

Principios biomecánicos en el tratamiento de las fracturas tóraco-lumbares

Dr. Néstor Guillermo Tamara-Montes,* Dr. Bernardino López-Villagómez,* Dr. Sergio Anaya-Vallejo*

Hospital de Traumatología “Dr. Victorio de la Fuente Narváez”, IMSS. Ciudad de México

RESUMEN. Se presenta una serie de 42 pacientes adultos, de 39 años de edad en promedio, que se sometieron a cirugía de instrumentación posterior de la columna mediante el sistema USS por presentar fracturas inestables de la unión tóraco-lumbar. Las vértebras que se encontraron fracturadas con mayor frecuencia fueron: L-1 69%, T-12 14.3%, L2 14.3% y T-11 2.4%. La proporción del aplastamiento inicial del cuerpo vertebral fracturado fue de 36%, que en el postoperatorio inmediato se redujo a 13.5%. Sin embargo, al momento del cierre del estudio, con un año de seguimiento como mínimo, la reproducción del colapso quedó en un 22.5%. Se concluye como más recomendable utilizar un método de estabilización anterior intersomático con el objeto de evitar la reproducción del aplastamiento en fracturas tóraco-lumbares inestables.

Palabras clave: fractura, columna tóraco-lumbar, tórax, biomecánica, instrumentación.

La aplicación de los principios biomecánicos para el manejo de las fracturas de huesos largos también tiene valor para el manejo de lesiones traumáticas inestables de la columna torácica y lumbar. Realmente el principio no funciona sobre cada cuerpo vertebral en sí, sino más bien, toma a toda la columna como una construcción lineal ósea, asemejándola a un hueso largo. Esto trae como resultado que de la misma forma que se aplican las fuerzas correctoras para las fracturas de fémur, tibia, huesos de la extremidad torácica, se deben aplicar para el tratamiento de las fracturas y luxaciones tóraco-lumbares. Sin embargo, para efectos de la estabilización con un determinado implante, no se debe considerar a la columna como un hueso largo, ya que gracias a que la espina posee numerosos huesos cortos dispuestos uno sobre otro, articulados entre sí, por un complejo articular especial, la fijación la podemos y debemos realizar únicamente sobre el segmento inestable, haciendo entonces “fusiones segmentarias cortas”. El cirujano de columna vertebral tiene la obligación de estabilizar sólo el sitio inestable. Los segmen-

SUMMARY. A series of 42 adult patients, 39 years in average, who had unstable thoracolumbar fractures is reported. Patients were treated by USS posterior instrumentation and followed-up for a minimum of one year. More frequently affected vertebrae were L-1 69%, T-12 14.3%, L-2 14.3 and T-11 2.4%. Preoperative vertebral collapse was 36% in average; immediate postoperative it decreased to 13.5% and at final review it remained in 22.5%. It is concluded that in cases of severe vertebral collapsing a rather anterior spine fusion system should be advised in order to prevent relapsing of the collapsed vertebral body.

Key words: fracture, thoracolumbar spine, biomechanic, instrumentation.

tos vertebrales que se encuentran sanos tienen la fusión, gracias a sus huesos, discos intervertebrales, ligamentos, cápsulas articulares y músculos, de mantener su propia estabilidad fisiológica. Aclaramos entonces, que a diferencia de lo que ocurre con un hueso largo, por ejemplo en el fémur, que la fijación podría incluir desde su extremo proximal al distal, en la columna no ocurre así, y no debemos involucrar en la fusión a segmentos vertebrales sanos. La fusión a muchos niveles, con los implantes biomecánicamente adecuados, no es necesaria y se evita restringir la movilidad normal de la columna vertebral indemne.

Los principios biomecánicos más usados para la columna toracolumbar son el principio biomecánico del sostén; del tirante; la combinación de los dos anteriores y el principio biomecánico de la protección.

El principio del sostén, mantiene la altura del segmento vertebral mientras ocurre la integración del injerto óseo colocado y la fusión del segmento lesionado para que éste sea capaz de soportar nuevamente la carga axial. Se usa en los abordajes anteriores toracolumbares, donde se realiza descompresión del conducto medular en forma directa a través de la corporectomía de la vértebra lesionada, se coloca injerto óseo autólogo, preferiblemente de cresta iliaca, y se estabiliza con un sistema de placa o barras y tornillos. Este principio está indicado en fracturas que son producidas por falla de la columna anterior ante la carga axial, fracturas estallamiento

* Cirujano Ortopedista del Hospital de Traumatología “Dr. Victorio de la Fuente Narváez”, del Instituto Mexicano del Seguro Social.

Dirección para correspondencia:
Dr. Néstor Guillermo Tamara-Montes. Obrero Mundial 333-4. Tel. 56 39 00 14. E-mail: n-tamara@notmail.com

tipo A3 de la clasificación de la AO. Ejemplos de algunos implantes conocidos con los que se puede aplicar el sostén son la placa en Z (Zplate- Sofamor Danek), Ventrofix (AO), el sistema de Kaneda, la placa de Thalgott, el sistema CASP, el IVBF, el sistema universal espinal USS colocado por vía anterior y muchos otros.¹⁴

El principio biomecánico del tirante convierte fuerzas de tensión en compresión, de la misma magnitud, pero de sentido contrario. Se usa para la restitución de la banda de tensión posterior de la columna, conformada por las estructuras óseas y ligamentarias del arco neural posterior, que fueron lesionadas por fuerzas ocasionadas por distracción flexión, tipo B1 y B2 de la AO. El implante ideal para lograr tal fin debe tener una modalidad de fijador interno, con tornillos transpediculares, aplicando al sistema compresión para cerrar la banda de tensión lesionada. Preferimos los sistemas de barras, ya que es casi imposible aplicar fuerzas compresivas a los sistemas que utilizan placas. En las zonas anatómicas como la columna torácica, donde el diámetro de los pedículos suele ser muy pequeño para la introducción de tornillos, se pueden usar ganchos laminares combinados o no con ganchos pediculares. En los sistemas de barras se puede dar compresión en forma apropiada a estas construcciones con ganchos.

