

Estudio mecánico del fijador interno de columna INO. Primera parte: comportamiento bajo carga cuasi-estática de flexo-compresión

M.C. Zeferino Damián Noriega,* Dr. Alejandro Reyes Sánchez,** M.C. Víctor M. Domínguez Hernández,***
Dr. Guillermo Urriolagoitia Calderón,**** Dr. Luis H. Hernández Gómez*****

Instituto Nacional de Ortopedia. Ciudad de México

RESUMEN. Se estudió mecánicamente *in vitro* el fijador interno de columna INO (Instituto Nacional de Ortopedia) de placas longitudinales y tornillos pediculares, bajo carga cuasi-estática ($n = 5$) de flexocompresión anterior, para determinar su resistencia a la flexión (N.m), rigidez (N.m/mm) y flexibilidad (mm/N.m). El modelo experimental representó una corpectomía total, utilizándose discos de plástico como cuerpos vertebrales; los tornillos pediculares se fijaron pivotantes (apoyo esférico de las tuercas hacia la placa) a las placas longitudinales. Los ensayos se realizaron en una máquina Instron 4502, aplicando la carga con un brazo de palanca de 39 mm. Los valores medios de resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad obtenidos fueron de 31.184 N.m [de (desviación estándar) = 2.73], 1.205 N.m/mm (de = 0.225) y 0.852 mm/N.m (de = 0.152) respectivamente; la falla observada fue alargamiento y flexión plástica de los cuatro tornillos pediculares. La resistencia a la flexión obtenida para el fijador INO representa el 309.3% y 53.7% de la resistencia de los fijadores Rogozinski e Isola, los de menor y mayor resistencia respectivamente, de los doce fijadores estudiados por Cunningham; su rigidez, el 42% y 17.5% de la rigidez correspondiente a los fijadores Kirschner e Isola, los de menor y mayor rigidez, y su flexibilidad, el 238.5% y 572.4% de la flexibilidad de estos últimos fijadores. Por tanto, el fijador interno INO tiene resistencia a la flexión aceptable pero es más flexible que todos los fijadores estudiados por Cunningham.

Palabras clave: fijación, columna, biomecánica, análisis.

SUMMARY. Mechanical evaluation *in vitro* of the INO (Instituto Nacional de Ortopedia) spinal fixation device employing pedicle screws and plates as longitudinal members was performed under an anterior compressive flexural quasi-static load ($n = 5$), for determining its bending strength (N.m), stiffness (N.m/mm) and flexibility (mm/N.m). A total corpectomy defect was simulated using two plastic cylinders as vertebral bodies; the pedicle screws were attached to the plates with the nuts placed with their spherical side toward plates. The mechanical evaluation was performed utilizing an electromechanical Instron 4502 testing machine, and the load was applied with a lever arm distance of 39 mm. The average values obtained for the bending strength, stiffness and flexibility are as follows: 31.184 N.m (sd = 2.73), 1.205 N.m/mm (sd = 0.225) and 0.852 mm/N.m (sd = 0.152) respectively; the failure observed was plastic elongation and bending of the four pedicle screws. The bending strength of the INO device represents the 309.5% and 53.7% of the bending strength of the Rogozinski and Isola devices, which are the ones with less and more bending strength respectively of the twelve spinal devices studied by Cunningham; mean while, its stiffness is the 41.9% and 17.5% of the stiffness of the Kirschner and Isola devices, the ones with less and more stiffness. Finally, the flexibility of the INO device is the 238.6% and 572% of the flexibility of the Kirschner and Isola devices. Thereby, the INO spinal device has an acceptable bending strength but it is more flexible than all the spinal devices studied by Cunningham.

Key words: fixation, spine, biomechanic, analysis.

* Jefe del Servicio de Biomecánica del Instituto Nacional de Ortopedia (INO).

** Jefe del Servicio de Columna del INO.

*** Investigador, Servicio de Biomecánica del INO.

**** Profesor-Investigador, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME-IPN.

Dirección para correspondencia:

M.C. Zeferino Damián Noriega. Instituto Nacional de Ortopedia.
Othón de Mendizábal 195, Col. Zacatenco, Del. Gustavo A.
Madero, México DF. Telfax: 5586-76-43.

La fijación de columna con barras o placas como miembros longitudinales y tornillos pediculares ha dado buenos resultados en el tratamiento de varios desórdenes de la columna toracolumbar:² estabilización de fracturas, maluniones, metástasis, resección de tumores vertebrales, espondilectomías totales, espondilolistesis,⁶ laminectomía de varios niveles, y artritis degenerativa. Esta técnica es particularmente útil cuando los elementos posteriores no pueden fijarse con ganchos o alambres sublaminares, además, permite instrumentar segmentos de columna más cortos.¹

Debido a las diferencias antropométricas entre los grupos raciales de México y los llamados del primer mundo, es necesario diseñar para los primeros, implantes para la fijación de columna con las dimensiones adecuadas y que tengan la rigidez y resistencia suficientes para soportar el peso corporal del paciente durante su deambulacion. Por tanto, el servicio de columna del Instituto Nacional de Ortopedia diseñó el sistema INO de fijación interna posterior bilateral de columna toracolumbar, con placas longitudinales, tornillos pediculares, tuercas de apoyo esférico y contratuercas; este sistema puede utilizarse para la estabilización de 2 a 5 vértebras, siendo más común la fusión de 3 a 4 vértebras.

