



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

HOSPITAL DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA

“DETERMINACION DE LA ESTABILIDAD CLINICA DEL
SEGMENTO TORACOLUMBAR EN PACIENTES CON TRAUMA
VERTEBRAL, MANEJADOS QUIRURGICAMENTE CON UN
SISTEMA DE TORNILLOS TRANSPEDICULARES USS.”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL POSGRADO EN:

ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA.

PRESENTA

DR. CARLOS EDUARDO TORRES MARTINEZ.

DR. PORFIRIO ROBLES.
DR. EDGAR CORPUS MARISCAL.
ASESOR DE TESIS.





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL

HOSPITAL DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA

**“DETERMINACION DE LA ESTABILIDAD CLINICA DEL
SEGMENTO TORACOLUMBAR EN PACIENTES CON TRAUMA
VERTEBRAL, MANEJADOS QUIRURGICAMENTE CON UN
SISTEMA DE TORNILLOS TRANSPEDICULARES USS.”**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL POSGRADO EN:

ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA.

PRESENTA

DR. CARLOS EDUARDO TORRES MARTINEZ.

DR. PORFIRIO ROBLES.

DR. EDGAR CORPUS MARISCAL.

ASESOR DE TESIS.



SUBDIVISIÓN DE ESPECIALIZACIÓN
 DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
 FACULTAD DE MEDICINA

DR. EULOGIO LOPEZ CALIXTO.
 DIRECTOR DEL HOSPITAL DE ORTOPEDIA Y
 TRAUMATOLOGIA.
 PROFESOR TITULAR DEL CURSO.

[Handwritten signature]

DR. PORFIRIO ROBLES,
DR. EDGAR CORPUS MARISCAL,
 ASESORES DE TESIS.

[Handwritten signatures]

DR. JOSE REY GABRIEL OSORIO GARCIA,
 JEFE DE EDUCACION MEDICA E INVESTIGACION.

[Handwritten signature]

autoriza a la Dirección General de Bibliotecas de la
 UNAM a difundir en sus bases de datos o en el acceso al
 contenido de Internet de manera nacional.

NOBRE: Dr. Torres mtz
Carlos Eduardo
 FECHA: 16/08/08
 FIRMA: Dr. Carlos Torres mtz



**“LA CALIDAD DEL CIRUJANO SE HACE PATENTE
EN LA MANERA COMO SE ADAPTA A
DIFICULTADES IMPREVISTAS DURANTE EL
CURSO DE LA CIRUGÍA.”**

SIR JOHN CHARNLEY.

INDICE

Capitulo	Página
1. Introducción.	1
2. Antecedentes científicos.	3
3. Embriología de la columna vertebral.	8
3.1. Anatomía de la columna.	9
3.1.1. Columna dorsal.	10
3.1.2. Columna lumbar.	11
3.2. Inestabilidad.	12
3.3. Definición de inestabilidad espinal por el concepto de las tres columnas.	15
3.4. Implantes de la columna dorsal y lumbar.	21
3.4.1. Apófisis espinosa.	22
3.4.2. Articulaciones interapofisiarias.	22
3.4.3. Laminas y apófisis articulares.	23
3.4.4. Implantes anteriores.	23
3.4.5. A través del pedículo en el cuerpo vertebral (transpedicular)	24
3.4.5.1. Diseño del tornillo.	26
3.4.5.2. Colocación del tornillo.	27
4. Material y método.	32
5. Resultados.	34
6. Discusión y conclusiones.	43
7. Bibliografía.	45

INTRODUCCION

En Estados Unidos de Norteamérica, las estadísticas sobre traumatismos de la columna vertebral, revelan que cada año existen más de 11 000 nuevos casos de lesiones traumáticas; de ellas el 40% ocurre en la región cervical y el 60% en la región toracolumbar.

Durante los últimos 30 años ha habido un aumento en el manejo quirúrgico de estas lesiones, debido a que el cirujano de columna dispone en la actualidad de un conjunto cada vez más amplio de dispositivos diseñados para fijar y estabilizar la columna vertebral. Estos implantes varían en su capacidad de contrarrestar las fuerzas deformantes a la que esta expuesta la columna.

En el Hospital de Ortopedia y Traumatología del IMSS Puebla, se cuenta con un servicio de cirugía vertebral y un servicio de admisión continua, en donde se manejan los pacientes afectados por patología traumática vertebral.