Las fracturas por carga axial, estallamiento, tipo A3 y algunas tipo A2, donde la columna anterior es la lesionada, incapaz de soportar la carga axial y que según los criterios de McCormack, Karaikovic y Gaines, está indicada la fijación transpedicular corta por vía posterior, la combinación de los principios biomecánicos del tirante y del sostén sólo puede ser proporcionada por un sistema en la modalidad de fijador interno, en voladizo de brazo aplicado, cuyo mejor ejemplo lo proporciona el sistema espinal universal, USS. En la mayoría de los casos de fracturas tipo A, los ligamentos longitudinales anterior y posterior se mantienen íntegros. Se aplica distracción al sistema que ocasiona tensión a estos ligamentos y se produce una reducción de la fractura y descompresión indirecta del conducto medular, si éste se encuentra invadido, mediante ligamentotaxis. Con este implante, los tornillos transpediculares del fijador interno, colocados en la vértebra supra e infrayacente, aplican el principio del sostén, manteniendo la altura del cuerpo vertebral y la curvatura fisiológica vertebral, mientras ocurre la consolidación biológica de la fractura e integración del injerto transpedicular colocado en el cuerpo vertebral lesionado y fusión del segmento instrumentado, hasta que sea capaz de soportar nuevamente la carga axial. Las barras del sistema, colocados sobre las láminas vertebrales, están ubicadas un poco por detrás del centro instantáneo de gravedad y del centro de rotación, actuando entonces como un tirante.

Ocasionalmente, en pacientes osteoporóticos, los tornillos transpediculares pueden sufrir efectos de “pull out”, debido a que la cuerda de los tornillos no tienen un sustrato óseo adecuado para su anclaje. La colocación de ganchos laminares al nivel de los tornillos introducidos evita el desanclaje y aflojamiento del sistema, actuando bajo el principio biomecánico de la protección.^{3,7} Consideramos

que los sistemas de conexión transversal, “cross link”, al controlar fuerzas rotacionales y evitar fenómenos como “del limpiaparabrisas” en las fracturas rotacionales, tipo C de la AO, también actúan bajo este mismo principio de protección.

El uso de fijación con tornillos transpediculares de la espina dorsal o lumbosacra tiene en cuenta la fijación excelente de segmentos, aun sin elementos posteriores intactos, inclusive con fracturas de facetas, y ha mejorado significativamente la tasa de fusión.¹³

La inspección de la literatura y a base de la experiencia de Bartonicek, quien presenta una revisión actual del concepto de los problemas de la estabilización transpedicular en el tratamiento de fracturas de la columna tóraco-lumbar, con capítulos individuales dedicados a la biomecánica y la colocación del tornillo transpedicular, la clasificación de injertos y a las operaciones del cuerpo vertebral lesionado. Bartonicek recomienda lo siguiente para aumentar la estabilidad de osteosíntesis: para colocar el tornillo transpedicular en la dirección anteromedial (el enfoque de Magerl) cerca de la corteza anterior del cuerpo vertebral o (en caso de osteoporosis) perforarlo con punta del tornillo. En las fracturas por compresión del cuerpo vertebral (principalmente en caso de fracturas por esfuerzo) se debe realizar la reducción transpedicular inicialmente y el injerto de hueso de esponjoso después, según la técnica de Daniaux y Dick. Fuera de los implantes usados hasta ahora el autor considera como mejor el fijador interno (Dick) permitiendo la facilidad en la reducción de fracturas así como también una estabilización a largo plazo.¹

La severidad de la lesión en cuanto a inestabilidad es expresada por su organización jerárquica dentro de un sistema de clasificación propuesto por Magerl, Aebi y colaboradores en 1994. Una regla simple, el 3-3-3 esquema de clasificación de fracturas de la AO, se usó en la agrupación de las lesiones. Los tipos tienen un patrón de lesión que es fundamental que es determinada por la acción de 3 mecanismos más importantes en la espina: Compresión (y estallamiento) tipo A; distracción, tipo B y torque axial (rotacional) tipo C.⁶ Esta clasificación es la actualmente usada en nuestro servicio de columna.

El sistema Universal de Columna (USS) se desarrolló como respuesta a la necesidad de los cirujanos especializados de disponer de un sistema único para la columna, con implantes de aplicación específica, que permitan tanto la técnica desrotacional estándar, como técnicas segmentarias avanzadas. Según el tipo de indicación, su tratamiento y el tipo de estabilización necesario se elegirán los tipos de implantes y de barras, así como su conexión. El USS se basa en barras lisas que pueden conectarse directa o indirectamente a cada tornillo transpedicular.

La cirugía de la columna requiere de un sistema de implantes que puedan ser utilizados con los siguientes fines: Sostén, distracción, compresión, control de rotación vertebral, función de tirante.

El sistema USS puede utilizarse para todas las funciones mencionadas, en fracturas toracolumbares, en la modalidad de fijador interno; esto es, con tornillos de Schanz transpedi-

culares unidos a barras lisas a través de rótulas universales, que facilitan la manipulación y el bloqueo inmediato mediante el mismo instrumento. En las fracturas permite realizar reducción eficiente, y proporciona estabilidad angular, la cual es esencial en estas indicaciones.¹⁴

Vanden-Berghe y colaboradores llevaron a cabo un estudio biomecánico para investigar el efecto en la flexión, en la extensión, y en la rotación de siete sistemas de fijación en columnas tóraco-lumbares de cadáveres. La fijación pedicular probó ser el método más efectivo para restringir estos movimientos. La fijación con tornillos facetarios era también exitosa. Las barras de la distracción de Harrington, el rectángulo de Hartshill y la técnica de Luque, aunque restringieron flexión y extensión levemente, el control ejercido sobre la rotación fue pequeño. Estos autores concluyeron que la fijación pedicular y facetaria en conjunto proporcionan la estabilidad completa.¹⁵

Simpson y colaboradores realizaron un estudio de treinta pacientes con diversas lesiones de la columna tóraco-lumbar estabilizadas con el sistema de tornillos transpediculares de Roy-Camille de 1986 a 1990, encontrando sólida fusión en todos sus pacientes excepto en uno y, concluyendo que este sistema de fijación es un implante rígido para el tratamiento de la inestabilidad toracolumbar.¹¹

La estabilidad en tres dimensiones proporcionada por tres implantes de fijación espinal, del tipo fijador interno, fueron estudiados en un modelo “*in vitro*” en la columna lumbar. Las rotaciones y las traslaciones en tres planos para la columna intacta instrumentada, bajo cargas fisiológicas en flexión, extensión, flexión lateral y torque axial fueron determinadas. Los implantes probados eran: Dick (AO Synthes), Kluger (Endotec), y SOCON (Aesculap). Además una vertebrectomía en L3 se realizó para simular un modelo severo de fractura.