Nuestro objetivo en esta primera parte del estudio mecánico de dicho sistema fue evaluar su resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad, bajo carga cuasi-estática ($n = 5$) de flexo-compresión anterior, y comparar los resultados con los que Cunningham² obtuvo para doce sistemas diferentes de fijación de columna que utilizan como elementos longitudinales placas o barras cilíndricas: 1. Kirschner de barras (KRO), 2. Rogozinski de barras (ROG), 3. Simons de placas (SIM), 4. Fijador AO de barras (FIX), 5. Kirschner de placas (KPL), 6. Compact CD de barras (CCD), 7. Dyna-Lok de placas (DLO), 8. Steffee de placas (VSP), 9. Texas Scottish Rite Hospital de barras (TSRH), 10. CDS de barras, 11. CDC de barras, 12. Isola de barras (ISO).

Cuando se utilizan vértebras de cadáver en ensayos biomecánicos, la vértebra varía respecto a tamaño, edad, método de preparación o densidad mineral ósea, siendo ésta el factor determinante de la capacidad del tornillo insertado en el pedículo para resistir el aflojamiento del espécimen ensayado,⁸ por lo que para mantener consistencia en el medio de fijación de tal modo que el sistema de implante de columna fuera la única variable, se utilizaron para este estudio dos discos de nylacero como elementos vertebrales.

Material y métodos

Sistema de implante. Fijador interno de columna INO de montaje bilateral posterior para la estabilización bajo carga de flexocompresión, consistente de dos placas longitudinales curvadas a un radio de 185 mm, de 12.7 mm de ancho y 6.35 mm de espesor y con tres agujeros oblongos de 6 mm de ancho y 9.5 mm de largo, para la fijación de dos segmentos, la distancia media entre agujeros es de 26 mm, cuatro tornillos pediculares de 5.5 mm de diámetro y 55 mm de longitud total (40 mm de cuerda para cortical y 15 mm de cuerda mecánica), ocho tuercas hexagonales de apoyo esférico y cuatro contratuercas hexagonales (Figura 1).

Se simuló un defecto de corpectomía total (Figura 2), utilizando dos discos de nylacero como cuerpos vertebrales fijados al sistema de columna de manera independiente; cada tornillo pedicular se sujetó a la placa longitudinal con dos tuercas (Figura 3), con su lado esférico hacia la placa. Las placas sirvieron como única conexión entre los discos, representando de esta manera el caso más desfavorable para el sistema de implante, con la falta de un cuerpo vertebral completo.

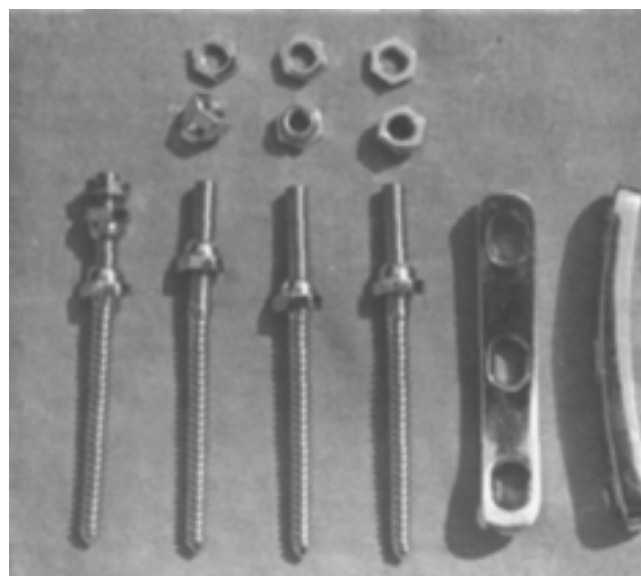
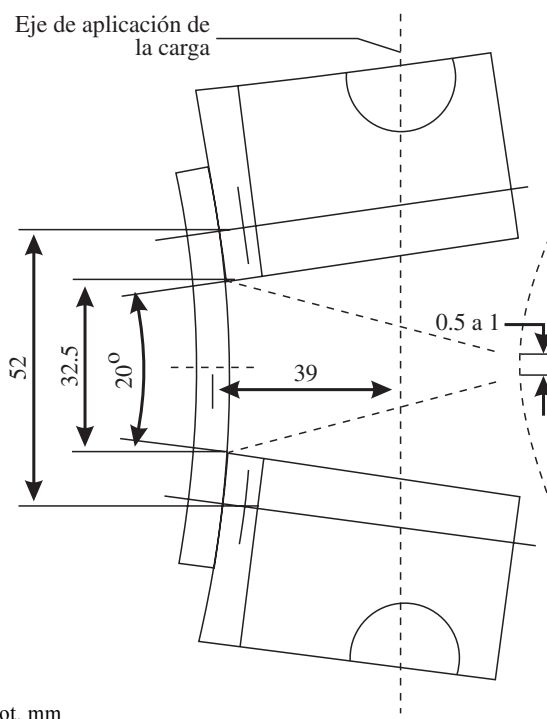


Figura 1. Sistema INO de fijación interna posterior bilateral de columna toracolumbar.