Desconocemos la evolución clínica de dichos pacientes, por lo que consideramos es necesario contar con un parámetro que nos indique la efectividad de los implantes utilizados.

Cabe mencionar que no estamos incluyendo pacientes con lesión medular, debido a que su evolución clínica es diferente, y en donde la columna vertebral se ve sometida a menos sollicitaciones fisiológicas.

Este trabajo se realiza con el fin de llevar a cabo un seguimiento de pacientes manejados quirúrgicamente mediante un sistema de fijación transpedicular (USS), para evaluar la utilidad clínica de dicho implante en la obtención de estabilidad posquirúrgica, desaparición del dolor y prevención de la deformidad secundaria.

INTRODUCCION

En Estados Unidos de Norteamérica, las estadísticas sobre traumatismos de la columna vertebral, revelan que cada año existen más de 11 000 nuevos casos de lesiones traumáticas; de ellas el 40% ocurre en la región cervical y el 60% en la región toracolumbar.

Durante los últimos 30 años ha habido un aumento en el manejo quirúrgico de estas lesiones, debido a que el cirujano de columna dispone en la actualidad de un conjunto cada vez más amplio de dispositivos diseñados para fijar y estabilizar la columna vertebral. Estos implantes varían en su capacidad de contrarrestar las fuerzas deformantes a la que esta expuesta la columna.

En el Hospital de Ortopedia y Traumatología del IMSS Puebla, se cuenta con un servicio de cirugía vertebral y un servicio de admisión continua, en donde se manejan los pacientes afectados por patología traumática vertebral.

Desconocemos la evolución clínica de dichos pacientes, por lo que consideramos es necesario contar con un parámetro que nos indique la efectividad de los implantes utilizados.

Cabe mencionar que no estamos incluyendo pacientes con lesión medular, debido a que su evolución clínica es diferente, y en donde la columna vertebral se ve sometida a menos sollicitaciones fisiológicas.

Este trabajo se realiza con el fin de llevar a cabo un seguimiento de pacientes manejados quirúrgicamente mediante un sistema de fijación transpedicular (USS), para evaluar la utilidad clínica de dicho implante en la obtención de estabilidad posquirúrgica, desaparición del dolor y prevención de la deformidad secundaria.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

Las lesiones agudas de la columna vertebral y con estas las lesiones de la médula espinal, se encuentran entre las causas traumáticas más comunes de incapacidad severa y de muerte.

Muchas veces el diagnóstico es tardío y el tratamiento con frecuencia no es estandarizado ni adecuado.

Actualmente hay un incremento en los implantes que se utilizan para el tratamiento de estos pacientes para referir algunos datos históricos.

Las lesiones de la columna vertebral han sido descritas desde los papiros egipcios "el primer escrito ortopédico" elaborado por Imenothep hace aproximadamente 4630 años fue traducido en 1930 por Edwin Smith. (20)

Hipócrates en su Corpus Hipocraticum describe las curvas vertebrales, menciona que la reducción de la lesión solo sería factible dejando al descubierto la superficie anterior de los cuerpos vertebrales lesionados, sin embargo utilizó procedimientos tan violentos para la reducción capaces estos de producir lesión medular. (12, 13)

Galeno fue el primer especialista en medicina deportiva. Incidió el cordón medular a nivel cervical y descubrió la lesión neurológica condicionada por dicho procedimiento, acuñó los términos cifosis, escoliosis lordosis. (20, 26)

- Paul de Algina (625 - 690) inicio la cirugía de la columna al efectuar una lominectomia descompresiva. (2, 3)

Ambrose Paré (1549) reconoció la compresión medular como causa de paraplejia. (2, 3, 4)

Herdra 1891, fue el primero en fijar una columna inestable. (13)

La fusión espinal para escoliosis fue primeramente desarrollado por Hibbs en 1914. (1)

Harrington desarrollo su sistema de instrumentación en 1962 el cual representó la primera generación de implantes usados en el tratamiento de la escoliosis. (5, 12, 17, 18, 27)

Luque introduce el concepto de instrumentación segmentaria con alambre sublaminar. (21, 22)

- La nueva generación de instrumentación fue introducido por Cotrel y Daubousset quienes también introdujeron la técnica de desrotación de la espina. (3, 4)