Los diámetros diferentes de los tornillos tuvieron en cuenta una comparación directa de dos sistemas internos de fijación en muestras idénticas. En contraste a la espina dorsal intacta, la instrumentada refleja el comportamiento estructural puramente lineal con una estabilización significativa en flexión/la extensión y flexión lateral y sólo moderadamente en la rotación axial. Las diferencias para varios sistemas probados se encontraron pequeñas. Los resultados confirmaron la eficiencia de estos implantes internos de fijación.⁹

El concepto de instrumentación con sistema de tornillo transpedicular en voladizo de brazo fijo, tomado en cuenta en los modelos diferentes de fijadores internos de la columna dorsal con la estabilidad intrínseca, permite estabilización segura de los tipos fractura. El diámetro del conducto es mejorado por ligamentotaxis y, si es necesario, por impactación del fragmento por medio de una hemilaminectomía.

El colapso tardío del espacio superior del disco se debe anticipar y puede ser causa de algún aumento en la deformidad cifótica.²

El tratamiento de fracturas vertebrales con el sistema de voladizo en ángulo fijo del fijador interno permite la fusión sobre una área corta y es la forma de tratamiento ahora en

general de más uso. Una reconstrucción bisegmentaria es usual, que significa una reducción del cuerpo vertebral lesionado logrado indirectamente por medio de dos vértebras intactas inmediatamente adyacentes. Como resultado, ambos segmentos se ponen rígidos arriba o son restringidos permanentemente en su función. Informamos en la posibilidad de fijación de un segmento solo. El principio es la fusión del segmento lesionado, en otras palabras, la vértebra verdaderamente lesionada y la vértebra adyacente. La fijación innecesaria de un segundo segmento sano se puede evitar. En un estudio pequeño de la técnica, se usó la clasificación nueva de fracturas vertebrales tóraco-lumbares de la AO. Con la consideración debida para estas fracturas, en total tres grupos principales de la clasificación de AO pueden, en principio, ser estabilizados en un solo segmento.¹⁶

Una serie consecutiva de 75 pacientes con fracturas de la columna toracolumbar, estabilizadas con el fijador interno de Dick, se estudiaron retrospectivamente. La deformidad cifótica se midió en el preoperatorio, en radiografías laterales por el ángulo de Cobb y el acuñamiento de la vértebra y los resultados fueron comparados con los ángulos medidos en las radiografías después de la instrumentación y después de la integración de los injertos. La presencia y el número de tornillos rotos de Schanz se notaron. En el grupo entero, se obtuvo una corrección media del cifos de 15.5 grados, pero 7.6 grados se perdieron otra vez en el seguimiento. Al comparar el ángulo de cifos con el ángulo del acuñamiento, se encontró que ésta pérdida casi se situó exclusivamente en el espacio superior del disco intervertebral. En el grupo de pacientes con injerto de hueso intravertebral transpedicular, la pérdida relativa de la corrección en el ángulo de la cuña era más pequeña que en el grupo sin este tipo de injerto óseo, mientras la pérdida relativa de la corrección del ángulo de cifos era semejante. La rotura del tornillo de Schanz estaba presente en 13.3% de pacientes. En el grupo de pacientes con tornillos de Schanz rotos, la pérdida de la corrección en el ángulo de la cuña era algo más alta, pero no notablemente diferente que del grupo paciente sin la rotura de tornillos. El riesgo de la rotura del tornillo fue aumentado por laminectomía y reducido por aplicación de injerto óseo transpedicular. La rotura del tornillo o la pérdida importante de la corrección no influyeron en el resultado neurológico de los pacientes. El fijador interno de Dick es un implante muy seguro, aun en pacientes con fracturas altamente inestables.¹⁰

La fijación segmentaria de la columna toracolumbar por medio de tornillos transpediculares y barras o placas tiene como resultado generalmente una construcción fija y rígida. La magnitud de la importancia en la instrumentación particularmente entre el tornillo, el hueso y barra (o la placa) dependerá de la distribución de la carga entre el hueso y el injerto. Si una fusión deberá ser obtenida en el caso de una espina dorsal degenerativa, el papel de la instrumentación deberá prevenir los segmentos en movimiento, con lo cual se permite que las cargas compresivas sean transmitidas por los cuerpos de vertebrales. En el caso de una fractura, la instrumentación se hace para resistir al peso de las cargas

debido a que la integridad estructural de un segmento del movimiento se puede haber perdido. Este estudio pretendió evaluar el efecto de diferentes implantes con énfasis en Cotrel Duboussett.⁴

Hasta un 50% de deterioro neurológico son causados por fracturas toracolumbares por esfuerzo. La reducción y la instrumentación posterior es el tratamiento quirúrgico más común. Esto mejora también el diámetro del conducto medular por descompresión indirecta. Ningún consenso existe en cuanto a la consistencia y la adecuación de tal descompresión indirecta. Sjostrom midió áreas del conducto medular mediante tomografía axial computadorizada en el pre y postoperatorio. El grado de invasión al conducto medular se pudo comparar con variables clínicas y radiográficas para su correlación posible. La invasión ductal era más severa entre pacientes con déficit neurológico que entre los neurológicamente intactos.

Postoperatoriamente, la invasión se redujo de 35% a 12% en T12, de 37% a 17% en L1, y de 52% a 35% en L2. La descompresión indirecta en fracturas estallamiento en promedio se acerca a la mitad de la invasión preexistente. Los resultados son generalmente mejores en T12 y L1 que en L2.¹²

McCormack y colaboradores revisaron retrospectivamente las lesiones de 28 pacientes consecutivos, con lesiones traumáticas de la columna toracolumbar, sus placas radiográficas simples, tomografías y definieron tres parámetros de evaluación para predecir el fracaso o el éxito de la instrumentación pedicular corta. El factor *comminucion* determina la cantidad y extensión de la vértebra lesionada en cuanto a fragmentación, ya que estos fragmentos rotos no transfieren carga a las vértebras intactas.

