tornillo, se requirió mayor número de ciclos de palanca y una fuerza máxima significativamente mayor en los tornillos con aumento.

Weiser y colegas¹⁹ examinaron muestras cadavéricas y aplicaron una carga de forma cíclica en dirección craneocaudal a tornillos transpediculares. También realizaron el aumento de las vértebras con cemento óseo del tipo SpinePlex. Como resultado observaron que el tornillo hace una oscilación en la punta con el patrón observado¹⁶ explicado en párrafos anteriores (*Figura 1C*). Realizaron una tomografía una vez concluida la prueba en la que se observa-

ron signos de pérdida del anclaje de la IHT, pero la cabeza del tornillo no había empezado a inclinarse aún. Similar al trabajo en muestras de espuma de poliuretano,¹⁸ el grupo de vértebras osteoporóticas mostró que tanto la carga como el número de ciclos a la falla de los tornillos aumentados es significativamente mayor en comparación con los no aumentados. No encontraron diferencia significativa en la carga ni ciclos de falla en tornillos aumentados en vértebras con densidad normal y osteoporótica, mientras que en estos mismos grupos sin aumentar sí hubo una diferencia significativa en la carga y ciclos de falla, siendo superior en vértebras con mayor densidad ósea.

Otra técnica empleada para restaurar el anclaje en la IHT son las cirugías de revisión, que consisten en insertar un tornillo de mayor diámetro que el colocado en la cirugía inicial. En este sentido, Varghese y colaboradores²⁰ comprobaron el efecto que tiene incrementar el diámetro del tornillo, inicialmente insertaron tornillos de Ø 5.5 mm y luego incrementaron el diámetro a Ø 6.5 mm o a Ø 7.5 mm en dos grupos de experimentos. Realizaron pruebas de extracción de tornillos en muestras de espuma de poliuretano y vértebras cadavéricas. Apreciaron que en revisiones con tornillos de Ø 5.5 a Ø 6.5 mm disminuyó la resistencia del anclaje en la IHT, mientras que para un incremento de 2 mm en dimensión, la cirugía de revisión puede incrementar el anclaje, por lo que se recomienda emplear tornillos que superen en 2 mm la dimensión máxima de este dispositivo médico.

Simulación biomecánica de la interfaz hueso-tornillo

Las pruebas experimentales para determinar la fuerza que provoca el fallo de la IHT se realizan en bloques de espuma de poliuretano o en vértebras cadavéricas. Las propiedades biomecánicas de ambos especímenes distan de las que existen en tejido óseo en pacientes vivos. Otro método científico empleado en el estudio de las vértebras instrumentadas es la simulación biomecánica.

La simulación de vértebras instrumentadas se realiza partiendo de la simplificación del objeto real a un modelo biomecánico.^{21,22} Los modelos biomecánicos permiten determinar de manera aproximada el comportamiento de la IHT. Por tanto, estos modelos incluyen fundamentalmente la geometría del hueso y de los elementos del ensamble de la fijación, las propiedades mecánicas y las cargas, restricciones y movimientos presentes en el modelo. A partir de imágenes médicas del paciente provenientes de tomógrafos o resonadores se genera la geometría de los tejidos biológicos, este tipo de modelos son específicos al paciente. En otros, los autores emplean geometrías genéricas²³ o generadas a partir de la tomografía de un paciente y realizan el escalado de los datos para ajustarlo a otro paciente.

Las propiedades mecánicas del hueso influyen en el modelo. Determinar el esfuerzo de falla para el tejido trabecular es más difícil que para el cortical, debido a que sus propiedades mecánicas dependen no sólo de la rigidez de la trabécula, sino de su orientación o disposición.²⁴ La con-

figuración de las trabéculas cambia en cada tipo de hueso y dentro del mismo hueso.^{25,26,27} Banse y colaboradores²⁸ establecieron en su estudio que el esfuerzo de fluencia se encuentra en el rango de 0.6 a 6.17 MPa, siendo este último para densidades de 0.35 g/cm³. Las propiedades mecánicas al hueso esponjoso se pueden asignar según una relación densidad-módulo de elasticidad.^{29,30,31}

El método de elementos finitos (MEF) es la herramienta empleada en la simulación biomecánica del comportamiento de la IHT. Este método consiste en obtener una aproximación del continuo (componentes del modelo) mediante su división en elementos. Como resultado de los análisis se obtienen los estados de esfuerzos en los elementos, así como los esfuerzos principales y equivalentes, desplazamientos y deformaciones, así como las zonas de mayores concentraciones de esfuerzos que permiten predecir la falla del modelo.^{32,33} Cuanto mejor sea la aproximación del modelo al objeto real, existirá una mejor correspondencia entre el resultado de la simulación y el comportamiento real. Es necesario comparar resultados de simulaciones con pruebas experimentales para validar la simulación, que en ocasiones se toman como referencia investigaciones como las mostradas en este trabajo y observaciones clínicas.