Acot. mm

Figura 2. Modelo experimental del fijador interno INO de columna toracolumbar.

Todas las partes del implante son de acero inoxidable 316 LVM y fueron suministradas por el fabricante, de almacén, sin ningún uso previo al ensayo, y no se reensayaron; el fijador se evaluó hasta su falla bajo carga cuasi-estática de flexo-compresión anterior, calculándose previamente la resistencia a la flexión M_c (N.m) de las placas en su límite de cedencia plástica (Figura 4: $R_c = 786.6 \text{ MPa}$ ⁷, $b = 3 \text{ mm}$, $h = 6 \text{ mm}$, $c = 3 \text{ mm}$).

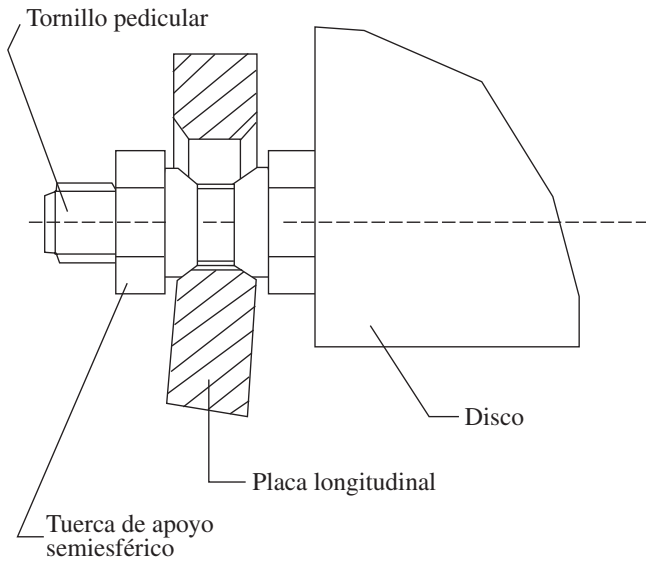


Figura 3. Fijación pivotante de los tornillos pediculares a las placas longitudinales.

Modelo sintético. Se maquinaron cilindros de nylacero de 63.5 mm de diámetro y 35 mm de espesor, para representar los elementos vertebrales del modelo experimental; cada cilindro se maquinó según dimensiones que se especifican en la figura 5, con una cavidad esférica de 20 mm de diámetro y una profundidad de 12 mm, lo que permitió aplicar simétricamente la carga de flexo-compresión a este implante de columna de dos niveles. La posición del centro de la cavidad fue constante en los cilindros utilizados, proveyendo así una distancia consistente para el brazo de palanca.

Se prepararon dos planos en la cara cilíndrica de cada disco, con 15 grados de angulación respecto al plano frontal y en dirección lateral, para darle a cada tornillo pedicular una angulación anteromedial de 15 grados al insertarse perpendicularmente en dichos planos, y para esto se taladraron en los planos dos agujeros de 4.8 mm de diámetro con una distancia interpedicular de 40 mm entre los puntos de inserción, a 9 mm de la base del cilindro; esto permitió una colocación simétrica bilateral de los tornillos y un ajuste en la interfase tornillo-disco de 0.35 mm.

Ensamble del modelo experimental. Se insertaron los dos tornillos pediculares a cada uno de los dos discos de manera autorroscante, en los agujeros de 4.8 mm de diámetro, cada tornillo con una tuerca de apoyo esférica, con su cara plana hacia el disco (Figura 3), usando una llave española de 11.1 mm (7/16"); los tornillos pediculares se insertaron al disco hasta que la cara plana de la tuerca hizo contacto con la cara plana del disco. A continuación se unieron los dos discos con las dos placas longitudinales, se colocó la segunda tuerca a cada tornillo con el apoyo esférico hacia la placa (por tanto, el tornillo podía pivotar¹ en la placa (Figura 3), se apretaron las cuatro tuercas posteriores ligeramente, se escuadró el implante y se aplicó después un par de apriete de 3.4 N.m (30 libras pulgada), utilizando un torquímetro (Consolidated Devices Inc. Model