El desplazamiento o *aposición* de los fragmentos evalúa la habilidad de la vértebra fracturada de soportar carga axial, de acuerdo a la separación de sus fragmentos. Los fragmentos ampliamente separados, pobremente podrían transmitir carga axial, como puede observarse en las vértebras severamente fracturadas.

La corrección de la *deformidad cifótica* es un componente importante en el manejo de las fracturas por estallamiento, en donde la lesión de la columna anterior puede quitar la capacidad de carga axial, exponiendo al tornillo en brazo fijo en voladizo transpediculamente implantado, a mayor riesgo de fatiga al soportar éste la carga axial. Estos autores mencionan que, según sus criterios, 6 puntos o menos son indicativos de fijación pedicular corta por vía posterior. Siete o más puntos deben ser manejados por vía anterior, para reconstrucción de la columna anterior. En el servicio de columna del Hospital de Traumatología, “Dr. Victorio de la Fuente Narváez”, IMSS, se usan rutinariamente estos criterios para determinar el más adecuado manejo quirúrgico.⁸

La modificación en cuanto a la introducción transpedicular de los tornillos, fue ampliada por Krag y colaboradores quienes describieron una orientación “adentro y arriba”. El punto de entrada es tan lateral como en el método de Magerl, pero es algo más inferior a lo largo de una línea transversal

entre los dos tercios superiores y el inferior de la apófisis transversa. La orientación sigue teniendo una angulación medial (a lo largo del eje del pedículo) pero también una inclinación lo más cefálica posible sin penetrar la plataforma limitante superior. Esta disposición doblemente angulada proporciona tres ventajas. En primer lugar, permite que el tornillo que protruye dorsalmente esté afuera y abajo, más separado de la articulación interapofisaria superior. Este hecho puede ser más importante que la rigidez del implante para impedir la degeneración de esta articulación interapofisaria. En segundo lugar, esta disposición proporciona una interfase más larga y, por consiguiente, más fuerte entre el hueso y el tornillo. En tercer lugar, la convergencia de cada par bilateral de tornillos permite que cada cuerpo vertebral proporcione un efecto de conexión transversal intrínseca que resiste el desplazamiento lateral de la vértebra superior respecto a la inferior, incluso sin añadir un conector transversal implantado.⁵

Material y métodos

En el Servicio de Columna del Hospital de Traumatología “Dr. Victorio de la Fuente Narváez”, del IMSS, se realizó un estudio de cohorte descriptiva, observacional, analítico, longitudinal, retrospectivo, tomando una población de 42 pacientes, de enero de 1995 a diciembre de 1996; según los siguientes criterios de inclusión: pacientes derechohabientes del IMSS; con fracturas tóraco-lumbares inestables; de uno y otro sexo; mayores de 15 y menores de 80 años; con expedientes clínicos y radiográficos completos; estabilizados únicamente por vía posterior con el sistema espinal universal de la AO y tornillos transpediculares; y con un seguimiento mayor de un año.

A los pacientes seleccionados se les clasificó su traumatismo según la clasificación de lesiones tóraco-lumbares de la AO, para lo cual se tomaron radiografías simples en proyecciones anteroposterior y lateral y se acompañó de tomografía axial y con reconstrucción sagital, a fin de definir exactamente el tipo de lesión y valorar además los criterios de McCormack y colaboradores. Se tomaron los controles radiográficos postquirúrgicos inmediatos y varios controles del seguimiento, para analizar en ellos las fuerzas a aplicar para la corrección de la lesión, las características y construcciones del implante y la certeza en la vía de abordaje seleccionada. A través de un instrumento de recolección de datos se sometieron a análisis estadístico un total de 36 variables, con medidas de tendencia central y de dispersión y pruebas no paramétricas con un valor de significancia igual o menor a 0.05 para obtener de este modo nuestras conclusiones finales.

Resultados

1. La edad promedió 39 años (rango = 17-62) (DE = 13.07)
DE: Desviación estándar.



Figura 1. Paciente del sexo femenino de 27 años con fractura antero-superior del cuerpo vertebral de L2 con 10 grados de cifosis y acuñamiento del 33%.

2. La distribución por sexos: masculinos 32 pacientes (76%), femeninas, 10 pacientes (24%).

3. La estancia intrahospitalaria ocurrió en promedio: 16 días (rango = 4-70) (DE 3.5).

4. Nuestro seguimiento es en promedio de 22 meses (rango: 16-30) (DE: 5.0).

5. En cuanto a la lesión neurológica, valorada por la escala de Frankel al ingreso: C = 2 (5%).

$$D = 2 \quad (5\%)$$

$$E = 38 \quad (90\%)$$

6. Los diagnósticos más frecuentes de las lesiones tóraco-lumbares se distribuyeron como sigue:

$$A3.1.1 = 11 \quad (27\%)$$

$$A3.2.1 = 7 \quad (17\%)$$

$$B2.1 = 5 \quad (12\%)$$

$$A3.3.3 = 4 \quad (10\%)$$

$$A3.3.2 = 3 \quad (7\%)$$

$$\text{Otros} = 12 \quad (27\%)$$

7. Las vértebras lesionadas se observaron en T11 en un caso (2.4%); T12 en 6 pacientes (14.3%); en L1 en 29 (69.0 %) y en L2 en 6 lesionados (14.3 %). Lo anterior nos muestra que el

83.3% ocurrió en la unión tóraco-lumbar, por lo que por consiguiente el segmento más fusionado se encontró en T12-L2.

8. La cifosis prequirúrgica fue en promedio de 17 grados con un rango entre 0 y 36 (DE: 8.9). Postquirúrgicamente corrigió en promedio de 10 grados con un rango entre 0 y 24 (DE: 6.6) y actualmente encontramos cifosis residual en promedio de 13. 7 grados con rango entre 0 y 26 (DE: 9.0).