Elmasry y colaboradores³⁴ realizaron un estudio comparativo de cuatro modelos diferentes de fijación de segmentos y observaron que la movilidad y los esfuerzos experimentados en un segmento espinal aumentan cuando los segmentos vecinos están fusionados. Por lo tanto, el control de los esfuerzos generados en el segmento adyacente debido a la fijación proporciona una indicación sobre los posibles riesgos de degeneración en el disco intervertebral adyacente.

Rohlmann y su equipo³⁵ investigaron en su modelo la influencia de la fijación en la rotación intervertebral, las fuerzas de la articulación facetaria y la presión en los discos intervertebrales. Obtuvieron como resultado que para lograr un movimiento intervertebral natural la barra requiere un módulo elástico bajo, para reducir la presión intradiscal se requiere una rigidez elevada de la barra y para reducir las fuerzas de la articulación facetaria es necesario que la conexión entre la barra y el tornillo transpedicular sea rígida. Por su parte Natarajan y colaboradores³² confirman que la disminución de las propiedades y de la geometría (diámetro) de los elementos de la instrumentación reduce moderadamente la rigidez de una columna y contribuye a disminuir la incidencia de enfermedad del segmento adyacente en fijaciones de segmento largo. Según dichos autores los materiales y las dimensiones geométricas de uso común hacen rígida la estructura de la columna, lo que proporciona estabilidad en los movimientos en los tres planos anatómicos: flexión-extensión, flexión lateral y torsión. De la evidencia experimental se afirmó que incrementar la rigidez podría decrecer la capacidad de absorción de la carga, con una transferencia de carga a la IHT y provocar la pérdida del anclaje.¹⁷

Xu y colegas³⁶ investigaron los efectos biomecánicos del incremento de la densidad del cuerpo vertebral mediante vertebroplastia con cemento de las vértebras fracturadas

después de la instrumentación posterior y observaron que la vertebroplastia no contribuye lo suficiente a la disminución de la concentración de esfuerzos. Por lo tanto, sugieren que la aplicación de sustitutos óseos en una fractura leve puede tener otro tipo de contribución a la curación ósea. Matsukawa y colaboradores³⁷ realizaron en su modelo una comparación de la fuerza de extracción de tornillos transpediculares en cinco trayectorias de inserción diferentes: la trayectoria tradicional, la trayectoria vertical y las tres trayectorias laterales con diferentes direcciones sagitales (caudal, paralelo, craneal). Aunque con un marcado efecto en los tornillos, la fatiga provocada por la naturaleza cíclica de las cargas originadas por la marcha puede estar presente también en el tejido óseo e incidir en la interacción tornillo-hueso, provocando que el hueso no llegue a resistir las cargas reportadas por Matsukawa y su equipo.³⁷

Por otra parte, Alpízar y colaboradores³⁸ realizaron la simulación del comportamiento de la IHT variando la densidad ósea. Los mayores esfuerzos del tejido óseo se ubicaron en la superficie de contacto con el tornillo, tanto en el cuerpo vertebral como en la apófisis, siendo ligeramente superiores en el cuerpo vertebral y tuvieron una tendencia a disminuir conforme se alejaban de esta zona de contacto. La mitad posterior del cuerpo vertebral fue la más sensible a sufrir altos valores de esfuerzos, mientras que en las zonas más alejadas del eje del tornillo los esfuerzos tendieron a su magnitud mínima. Existe una correspondencia con Xu y colegas,³⁶ pues en su estudio la parte más estresada fue también la posterior. De acuerdo con los resultados de esfuerzos, las zonas de contacto entre el tornillo son susceptibles al fallo del tejido óseo debido a que están próximas al esfuerzo de fallo óseo reportado por Banse y colaboradores.²⁸