Meanwhile Chance, en la década de los años 70's pone especial atención en la fijación a través de los pedículos, este sistema sufre gran desarrollo y por primera vez utilizado en 1977. (18)

Magerl F.T. inicia un trabajo inspirado utilizando esta técnica. El utiliza tornillos de Schanz firmemente enroscado a través de los pedículos de los cuerpos vertebrales. (23)

Los investigadores de laboratorio biomecánico indicaron que este sistema de fijación externa fue más segura que la técnica de fijación con barras distractoras. (9, 19, 24, 26, 32, 34)

Roy Camille R. En 1976 usa también la fijación con tornillos transpediculares, pero algo mas una placa interna, como la compresión externa desarrollada para la estabilización de fracturas toracolumbares.

Los avances biomecánicos de la fijación transpedicular combinados con el hecho de que una gran extensión de la columna vertebral puede ser instrumentada en razón de obtener una mejor reducción con estabilidad. (30, 31)

Los resultados de las placas y tornillos pediculares así como de sus complicaciones. (PSP). La estabilización fue investigada en fracturas recientes de la región lumbar, malas uniones, metástasis lumbares, tumores primarios, fusiones lumbosacras y grados mayores de espondilolistesis.

A partir de este momento el uso de tornillos pediculares y placas se hizo muy notable, y en 1986 Steffee, describe esta técnica como un nuevo dispositivo de fijación interna para alteraciones de la columna toracolumbar, esta forma de fijación es ampliamente recomendada principalmente para las fracturas estallamiento. (33)

E.R. Luque en el año 1986 se plantea el problema de estabilizar a los tres muros o columnas de la espina descritos por (Francis Denis) en 1983, para restaurar la inestabilidad de la misma. Así el uso de tornillos pediculares bilateral y segmentariamente (I.S.F) permite una unión de cada vértebra a través del pedículo y dentro del cuerpo vertebral, entonces con este método se cubren las tres columnas biomecánicas pudiendo ser corregidas con este método lordosis, xifosis y rotaciones dentro de los límites de tolerancia de la elasticidad del disco. (6, 7, 8, 21, 22)

Fue entre 1982 y 1984 que los conceptos de Cotrel y Dobousset y su sistema fueron introducidos en París por sus propios autores; teniendo gran aceptación por permitir a este sistema dar compresión y distracción sobre la misma barra.

Facilita así al sistema C.D. para ser utilizado en las lesiones toracolumbares. (3, 4)

La inquietud de los investigadores para desarrollar y mejorar los dispositivos de fijación interna y el uso de abordajes quirúrgicos anteriores y anterolaterales para mejorar la estabilidad de las lesiones de la columna vertebral y disminuir el daño neurológico mediante la descompresión del saco dural y con ello modificar el pronóstico del paciente.

Para esto se han desarrollado implantes de uso anterior, como el aparato de Harold K. Dunn, el cual es un implante que fija rígidamente a la columna, un simple nivel por arriba y uno por abajo del sitio lesionado. (11)

La fijación de Jhon P. Kostuik (1984) el cual utiliza una serie de aparatos, placas de compresión AO. Tornillos de Dwyer y una barra sólida de distracción de Harrington, denominada por esto fijación de Kostuik Harrington. Todos han sido intentos para demostrar que con la fijación anterior mediante modernos aparatos no hay necesidad para la fusión posterior y la instrumentación.

El sistema USS represento una nueva generación de implantes usados en el tratamiento de la escoliosis e introduce un nuevo concepto de corrección. La base de sistema de instrumentación es la introducción segmentaria de la espina corrigiendo la deformidad y dando estabilidad segmentaria. (32, 33, 34)

EMBRIOLOGIA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Los tejidos musculoesquelético y articular del cuerpo humano adquieren su primera forma durante la segunda semana de la vida embrionaria, continuando su maduración y desarrollo hasta bien entrada la segunda década de la vida postnatal. Se considera que el período embrionario comienza durante la segunda semana después de la fecundación cuando se forma el disco embrionario, continuando hasta la octava semana de desarrollo. Al final de la octava semana están presentes todas las estructuras principales externas e internas en una forma rudimentaria, y el ser humano en desarrollo entra en el período fetal. (10, 20)