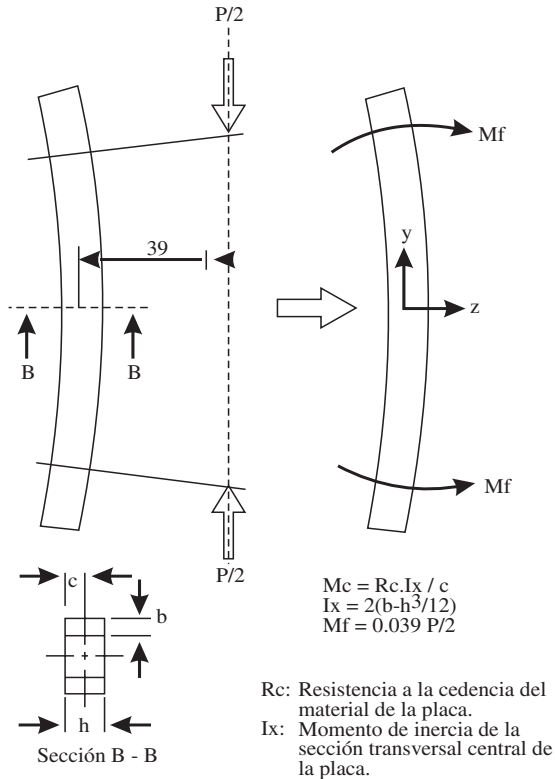


Figura 4. Cálculo del momento flexionante M_c para el punto de cedencia plástica de la placa.

1501M) con capacidad de 3.4 a 17 N.m (30 a 150 libras-pulgada) y una llave de caja hexagonal de 11.1 mm (7/16").

La distancia media entre los puntos de inserción de los tornillos pediculares en la dirección cefalocaudal fue de 52 mm; la angulación media entre los dos discos de nylacero debido a la curvatura de las placas longitudinales fue de 20 grados, con una separación posterior de 32.5 mm (Figura 2); la profundidad a la que se insertaron los tornillos pediculares en los discos de nylacero permitió una distancia consistente de 39 mm de brazo de palanca del punto de aplicación de la carga al punto medio de la placa longitudinal (Figura 2), lo que generó en el implante, al aplicarse la carga P , un momento flexionante M_f igual a $0.039P$ (N.m), y en cada placa, igual a $0.039P/2$ (Figura 4). Las mediciones se verificaron utilizando un calibrador Mitutoyo con capacidad de medición hasta de 132 mm y legibilidad de 0.02 mm, y un transportador universal de precisión Starret.

Mecanismo universal de carga. Consistió de dos vástagos de acero inoxidable, con zanco de 12.7 mm de diámetro y 73 mm de longitud y cuerda de 1/2"- 20UNF x 1/2" de longitud, y una esfera de 20 mm de diámetro en uno de sus extremos; los dos vástagos se fijaron a la brida de base y al actuador de una máquina universal de ensayos Instron 4502. Las esferas de los vástagos se insertaron en las cavidades esféricas de cada disco, permitiéndole así a cada disco vertebral una angulación AP y lateral de ± 40 grados, consiguiéndose de esta manera un ambiente de ensayo no constreñido al implante (Figura 6).

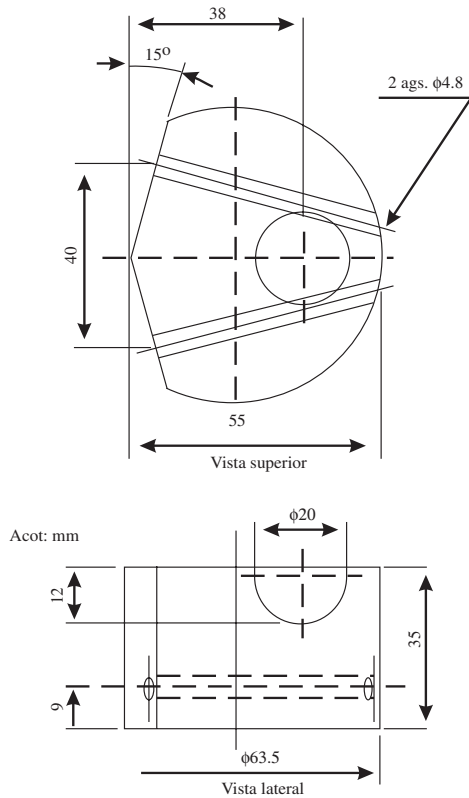


Figura 5. Dimensiones de los discos de nylon utilizados como elementos vertebrales.

Ensayo mecánico. El análisis mecánico se realizó utilizando un dispositivo electromecánico de ensayos *Instron 4502* (Instron Corp; Canton, MASS) configurado con transductores de desplazamiento *ENCODER* y una celda de carga de tensión-compresión de 10 kN. La adquisición de los datos de carga (N) y desplazamiento (mm), y control del ensayo se realizó con un cable de interfase *IEEE-488* de la máquina Instron 4502 a un tablero de control *Instron Modelo 4500* (a una alta velocidad analógica a digital y viceversa), interfaseado con una computadora personal de 1.2 Gb en disco duro a 100 MHz. El programa *Instron Series LX Automated Materials Testing System Version 5.22* para el diseño y control de ensayos y adquisición de datos de interfase, realizó la adquisición de datos carga-desplazamiento con una frecuencia de muestreo de 10 Hz.