Conclusiones

Desde el punto de vista tanto experimental como en el campo de la simulación computacional se han obtenido resultados importantes en las fijaciones mecánicas de columna que permiten afirmar que los estudios biomecánicos de la fijación aportan información útil en la práctica clínica. Dentro de las contribuciones de los análisis biomecánicos, se observa que la trayectoria de inserción cortical mostró un incremento en la resistencia de la interfaz tornillo-hueso respecto a la transpedicular, tanto para fuerzas de tracción axiales al tornillo como en distribución de esfuerzos en la vértebra. Se pudo constatar que los tornillos de doble rosca tuvieron una resistencia similar a los transpediculares estándar. Los tornillos de rosca parcial de cuatro filetes mostraron mejor resistencia a la fatiga en cuanto a mayor carga de rotura y número de ciclos para la falla. Los tornillos colocados con incremento de la densidad del cuerpo vertebral, ya sea con cemento o hidroxapatita, mejoraron también la resistencia a la fatiga en vértebras osteoporóticas. Las simulaciones de segmentos rígidos confirmaron la presencia de esfuerzos superiores en los discos intervertebrales que provocan el daño de los segmentos adyacentes. La parte posterior de las vérte-

bras estuvieron sometidas a mayores esfuerzos, fundamentalmente en la superficie de interacción hueso-tornillo, por lo que son más susceptibles a la falla en esta región.

Agradecimientos

Este trabajo de investigación fue realizado con el apoyo de una beca de excelencia otorgada por el Gobierno de México, a través de la Secretaría de Relaciones Exteriores y al programa UNAM-PAPIIT IN115415.

Asimismo, se agradece al Instituto Nacional de Rehabilitación de la Secretaría de Salud de México por brindar las imágenes médicas y la asesoría de sus expertos en temas de ortopedia.