Las estructuras identificadas en la columna vertebral adulta derivan de los elementos precursores que aparecen previamente durante el período embrionario. Estos elementos se hacen evidentes durante la tercera semana de desarrollo cuando el disco embrionario comienza el proceso de gastrulación. Los elementos óseos y los tejidos blandos de la columna vertebral se forman a partir del mesodermo intraembrionario, uno de los tres tejidos que componen el disco embrionario trilaminar y que son los precursores tisulares: 1) el ectodermo embrionario, del que derivan los epitelios externos y el sistema nervioso, 2) el endodermo, a partir del cual se forman los epitelios viscerales y los órganos internos, y 3) el mesodermo intraembrionario, del cual se originan los esqueletos axial y apendicular y sus tejidos conjuntivos, los músculos liso y estriado, los tejidos hematopoyéticos y los órganos reproductores y excretorios.

La columna vertebral se forma alrededor del notocordio, que se desarrolla a partir de células mesenquimáticas (mesoblásticas) migratorias. El notocordio

induce la formación de la placa neural a partir del ectodermo que la cubre, y posteriormente degenera. El mesodermo paraaxial se divide en segmentos pares a lo largo de cada lado del tubo neural embrionario para formar bloques segmentados de tejido conjuntivo primitivo denominado somitas. Se desarrollan 42 a 44 pares de somitas que finalmente darán lugar a la formación de los huesos del cráneo y de la columna, su musculatura asociada y la dermis de la piel que los recubre.

Las vértebras en desarrollo se forman a partir de tres componentes estructurales: el cóntrium, los procesos neurales y los elementos costales. La zona central del cuerpo vertebral en desarrollo recibe el nombre de cóntrium. Los procesos neurales que con el paso del tiempo formarán el arco neural se desarrollan a cada lado del tubo neural en el borde posterior del cóntrium.

Una vez finalizado el período embrionario los elementos de la columna vertebral están ya situados, y el resto del tiempo hasta el nacimiento. (10, 20)

ANATOMIA DE LA COLUMNA

Para establecer programas de rehabilitación o quirúrgicos racionales para cualquier paciente es necesario comprender la anatomía de la columna

La columna adulta está formada característicamente por 7 vértebras cervicales, 12 vértebras dorsales y 5 vértebras lumbares, el sacro, y un número variable de elementos coccígeos. Algunos sujetos pueden tener una vértebra

dorsal o lumbar más o menos, pero el elemento perdido con frecuencia es compensado por una vértebra adicional en el segmento adyacente. (20)

COLUMNA DORSAL

Las doce vértebras dorsales sostienen costillas, aunque el último par puede ser rudimentario. Las costillas se articulan con los cuerpos vertebrales a través de unas hemicarillas pares localizadas en las placas limitantes superior e inferior y de unas carillas cóncavas ventrales situadas en las prominentes apófisis transversas. La primera costilla se articula con una carilla completa en el lado de la primera vértebra dorsal.

Los cuerpos vertebrales de la columna dorsal tienen forma de corazón en corte transversal y su altura es intermedia en relación con la de los segmentos cervicales y lumbares. Los pedículos se unen al cuerpo en su borde posterolateral y están orientados en dirección anteroposterior. Las láminas son anchas y ligeramente inclinadas, y dan origen a las carillas articulares inferiores y superiores que se superponen unas a otras como las tejas de los tejados. Las apófisis espinosas son largas y de forma triangular, y están orientadas en dirección caudal formando un ángulo agudo con el arco vertebral.

El conducto vertebral es considerablemente más pequeño y más redondeado en la región dorsal que en las regiones cervical o lumbar. El estrecho calibre del conducto vertebral aumenta el riesgo de lesión de la médula espinal a este nivel en el caso de desplazamientos o fracturas vertebrales. (20)