9. El colapso inicial fue en promedio de 36% con un rango entre 13 y 70% (DE: 15.8); postquirúrgicamente se redujo al 13.5%, rango entre 0 y 63% (DE: 13.4) y actualmente este colapso residual es del 22.5% con un rango entre 0 y 65% (DE: 19.2%).

10. Los pacientes con un puntaje total de 6 o menos, según los criterios de McCormack fueron 29. De éstos, presentaron evolución satisfactoria 23 de ellos (79% y con malos resultados 6 pacientes (21%); cuatro de los anteriores presentaban un colapso prequirúrgico mayor del 40% y dos tenían tornillos que no eran de Schanz. En ninguno de los casos con tornillos no Schanz se corrigió el cifos prequirúrgico y en el 22% aumentó la deformidad inicial. De igual forma en el 45% de los casos con 6 puntos o menos de los criterios de McCormack pero con colapso inicial mayor del 40% desarrolló cifos posttraumático.

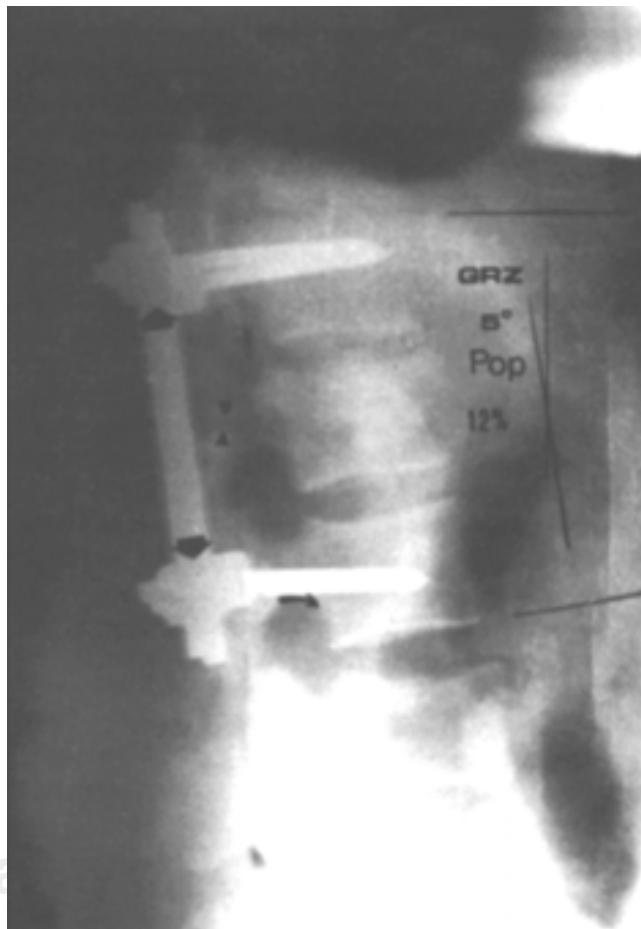


Figura 2. Mismo caso que la figura 1, después del tratamiento con instrumentación posterior mediante dos pares de tornillos transpediculares. En el postoperatorio inmediato la cifosis se redujo a 5 grados y el acuñamiento al 10%.

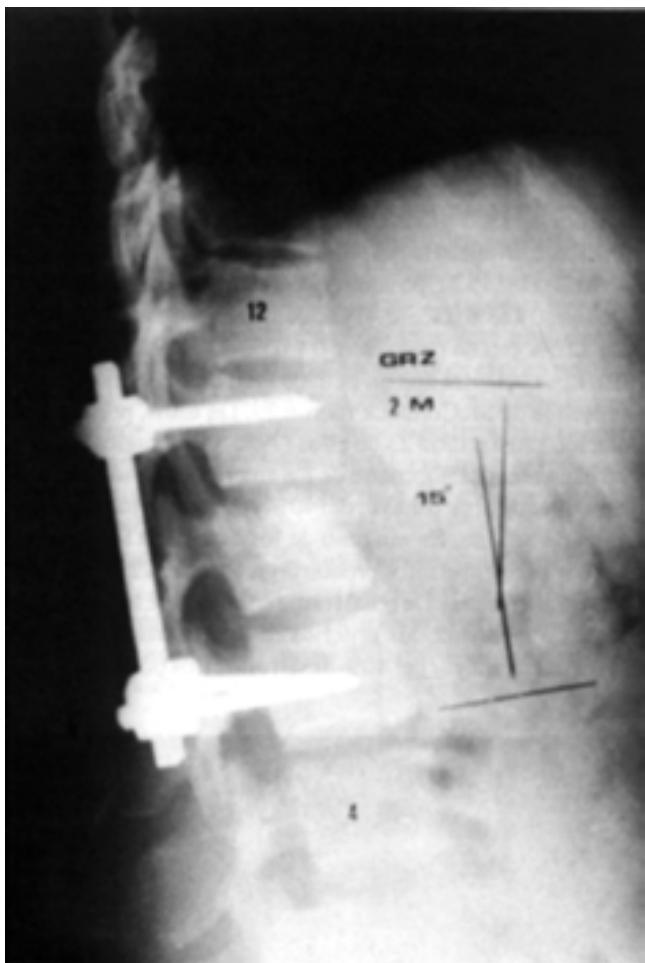


Figura 3. Mismo caso que en la figura 1, después de 2 meses de operada se incrementó la cifosis a 15 grados.

11. Trece de nuestros pacientes tenían prequirúrgicamente 7 o más puntos según los criterios de McCormack, entendiéndose que el manejo debió ser abordaje anterior, descompresión directa, reconstrucción de la columna anterior y estabilización; sin embargo, se decidió por la instrumentación posterior. Sólo cinco evolucionaron satisfactoriamente (38%) y 8 pacientes de este grupo desarrollaron un cifos postraumático mayor de 20° (62%), observando que desde el transoperatorio no se logró ninguna corrección de la deformidad, no se restableció la altura del cuerpo vertebral o lo hicieron muy poco y que a través del seguimiento se perdió esa mínima corrección lograda e incluso la deformidad angular aumentó ($p = 0.015$).

12. Se realizaron cálculos para determinar la aplicabilidad de los criterios de McCormack y colaboradores, encontrándose que su sensibilidad fue del 74% con una especificidad del 61.5% y un valor predictivo positivo del 80%.