Referencias

- Moldavsky M, Salloum K, Bucklen B, Khalil S, Mehta J. In vitro biomechanical study of pedicle screw pull-out strength based on different screw path preparation techniques. *Indian J Orthop.* 2016; 50(2): 177-82.
- Alkaly RN, Bader DL. The effect of transpedicular screw design on its performance in vertebral bone under tensile loads: a parametric study. *Clin Spine Surg.* 2016; 29(10): 433-40.
- Tsuang FY, Chen CH, Wu LC, Kuo YJ, Lin SC, Chiang CJ. Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2016; 39: 71-6.
- Sansur CA, Caffes NM, Ibrahim DM, Pratt NL, Lewis EM, Murgatroyd AA, et al. Biomechanical fixation properties of cortical versus transpedicular screws in the osteoporotic lumbar spine: an in vitro human cadaveric model. *J Neurosurg Spine.* 2016; 25(4): 467-76.
- González-Carbonell RA, Ortiz-Prado A, Jacobo-Armendáriz VH, Cisneros-Hidalgo YA, Alpizar-Aguirre A. 3D patient-specific model of the tibia from CT for orthopedic use. *J Orthop.* 2015; 12(1): 11-6.
- Mohi Eldin MM, Ali AMA. Lumbar transpedicular implant failure: a clinical and surgical challenge and its radiological assessment. *Asian Spine J.* 2014; 8(3): 281-97.
- von Rüdén C, Augat P. Failure of fracture fixation in osteoporotic bone. *Injury.* 2016; 47 Suppl 2: S3-10.
- Chen CS, Chen WJ, Cheng CK, Jao SH, Chueh SC, Wang CC. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Med Eng Phys.* 2005; 27(6): 487-96.
- La Barbera L, Costa F, Villa T. ISO 12189 standard for the preclinical evaluation of posterior spinal stabilization devices--II: A parametric comparative study. *Proc Inst Mech Eng H.* 2016; 230(2): 134-44.
- La Barbera L, Galbusera F, Villa T, Costa F, Wilke HJ. ASTM F1717 standard for the preclinical evaluation of posterior spinal fixators: can we improve it? *Proc Inst Mech Eng H.* 2014; 228(10): 1014-26.
- Clement JL, Fiere V, Taylor J, Adam Y, Villaret B, inventors; Medicea Technologies, assignee. Vertebral osteosynthesis equipment. USA patent 8308772 B2. 2012 26 Nov 2010.
- de Coninck C, inventor; Stryker Spine, assignee. Multi-axial bone plate system. USA patent 8840649 B2. 2014 25 Jun 2013.
- de Villiers M, Hovda D, inventors; Spinalmotion, Inc., assignee. Posterior spinal device and method. USA patent 8,734,519 B2. 2014.
- Tornier A, Steib JP, Mazel C, inventors; Clariance, assignee. Posterior lumbar joint prosthesis. US patent 9295495 B2. 2016 24 Feb 2009.
- Brasiliense LB, Lazaro BC, Reyes PM, Newcomb AG, Turner JL, Crandall DG, et al. Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines. *Spine J.* 2013; 13(8): 947-56.
- Weiser L, Sellenschloh K, Püschel K, Morlock MM, Viezens L, Lehmann W, et al. Cortical threaded pedicle screw improves fatigue strength in decreased bone quality. *Eur Spine J.* 2021; 30(1): 128-35.
- Oikonomidis S, Greven J, Bredow J, Eh M, Prescher A, Fischer H, et al. Biomechanical effects of posterior pedicle screw-based instrumentation using titanium versus carbon fiber reinforced PEEK in an osteoporotic spine human cadaver model. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2020; 80: 105153.
- Kanno H, Aizawa T, Hashimoto K, Itoi E. Enhancing percutaneous pedicle screw fixation with hydroxyapatite granules: A biomechanical study using an osteoporotic bone model. *PLoS One.* 2019; 14(9): e0223106.
- Weiser L, Huber G, Sellenschloh K, Viezens L, Püschel K, Morlock MM, et al. Time to augment?! Impact of cement augmentation on pedicle screw fixation strength depending on bone mineral density. *Eur Spine J.* 2018; 27(8): 1964-71.
- Varghese V, Krishnan V, Kumar GS. Comparison of pullout strength of pedicle screws following revision using larger diameter screws. *Med Eng Phys.* 2019; 74: 180-5.
- Jalalian A, Gibson I, Tay EH. Computational Biomechanical Modeling of Scoliotic Spine: Challenges and Opportunities. *Spine Deform.* 2013; 1(6): 401-11.
- Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *J Biomech.* 2013; 46(9): 1477-88.
- Zahaf S, Mansouri B, Belarbi A, Azari Z. The effects induced by a backpack eccentric load on the spine of children. *Biomed Sci Eng.* 2016; 4(1): 6-22.
- Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. *J Biomech Eng.* 2015; 137(1): 0108021-01080215.
- Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech.* 2001; 34(5): 569-77.
- Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, Yeh OC. Biomechanics of trabecular bone. *Ann Rev Biomed Eng.* 2001; 3(1): 307-33.
- Wang Y, Owoc JS, Boyd SK, Videman T, Battié MC. Regional variations in trabecular architecture of the lumbar vertebra: Associations with age, disc degeneration and disc space narrowing. *Bone.* 2013; 56(2): 249-54.
- Banse X, Sims TJ, Bailey AJ. Mechanical properties of adult vertebral cancellous bone: correlation with collagen intermolecular cross-links. *J Bone Miner Res.* 2002; 17(9): 1621-8.
- Bianco RJ, Arnoux PJ, Wagnac E, Mac-Thiong JM, Aubin CE. Minimizing pedicle screw pullout risks: a detailed biomechanical analysis of screw design and placement. *Clin Spine Surg.* 2017; 30(3): E226-32.
- Von Forell GA, Stephens TK, Samartzis D, Bowden AE. Low back pain: a biomechanical rationale based on "patterns" of disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976).* 2015; 40(15): 1165-72.
- Helgason B, Gilchrist S, Ariza O, Vogt P, Enns-Bray W, Widmer RP, et al. The influence of the modulus-density relationship and the material mapping method on the simulated mechanical response of the proximal femur in side-ways fall loading configuration. *Med Eng Phys.* 2016; 38(7): 679-89.
- Natarajan RN, Watanabe K, Hasegawa K. Biomechanical analysis of a long-segment fusion in a lumbar spine-a finite element model study. *J Biomech Eng.* 2018; 140(9). doi: 10.1115/1.4039989.
- Suarez-Escobar M, Rendon-Velez E. A survey on static and quasi-static finite element models of the human cervical spine. *Int J Interact Des Manuf.* 2018; 12(2): 741-65.
- Elmasry S, Asfour S, Travascio F. Implications of spine fixation on the adjacent lumbar levels for surgical treatment of thoracolumbar burst fractures: a finite element analysis. *J Spine Care.* 2016; 1(1): 1-5.
- Rohlmann A, Nabil Boustani H, Bergmann G, Zander T. Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis. *J Biomech.* 2010; 43(15): 2963-9.

36. Xu G, Fu X, Du C, Ma J, Li Z, Ma X. Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: a finite element model analysis. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014; 100(4): 379-83.
37. Matsukawa K, Yato Y, Hynes RA, Imabayashi H, Hosogane N, Yoshihara Y, et al. Comparison of pedicle screw fixation strength among different transpedicular trajectories: a finite element study. *Clin Spine Surg.* 2017; 30(7): 301-7.
38. Alpizar-Aguirre A, González-Carbonell RA, Ortiz-Prado A, Jacobo-Armendáriz VH, Ruiz-Cervantes O, Morales-Acosta L. Biomechanical behavior of bone tissue in spine instrumentation. *Cir Cir.* 2020; 88(1): 41-8.

Financiamiento: este trabajo de revisión fue realizado con el apoyo de una beca de excelencia otorgada por el Gobierno de México, a través de la Secretaría de Relaciones Exteriores y al programa UNAM-PAPIIT IN115415.