COLUMNA LUMBAR

La columna lumbar está formada por las cinco vértebras presacras más caudales. Estos huesos son sólidos y soportan peso, y se caracterizan por la ausencia de carillas costales, por unas apófisis transversas sólidas y por unas apófisis espinosas amplias y en forma de lámina unidas por unos ligamentos interespinosos y supraespinosos engrosados. En un corte transversal, los cuerpos vertebrales lumbares son ligeramente más anchos que profundos y son un poco más altos en su parte anterior que en la posterior. Los pedículos se originan a partir de las caras posterolaterales del cuerpo vertebral, están ampliamente separados y orientados en sentido progresivamente más oblicuo. Este hecho da lugar a un ensanchamiento gradual de la distancia interpedicular desde un plano anteroposterior. El diámetro del conducto vertebral aumenta en sentido distal desde la unión dorsolumbar, pero es más triangular y se encuentra parcialmente ocupado por un ligamento amarillo engrosado. El pedículo está localizado en el tercio superior del cuerpo vertebral, siendo la escotadura vertebral inferior ligeramente mayor que la superior. Ambas contribuyen de forma sustancial a formar el agujero intervertebral. (20)

Las carillas articulares superiores de la columna lumbar son cóncavas y están orientadas en dirección superomedial, de modo que cubren las carillas articulares de la vértebra inferior. Las carillas inferiores tienen una superficie articular ligeramente convexa orientada hacia abajo y al lado. Esta orientación limita la rotación vertebral cuando la flexión y la extensión se hacen máximas en el plano anteroposterior. (20)

INESTABILIDAD

La columna vertebral debe conciliar dos imperativos mecánicos contradictorios, uno es la rigidez y el otro la flexibilidad. (23, 24, 26, 32, 34)

La flexibilidad del eje raquídeo se debe a que esta constituida por múltiples piezas óseas superpuestas, unidas entre sí mediante elementos ligamentosos y musculares que sirven como tensores. En la posición simétrica de bipedestación, las tensiones están equilibradas en ambos lados y el raquis es vertical y rectilíneo, por lo tanto, esta estructura puede deformarse aun permaneciendo rígida bajo la influencia de los tensores musculares. (23, 30, 31, 32)

La estabilidad vertebral en términos mecánicos hace referencia a la invariabilidad de la resistencia ante una carga aplicada. Después de un trauma vertebral existen cambios no reversibles en la estructura, debido a sollicitaciones que exceden la capacidad de resistencia y elasticidad. (34)

La lesión se produce en la parte más débil de la estructura osteoligamentaria, el tipo de lesión y el nivel anatómico depende de la dirección y magnitud de las fuerzas actuantes, así como la edad del paciente y posición de la columna vertebral en el momento del traumatismo.

Todos los elementos anatómicos son labiles a una lesión, y se han hecho intentos para poder clasificar el tipo de lesión basándose en la apariencia radiográfica, en el análisis de las fuerzas externas que produjeron la lesión, en la localización anatómica, en la sintomatología y en la estabilidad de la lesión. (25)

De los numerosos sistemas de clasificación propuestos para las lesiones vertebrales, pocos han conseguido la aceptación amplia, entre estas están la clasificación de FRANK DENIS y la de WHITE y PANJABI, las cuales hacen referencia a la estabilidad vertebral después de la lesión. (6, 7, 8, 34)

White y Panjabi, han definido la biomecánica clínica como un cuerpo de conocimientos que emplean hechos, conceptos, principios, términos, metodológicas y matemáticas que sirven para interpretar y analizar la anatomía y fisiología vertebral normal y anormal. Ellos definieron la inestabilidad clínica como la pérdida de la capacidad de la columna para mantener su patrón de desplazamiento bajo cargas fisiológicas, el cual se traduce en dolor, deformidad y déficit neurológico. (24, 34)

Estos autores han propuesto una lista de factores radiográficos y clínicos que sirven para evaluar la estabilidad en cada paciente.

Lista de inestabilidad clínica del segmento torácico:

Dstrucción de elementos anteriores.	2 puntos.
Dstrucción de elementos posteriores.	2 puntos.
Traslación relativa en el plano sagital mayor de 2.5 mm.	2 puntos.
Rotación relativa en el plano sagital mayor a 5°.	2 puntos.
Lesión medular o de cauda equina.	2 puntos.
Lesión de articulaciones costovertebrales.	1 punto.
Carga peligrosa prevista.	2 puntos.

Lista de inestabilidad clínica del segmento lumbar:

Lesión de la cola de caballo.	3 puntos.
Traslación relativa en el plano sagital de flexión mayor a 8°	
O traslación relativa en el plano sagital de extensión	
Mayor a 9°.	2 puntos.
Rotación relativa en el plano sagital de flexión menor a 9°.	2 puntos.
Dstrucción de elementos anteriores.	2 puntos.
Dstrucción de elementos posteriores.	2 puntos.
Carga peligrosa prevista.	1 punto.