13. Complicaciones

Sin complicaciones	21	(54%)
Cifosis postraumática	10	(25%)
Ruptura de tornillos	2	(5%)

14. Los principios biomecánicos fueron aplicados en forma incorrecta en 5 casos (12%) y se utilizaron tornillos no Schanz en 9 pacientes (23%) que contribuyeron en alguna medida en los resultados poco satisfactorios ($p = 0.0173$) (*Figuras 1 a 7*).

Discusión

Tan importante para el manejo de las lesiones traumáticas inestables toracolumbares es su correcta clasificación, no sólo patomorfológica sino también según su mecanismo de lesión, como la decisión lógica del principio biomecánico para la estabilización de dichas lesiones, que nos van a llevar a la selección conveniente del implante que sea capaz de aplicar dicho principio biomecánico y la determinación de la vía de abordaje.

Para las lesiones debidas a carga axial exagerada, sabemos que se emplea el principio biomecánico del sostén; lesiones compresivas, que ocasionan colapso o impactación del cuerpo vertebral, multifragmentadas la mayoría de las veces. De la misma forma que se manejan fracturas metafisarias distales de radio, también colapsadas e impactadas, a través de un

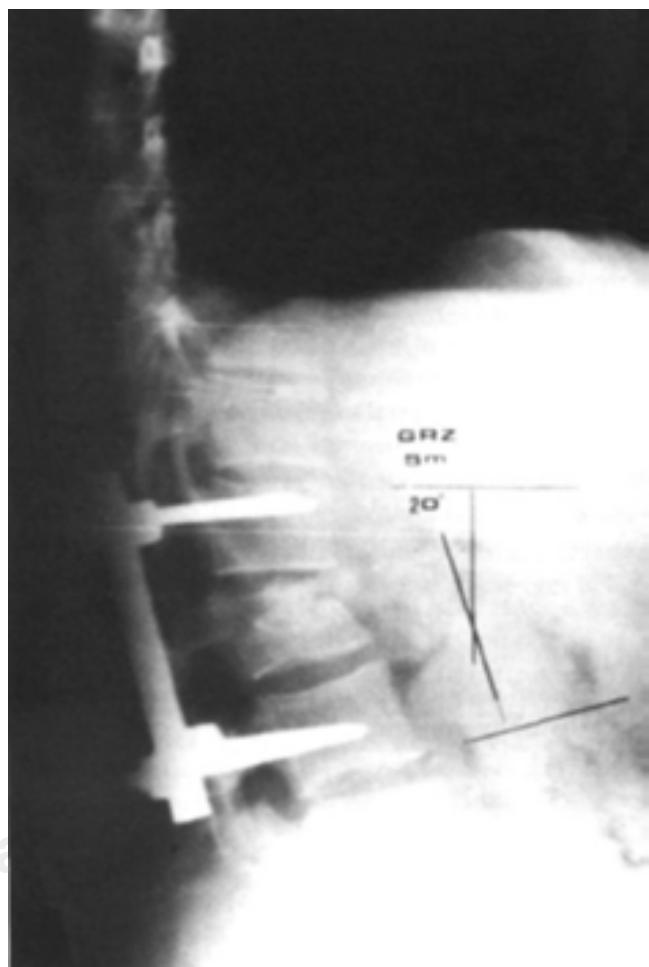


Figura 4. Despues de 5 meses de operada, la misma paciente tuvo incremento de la cifosis ahora a 20 grados.

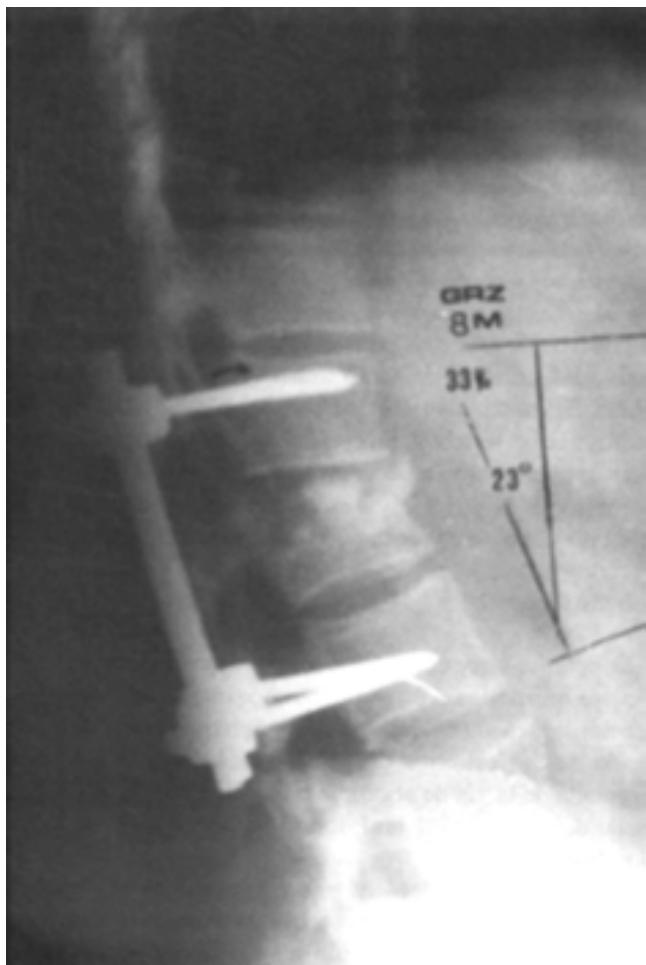


Figura 5. Despues de 8 meses de operada la cifosis llegó a 23 grados, reproduciéndose el total del acuñamiento al 33% que tenía inicialmente.

fijador externo aplicando fuerzas distractivas; deben manejarse las fracturas que comprometen la columna anterior toracolumbar. En ambos casos, la ligamentotaxis restaura la altura del hueso fracturado y coloca los fragmentos óseos en su lugar gracias a la tensión de sus ligamentos, proporcionada por el implante. En una buena parte de los casos, el disco intervertebral también se encuentra lesionado y es un factor de riesgo para la seudoartrosis en algunos tipos de fracturas del cuerpo vertebral, ya que la invasión de material discal entre los fragmentos fracturarios evita el contacto entre los mismos, impidiendo el proceso de la consolidación. Es poco probable que un disco lesionado contribuya a la reducción de la fractura y favorezca la restauración de la altura vertebral. En ocasiones, se requiere de reconstrucción de la columna anterior y la vía anterior está indicada.