Se prepararon cinco modelos experimentales y se ensayaron mecánicamente con carga cuasi-estática de flexo-compresión anterior, hasta su falla; se estableció como falla, la deformación plástica o fractura normal de los componentes del implante, o la aproximación anterior de 0.5 a 1 mm entre los bloques opuestos de nylon (*Figura 2*). La carga cuasi-estática se aplicó bajo control del desplazamiento, con el vástago superior descendiendo a una razón de desplazamiento constante de 2.54 mm/min; los ensayos se realizaron en un ambiente al aire libre, con una temperatura promedio de 25°C. Para los cinco ensayos se utilizaron solamente dos cilindros de nylon, ya que este material permitió mantener invariable la interfase tornillo-vertebra

(no hubo desgaste), pues el torque requerido para su inserción se mantuvo constante.

Análisis estadístico. El análisis estadístico de los resultados de los cinco ensayos se realizó utilizando el mismo programa *Instron Series IX A automated Materials Testing System Version 5.22*; los datos se evaluaron usando estadística descriptiva.

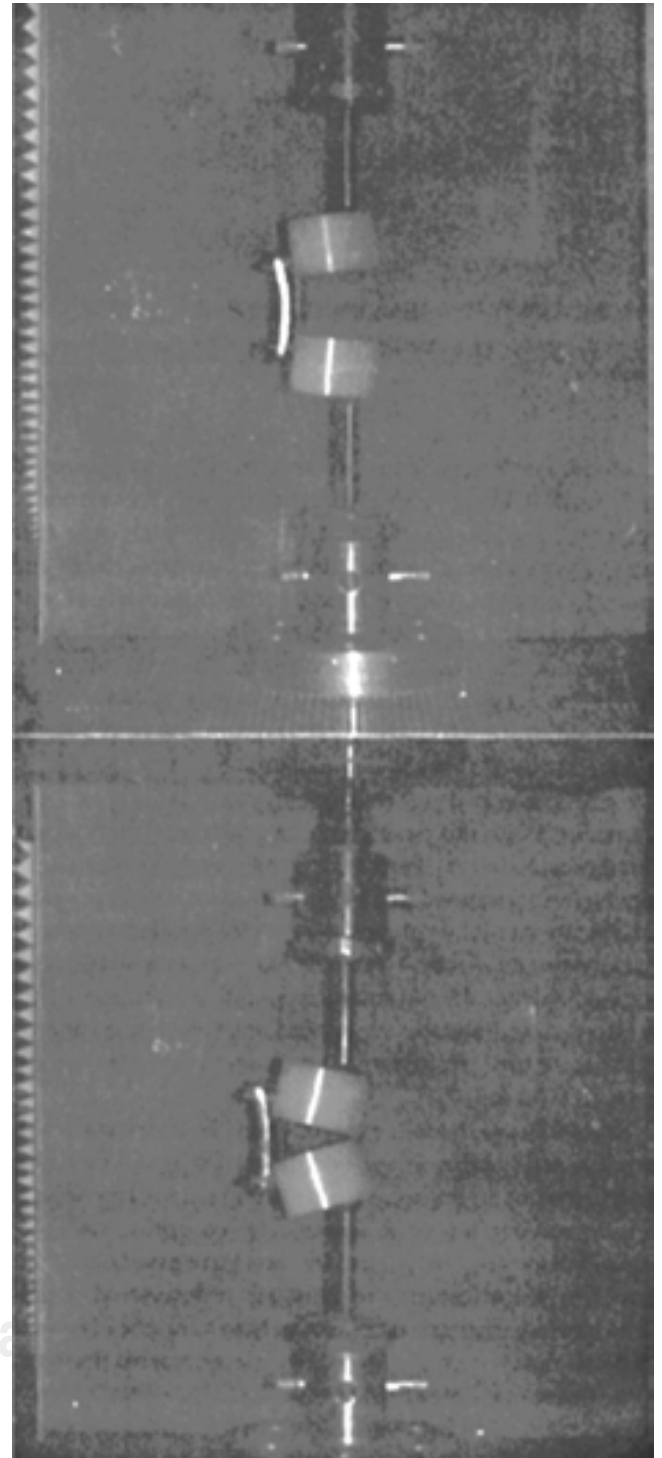


Figura 6. Ensayo del fijador INO con un ambiente no constreñido para la angulación AP y lateral de los discos vertebrales.