Una suma de 5 puntos o más en cada segmento vertebral, traduce inestabilidad clínica.

Frymayer en 1990, subdividió la inestabilidad en 5 tipos:

Inestabilidad rotacional axial.

Inestabilidad traslacional.

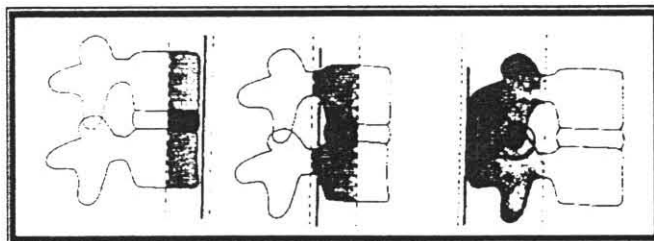
Inestabilidad retrolítesica.

Escoliosis degenerativa progresiva.

DEFINICION DE INESTABILIDAD ESPINAL POR EL CONCEPTO DE LAS TRES COLUMNAS

Las tres columnas espinales, están formadas de la siguiente manera.

- 1- La columna anterior esta formada por el ligamento longitudinal anterior, la mitad anterior del cuerpo y anillo fibroso.
- 2- La columna media por el ligamento longitudinal posterior, la mitad posterior del cuerpo vertebral y del anillo fibroso.
- 3- La columna posterior esta compuesta por el arco neural posterior, junto con el complejo ligamentario posterior; ligamento supraespinoso, ligamento interespinoso, cápsulas articulares y ligamento amarillo.

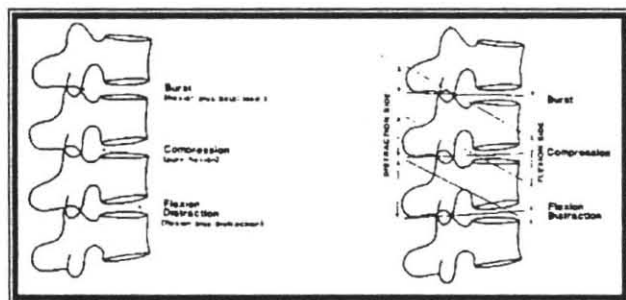


Clasificación de las fracturas espinales, de acuerdo al sitio del eje instantáneo en el momento de la carga axial. (fig. 2)

- A) Fractura por compresión, es una falla bajo compresión de la columna anterior, con una falla parcial de la columna posterior a nivel del aparato

ligamentario que inicia fuerzas de tensión a este nivel, la columna media esta intacta, siendo de mayor importancia ya que previene la sublevación o compresión de los elementos neutrales.

Características radiográficas, la lateral muestra un cuerpo posterior normal (columna media intacta), la distancia interespinosa del segmento comprimido esta incrementada. La Tac raramente esta indicada, pero demuestra un anillo vertebral intacto, sin retropulsión dentro del canal.



- B) Fracturas estallamiento. Resultan de falla bajo la carga axial, tanto de la columna anterior como media, originada en el nivel de una o ambas plataformas de la misma vértebra.

Características radiológicas. La lateral muestra una fractura de la pared posterior de la corteza, pérdida de la altura del cuerpo vertebral posterior e inclinación y retropulsión de fragmentos óseos dentro del canal (falla por compresión de la columna media). La AP demuestra un patognomónico

- incremento de la distancia interpedicular, con fractura vertical de la lamina y desplazamiento de las articulaciones posteriores.

- TAC el anillo vertebral es fracturado, anterior y posteriormente los fragmentos óseos son secuestrados en el canal espinal y encarcelado por el arco posterior.

Clasificación de las fracturas estallamiento

Tipo a) Fractura de ambas plataformas durante la carga axial. El hueso es desplazado dentro del canal a nivel de ambos discos adyacentes a la vértebra conminuta.