Una fuerza en flexión aplicada a un hueso largo, ocasiona aumento de las solicitudes en tensión sobre la cortical opuesta donde se aplica la fuerza mencionada y podría producir una disruptión transversa diafisaria. Estas fuerzas por distracción flexión también ocasionan lesiones en la banda de tensión de la columna tóraco-lumbar. El manejo

de una fractura transversa en el olécranon o en una rótula por ejemplo, requiere de fuerzas compresivas como las proporcionadas por el principio del tirante. Al aplicar distracción a un implante espinal en una lesión ocasionada por distracción flexión, aumentamos la fuerza deformante que nos llevaría definitivamente al fracaso. Es preferible un cuerpo vertebral que ha consolidado con una discreta pérdida de su altura, pero con la reconstrucción de la banda de tensión posterior y sin deformidad angular en cífos a una vértebra que inicialmente recuperó su altura gracias a la sobredistracción proporcionada por el cirujano, pero que finalmente consolidó varios meses después con pérdida de la altura ganada secundaria al cífosis postraumático conducido por una lesión mucho más severa que la inicial, de la banda de tensión, tal como pudimos observar con algunos pacientes de nuestra serie.

Tal como lo mencionara Aebi alguna vez en 1993, los implantes que utilizan tornillos de Schanz transpediculares conectados a barras por medio de rótulas universales que proporcionan amplitud variable de movimiento, facilitan la reducción de la fractura vertebral y la corrección del cífosis gracias a su brazo de palanca más largo. Los tornillos de otros

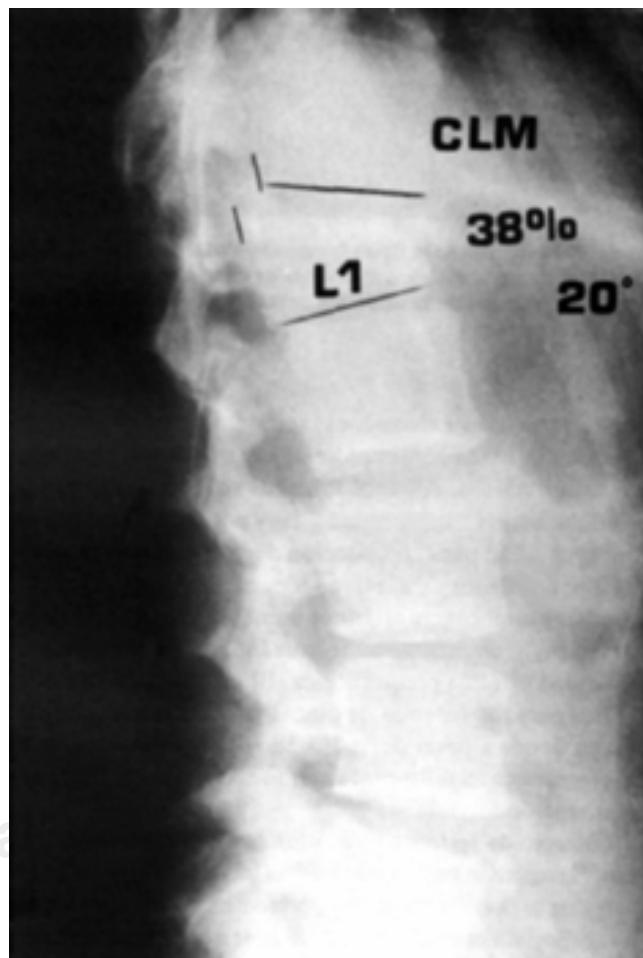


Figura 6. Fractura con acuñamiento anterior de un 38% del cuerpo de L1, con cifosis de 20 grados.

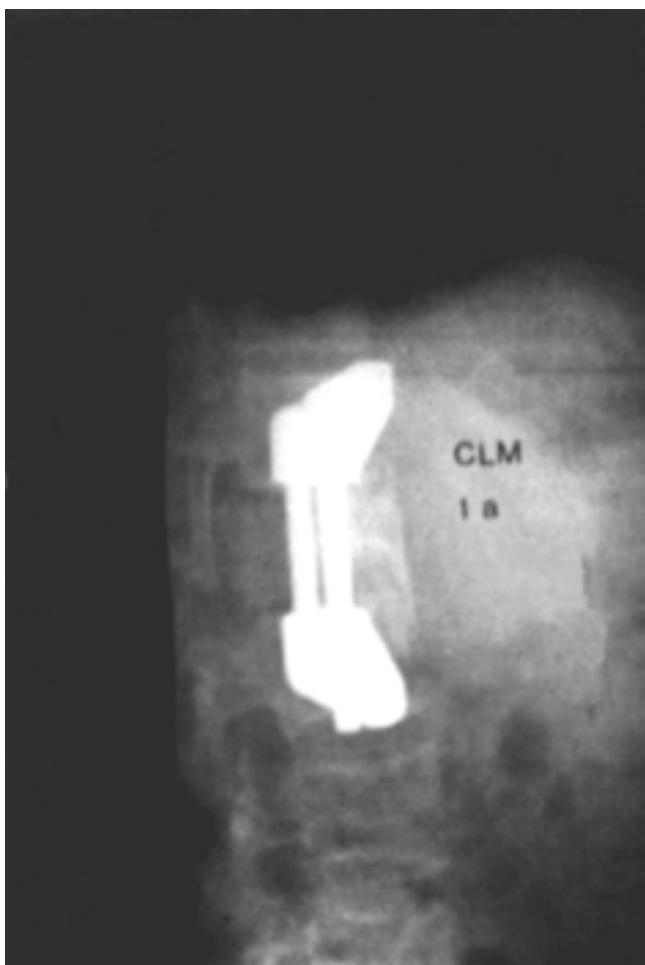


Figura 7. Mismo caso de la figura 6, operado mediante sistema de fijación anterior, intersomático, que después de un año de postoperatorio muestra conservación de la reducción del acuñamiento vertebral y del alineamiento espinal.

sistemas que usan extensiones, son débiles en el punto de unión con la extensión impidiendo la aplicación eficaz de fuerzas correctivas. Algunos tornillos se fijan a la barra sin posibilidades de variabilidad angular y por lo tanto no ofrecen maniobrabilidad para la reducción de la fractura. Los tornillos USS, diseñados para lesiones degenerativas de la columna lumbar y lumbosacra están contraindicados para el manejo de fracturas y en nuestra serie aumentaron en ocasiones la deformidad cifótica prequirúrgica. El mismo razonamiento se aplica para los sistemas de placas y tornillos transpediculares, en donde a pesar del moldeado de la placa, la falta de unión intrínseca tornillo-placa permite la pérdida de la probable corrección lograda.