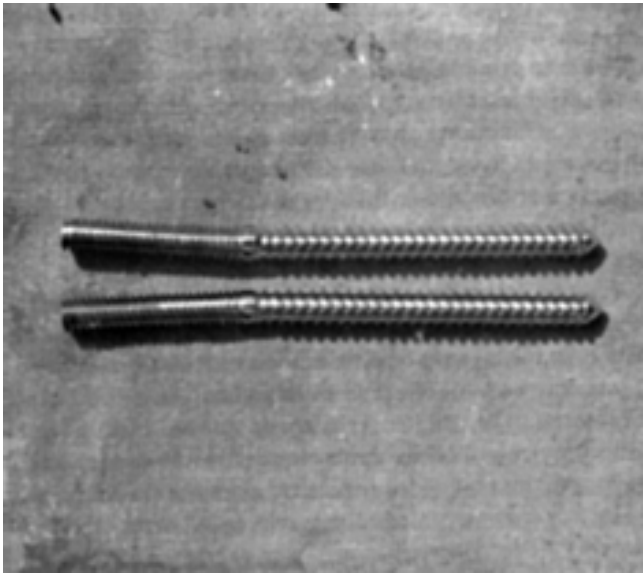


Figura 7. Falla de los tornillos pediculares: alargamiento y flexión plástica.

(Figura 7) en cada uno de los especímenes ensayados fueron: a) alargamiento plástico de los tornillos en su segmento comprendido entre las dos tuercas hexagonales de apoyo esférico, y b) flexión plástica en el punto de la

Cuadro 1. Resultados obtenidos para el fijador INO y por Cunningham.

Fijador	Resistencia a la flexión (N.m)	Rigidez a la flexión (N.m/mm)	Flexibilidad (mm/N.m)
ROG	10.075	3.168	0.316
KRO	11.272	2.875	0.348
SIM	12.064	3.537	0.283
KPL	21.852	4.428	0.226
CDS	24.521	6.161	0.162
FIX	27.436	3.667	0.273
CDC	28.111	6.251	0.160
INO	31.184	1.205	0.852
DLO	33.583	5.521	0.181
CCD	33.912	4.977	0.201
VSP	36.351	5.566	0.180
TSRH	38.992	5.899	0.169
ISO	58.005	6.894	0.145

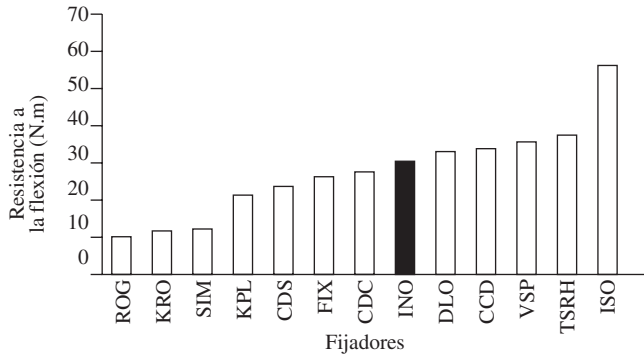


Figura 8. Resistencia a la flexión (N.m) obtenida para el fijador INO, y resultados obtenidos por Cunningham.

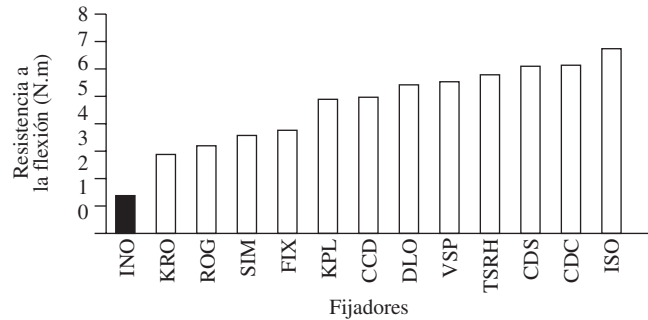


Figura 9. Rigidez (N.m/mm) obtenida para el fijador INO y resultados obtenidos por Cunningham.

Resultados

La resistencia a la flexión calculada para el punto de cedencia de las placas longitudinales fue de 29.23 N.m y los valores medios obtenidos de los cinco ensayos con carga cuasi-estática de flexo-compresión anterior fueron los siguientes: para un desplazamiento total de 33.8 mm de los dos discos vertebrales, constante en todos los ensayos, la carga máxima aplicada fue de 922.6 N con una desviación estándar (de) de 91.65, y de acuerdo a las gráficas carga-desplazamiento obtenidas, la resistencia a la flexión expresada en unidades de carga es de 799.6 N (de = 70), o de 31.184 N.m (de = 2.73) considerando el brazo de palanca con que se aplicó (799.6 N x 0.039 m); la rigidez fue de 1.205 N.m/mm (de = 0.225) y la flexibilidad fue de 0.852 mm/N.m (de = 0.152); las fallas que se observaron

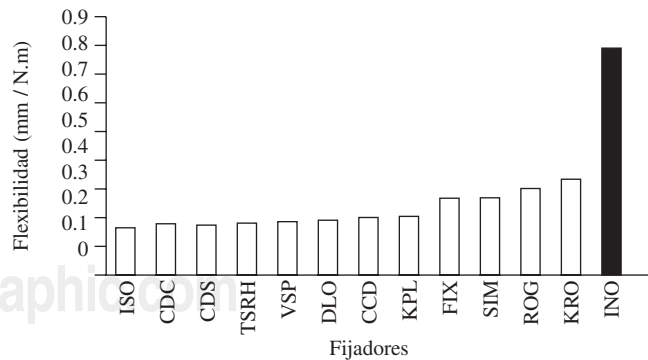


Figura 10. Flexibilidad (mm/N.m) obtenida para el fijador INO y resultados obtenidos por Cunningham.