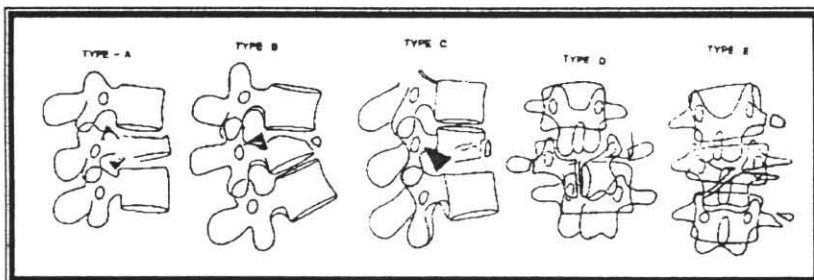
Tipo b) Fractura de la plataforma superior, esta es la más común y es encontrada principalmente en la unión toracolumbar, siendo un mecanismo conjunto de carga axial y flexión.

Tipo c) Fractura de la plataforma inferior, es la más rara, su mecanismo es también de carga axial con flexión.

Tipo d) Estallamiento y rotación, esta fractura puede ser diagnosticada como fractura luxación, por el componente rotacional, sin embargo están presentes todos los signos de estallamiento, con incremento de la distancia interpedicular, conminución del cuerpo vertebral, y fractura vertical de las laminas, la TAC puede identificar la invasión de fragmentos óseos y/o disco dentro del conducto. El mecanismo de producción es una combinación de carga axial y rotación.

Tipo e) Estallamiento y flexión lateral; este tipo de fractura difiere de la compresión lateral en que está presente un incremento de la distancia interpedicular en la radiografía AP, lateral demuestra retroimpulsión del hueso de la pared posterior dentro del canal. TAC demuestra el fragmento

óseo extruido y más lateralizado que en los otros tipos de fractura estallamiento.

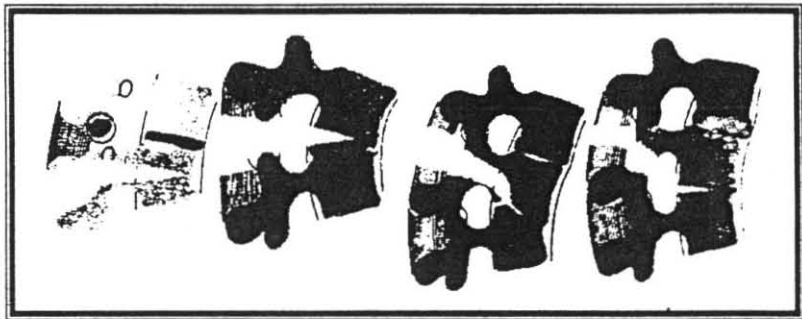


- C) Fracturas por distracción o cinturón de seguridad. Representan una falla tanto de la columna posterior como media bajo fuerzas de tensión generadas por flexión con un eje instantáneo en la columna anterior. Este tipo de fractura será inestable en flexión y no representa asociación con subluxación, lo cual indica que la altura anterior es también dañada y entraría dentro de las fracturas luxación.

Características radiológicas. Signos patognomónicos de este tipo son la división horizontal de los procesos transversos, y de los pedículos, también puede haber horizontalización de los procesos espinosos o de la pars interarticularis, en algunos casos existe un incremento de la distancia interespinosa, con un mínimo de avulsión ósea, puede haber un incremento de la altura del disco. La TAC no proporciona información adicional para este tipo de fracturas, ya que los cortes horizontales son paralelos al sitio afectado.

Subtipos de fracturas por distracción. Se divide según el nivel de la lesión, el primero es una fractura a través del hueso o como una lesión

ligamentaria nivel del ligamento supraespinoso, procediendo a la parte anterior del disco. El segundo nivel de lesión en la cual la columna media puede ser dañada a través del hueso o el disco.



D) Fracturas luxación. Estas son las más inestables presentan daño de las tres columnas bajo compresión, tensión, rotación o corte.

Características radiológicas. Los signos patognomónicos son la subluxación o luxación vista en la AP o lateral algunos signos indirectos pueden sugerir este tipo de fractura, la presencia de múltiples fracturas costales fracturas de los procesos transversos, de los procesos articulares, un leve incremento de la altura del disco, o una mínima compensación del cuerpo vertebral.