El manejo de lesiones tóraco-lumbares con el sistema de barras y alambrado sublaminar tiene el inconveniente de que no soporta la carga axial. Puede proporcionar tracción transversal y ser, especialmente útil en casos de lesiones ligamentarias puras, tipo B1 AO, donde la columna anterior ósea se encuentre íntegra y sea capaz de soportar la carga axial por sí misma. Cuando el cuerpo vertebral esté lesionado, que no

resista la carga axial, el sistema de alambrado sublaminar y barras está contraindicado. Sin embargo, el principio biomecánico que aplica, únicamente sería el de sostén. Queda en duda la efectividad de ese sistema para la aplicación del tirante, puesto que es difícil, sino imposible, aplicar compresión al implante.

Finalmente, la instrumentación posterior con sistema de tornillos transpediculares podría fallar en el manejo de lesiones tóraco-lumbares cuando existe una inestabilidad anterior, severa, no tratada y consiguiente pérdida de apoyo estructural anterior; al preesfuerzo de los tornillos y al mayor riesgo de cifos progresivo que existe en las fracturas tóraco-lumbares. Por tal motivo los criterios de McCormack y colaboradores tienen validez en cuanto a su utilidad para la selección de la vía de reconstrucción vertebral. En este trabajo de investigación, estos criterios demostraron tener la probabilidad de acertar positivamente en el 80% de los casos en cuanto a la selección de la vía de abordaje, por lo que recomendamos su uso rutinario.

Conclusiones

Concluimos que debemos tener presente al momento de la decisión quirúrgica el principio biomecánico a utilizar para la elección adecuada del implante, coadyuvado por la determinación de los criterios de McCormack para la selección apropiada de la vía de abordaje y tener en cuenta el colapso inicial del cuerpo vertebral, todo lo anterior a fin de evitar complicaciones.

El colapso mayor del 40% es un “factor de riesgo” para la falla de la instrumentación posterior y colapsos aún mayores deben tenerse en consideración para la decisión de una vía anterior.

Las fallas de la instrumentación en el manejo de lesiones toracolumbares inestables podrían no deberse al implante propiamente dicho, sino al desconocimiento o inadecuada aplicación de los principios biomecánicos de la osteosíntesis con empleo de fuerzas idénticas a las que ocasionaron la lesión inicial y que llevan al desarrollo de deformidades angulares; elección incorrecta del implante o sus construcciones y a la equivocación en la vía de abordaje.

Bibliografía

1. Bartonicek J, Stehlík-J. Transpedicular stabilization in fractures of the thoracolumbar spine. *Acta-Chir-Orthop-Traumatol-Cech* 1997; 22(4): 427.
2. Dick-W. Dorsal stabilization of thoracic and lumbar vertebral injuries. *Langebecks-Arch-Chir-Suppl-Kongressbd* 1992: 290-2.
3. Hasegawa-K, Takahashi-HE, Uchiyama-S, Hirano-T, Hara-T, Washio-T, Sugiura-T, Youkaichiya-M, Ikeda-M. An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine. *Spine* 1997; 1; 22(9): 958-62; discussion 963.
4. Kostuik-JP, Munting-E, Valdevit-A. Biomechanical analysis of screw load sharing in pedicle fixation of the lumbar spine. *J-Spinal-Disord* 1994; 7(5): 394-401.
5. Krag M. Biomechanical of fixation thoracic and lumbar spine. *Spine* 1991; 16(3): 521.

6. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 1994; 3: 184-201.
7. Margulies JY, Casar RS, Caruso SA, Neuwirth MG, Haher TR. The mechanical role of laminar hook protection of pedicle screws at the caudal end vertebra. *Eur Spine J* 1997; 6(4): 245-8.
8. McCormack T, Karaikovic E, Gaines R. The load Sharing classification of spine fractures. *Spine* 1994; 19(15): 1741-4.
9. Nolte-LP, Steffen-R, Kramer-J, Jergas-M. Fixateur interne: a comparative biomechanical study of various systems. *Aktuel-Traumatol* 1993; 23(1): 20-6.
10. Rommens-PM, Weyns-F, Van-Calerbergh-F, Goffin-J, Broos-PL. Mechanical performance of the Dick internal fixator: a clinical study of 75 patients. *Eur-Spine-J* 1995; 4(2): 104-9.
11. Simpson-JM, Ebraheim-NA, Jackson-WT, Chung-S. Internal fixation of the thoracic and lumbar spine using Roy-Camille plates. *Orthopedics* 1993; 16(6): 663-72.
12. Sjostrom-L, Karlstrom-G, Pech-P, Rauschning-W. Indirect spinal canal decompression in burst fractures treated with pedicle screw instrumentation. *Spine* 1996; 1; 21(1): 113-23.
13. Spivak-JM, Balderston-RA. Spinal instrumentation. *Curr-Opin-Rheumatol* 1994; 6(2): 187-94.
14. Thalgott J, Aebi M, Webb J. Universal Spine System. Manual of Internal Fixation of Spine. Lippincott-Raven. Philadelphia, NY. USA 1996: 171-192.
15. Vanden-Berghe-L, Mehdian-H, Lee-AJ, Weatherley-CR. Stability of the lumbar spine and method of instrumentation. *Acta Orthop-Belg* 1993; 59(2): 175-80.
16. Wawro-W, Konrad-L, Aebi-M. Single segment internal fixator device in treatment of thoracolumbar vertebral fractures. *Unfallchirurg* 1994; 97(3): 114-20.