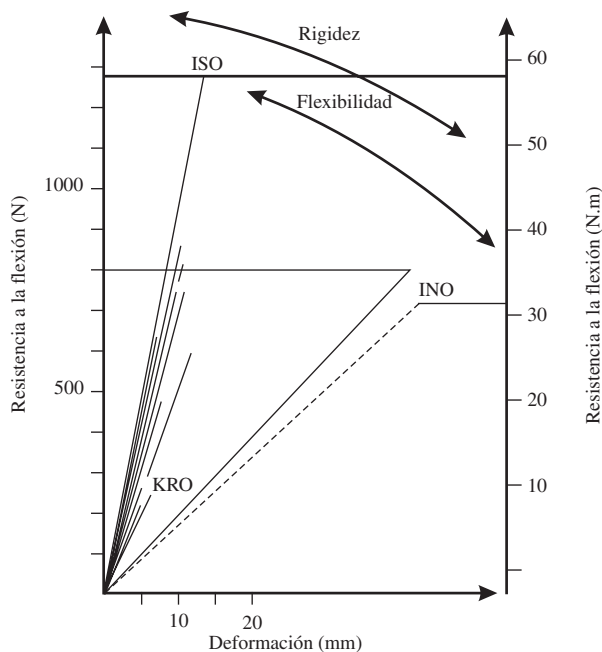


Figura 11. Resistencia a la flexión (N, N.m.), rigidez (N/mm, Nm./mm) y flexibilidad (mm/N, mm/N.m) del fijador INO y de los fijadores estudiados por Cunningham.

interfase entre la cara plana de la tuerca y el disco; dichas deformaciones fueron iguales para los cuatro tornillos de cada modelo experimental, lo que indicó un compartimiento uniforme de carga entre ellos; no hubo evidencia de fractura en ninguna parte del implante. La interfase tornillo pedicular-tuerca posterior (de apoyo esférico) resultó levemente dañada, ya que el par para aflojar dicha tuerca aumentó de 3.4 N.m (30 libras-pulgada) a 3.96 N.m (35 libras-pulgada). Las placas longitudinales mostraron un comportamiento elástico en todos los ensayos.

Comparando estos resultados con los obtenidos por Cunningham,² la resistencia media a la flexión de 31.184 N.m del fijador INO representa el 309.3% y 53.7% de la resistencia de los fijadores Rogozinski (10.075 N.m) e Isola (58.005 N.m), los de menor y mayor resistencia respectivamente (*Cuadro 1 y Figura 8*); su rigidez media de 1.205 N.m/mm representa el 42% y 17.5% de la rigidez correspondiente a los fijadores Kirschner de barra (2.875 N.m/mm) e Isola (6.894 N.m/mm), los de menor y mayor rigidez (*Cuadro 1 y Figura 9*); y su flexibilidad de 0.852 mm/N.m, el 244.8% y 587.6% de estos últimos dos fijadores (0.348 mm/N.m y 0.145 mm/N.m respectivamente, (*Cuadro 1 y Figura 10*)). La resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad de los doce fijadores estudiados por Cunningham² y del fijador INO se muestran en el *cuadro 1* y se han representado en la gráfica de la *Figura 11*: la resistencia a la flexión se expresa en unidades de carga (N) tal como la reporta Cunningham² (lado izquierdo de la gráfica), pero se ha convertido a unidades de momento flexionante (N.m) (lado derecho); la rigidez y flexibilidad se han representado por la pendiente (o inclinación) de cada línea.

Discusión

Para esta primera parte del estudio mecánico del fijador interno INO de columna, con carga cuasi-estática de flexo-compresión anterior, se ha utilizado un modelo experimental con discos de nylacero como elementos vertebrales, lo que proporcionó un medio de fijación altamente consistente para el implante, manteniéndose así invariable la interfase tornillo pedicular-vértebra durante todo el ensayo.

El diseño del modelo experimental y del ensayo mecánico se optimizó utilizando previamente material plástico «duroplast» para los discos vertebrales: con este material se tuvo aflojamiento en la interfase tornillo pedicular-cuerpo vertebral al término de cada ensayo, por lo que se sustituyó por plástico «nylacero», el cual dio mejores resultados; con los ensayos previos realizados se preparó el protocolo definitivo para los ensayos mecánicos con implantes nuevos.

Los discos de nylacero se maquinaron con especificaciones que después se verificaron dimensionalmente, y la angulación pedicular, distancia interpedicular, y distancia entre niveles constructivos representaron condiciones clínicamente reales.

El implante se alineó simétricamente en los discos y se apretó aproximadamente con el mismo par de apriete con que se coloca en el paciente; el uso de un mecanismo universal de carga permitió movimientos de angulación A/P y lateral no restringidos, lo que favoreció que la falla del implante ocurriera en su eslabón más débil.

El modelo experimental proporcionó un «escenario del caso más desfavorable» para el fijador INO de columna, bajo condiciones de carga de flexo-compresión anterior: estabilización de un defecto de corpectomía total, sin columna anterior, media o posterior de apoyo, además de que las placas longitudinales se deformaron previamente al ensayo, con la finalidad de representar lo más aproximadamente posible las condiciones reales de su aplicación al paciente.

Los resultados obtenidos reflejan el comportamiento intrínseco únicamente del implante, ya que la invariabilidad de la interfase tornillo pedicular-vértebra verificada en cada uno de los ensayos mediante la medición del par (N.m) necesario para la inserción y extracción del tornillo pedicular, permitió la utilización de un sólo juego de elementos vertebrales de nylacero para toda la serie de ensayos.

Para el cálculo de la resistencia a la flexión (29.23 N.m) de las placas longitudinales, se consideró un ángulo anteromedial de cero grados; dicha resistencia (y rigidez) se incrementó al colocarse las placas en el modelo experimental con un ángulo anteromedial de 15 grados.

El momento flexionante máximo aplicado a cada placa longitudinal fue de 18 N.m (922.6 N x 0.039 m/2), que representa el 61.58% de su resistencia calculada para cero grados de angulación anteromedial, lo cual explica su comportamiento elástico en todos los ensayos.

El incremento de resistencia y rigidez a la flexión y consecuente disminución de la flexibilidad, al colocarse las placas en ángulos anteromediales diferentes de cero grados, se conoce como «efecto de viga I», el cual no se tiene cuando

se utilizan barras cilíndricas como elementos longitudinales.² Por tanto, en sistemas de implantes con barras se tiene mayor compartimiento de carga entre los tornillos pediculares y las barras, y en los sistemas con placas, los tornillos pediculares absorben mayor carga que las placas.

Para comparar la resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad obtenidas para el fijador INO con los valores que Cunningham obtuvo para doce fijadores internos de columna, se consideró el momento flexionante (N.m) en lugar de la carga (N) aplicada, ya que el brazo de palanca utilizado en el estudio de Cunningham fue de 45 mm y en nuestro caso fue de 39 mm.

La flexibilidad del implante INO, mayor que la reportada por Cunningham para cada uno de los doce fijadores que estudió, hace posible mejorar la calidad de la artrodesis y disminuir tanto el índice de osteoporosis en el segmento fijado como la inferencia de daño a los segmentos adyacentes, ya que no se modifica sustancialmente el módulo de elasticidad de la columna intacta.

Según Nachemson,^{2,4,5} el disco L3-L4 puede sufrir cargas de compresión hasta de 250% del peso corporal (cerca de 2,000 N para un hombre de estatura media) al sentarse o pararse con 20 grados de flexión lumbar; esto representa el 250% de la resistencia media a la flexión de casi 800 N mostrada por el implante; Nachemson también ha demostrado que la resistencia a la compresión de vértebras lumbares sin osteoporosis varía entre 4,000 y 5,000 N.

A esta primera parte del estudio mecánico del implante INO con aplicación de carga cuasi-estática de flexocompresión anterior, cuyos resultados representan valores máximos de resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad que sólo en condiciones cuasi-estáticas puede soportar el implante, ne-

cesariamente debe añadirse una segunda parte, con aplicación de carga dinámica, para evaluar de manera completa el comportamiento del implante³ en condiciones reales de aplicación en el paciente; pero debido a las limitaciones en cuanto a los grados de libertad de la máquina Instron 4502 de funcionamiento electromecánico utilizada en este trabajo, el estudio mecánico con carga dinámica no pudo llevarse a cabo. Tendrá que utilizarse otra máquina, cuya operación sea servo-hidráulica o servo-neumática y que permita aplicar carga dinámica con una frecuencia mínima de 2 Hz.^{1,2}

Bibliografía

1. Ashman RB, Galpin RD, Corin JD, Johnston CE. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. *Spine* 1989; 14(12): 1398-1405.
2. Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. *Spine* 1993; 18(12): 1677-88.
3. Goel VK, Winterbottom JM, Weinstein JN. A method for the fatigue testing of pedicle screw fixation devices. *Journal of Biomechanics* 1994; 27(11): 1383-8.
4. Nachemson A, Morris JM. *In vivo* measurement of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg* 1964; 46(A): 1077-82.
5. Nachemson A. The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin Orthop* 1966; 45: 107.
6. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop* 1986; 203: 7-17.
7. Shigley JE, Mischke CR. *Diseño en ingeniería mecánica*. 4ª Edición en español. McGraw-Hill. México 1990.
8. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland WR, Field BT, Spencer CW. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop* 1986; 203: 99-112.