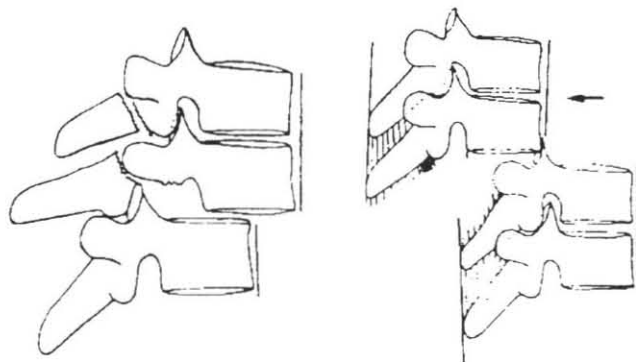
Existen tres subtipos:

1) Fractura luxación por flexión-rotación. Hay usualmente una completa ruptura de la columna posterior y media bajo tensión y rotación. La columna anterior puede caer en rotación o en algunos casos en combinaciones variadas de compresión rotación. La falla al nivel de la

columna media y anterior puede ocurrir a través del cuerpo vertebral o puramente a través del disco las características radiológicas demuestran subluxación o luxación de un cuerpo sobre el otro, un incremento de la distancia interesponosa, desplazamiento de un proceso articular sobre el otro. La TAC demuestra la oclusión del canal o una luxación facetaria no vista en la radiografía simple.

2) Fractura luxación por corte. Resulta de un mecanismo de extensión con lesión del ligamento longitudinal anterior. El disco es primero roto anteriormente con dirección posterior donde la continua fuerza cortante transada el segmento superior sobre el inferior o viceversa.

3) Fractura luxación por flexión-distracción. Estas remedan el mecanismo de las del tipo de distracción, con lesión de la columna posterior y media bajo tensión, sin embargo presentan desgarro del anillo fibroso anterior. Las características radiológicas son: división horizontal de los procesos transversos, pedículo y procesos espinosos.



Podemos concluir este capítulo diciendo que en pacientes con trauma vertebral agudo la clasificación de FRANK DENIS, es adecuada para evaluar la inestabilidad vertebral y nos orienta en cuanto al tratamiento médico y quirúrgico que requiere dicho paciente.

Por otro lado, una vez que el paciente se ha recuperado, y es visto en la consulta subsecuente, es mejor la clasificación de white y panjabi, para la evaluación de la inestabilidad clínica residual.

Finalmente podemos utilizar la clasificación de Frymayer, en cuanto a la inestabilidad segmentaria.

IMPLANTES DE LA COLUMNA DORSAL Y LUMBAR

Una de las características principales del campo de los implantes vertebrales es el rápido desarrollo que ha experimentado, especialmente en los cinco a diez últimos años. Este hecho se ha debido en gran parte a nuestra mayor comprensión de la biomecánica vertebral, así como a los avances en las técnicas de obtención de imágenes, el diseño de los implantes y las técnicas quirúrgicas y anestésicas. Revisamos los aspectos biomecánicos más importantes de los implantes vertebrales organizados principalmente por el lugar de fijación a la columna, haciendo especial énfasis en los implantes que se fijan mediante

tornillos a través del pedículo, dado que éste es el campo que más se ha desarrollado en los últimos años. (10, 29, 30, 31, 32, 33)

APOFISIS ESPINOSA

Los primeros implantes vertebrales, los alambres y las suturas, se fijaban a las apófisis espinosas. Dado que estos implantes sólo pueden soportar cargas de tensión, sus aplicaciones son limitadas. Estos métodos son suficientes para la fijación de luxaciones bilaterales de las carillas previamente reducidas o de fracturas fortuitas incompletas. Sin embargo, si se requiere la resistencia a otros tipos de carga (p. Ej. , resistencia a la compresión en las fracturas por estallido o resistencia al cizallamiento anterior en grandes fracturas de la apófisis articulares) los alambres no son suficientes. También se han utilizado placas fijadas con tornillos a las apófisis espinosas. (23)

ARTICULACIONES INTERAPOFISARIAS

La colocación de tornillos a través de la articulación interapofisaria es completamente diferente de su colocación a través del pedículo. En el primer caso, el tornillo atraviesa realmente la articulación, y la colocación de un tornillo en el pedículo es de hecho secundaria. El objetivo funcional del tornillo es inmovilizar la articulación. Por el contrario, el tornillo transpedicular intenta proporcionar un "agarre" o fijación rígida a una sola vértebra. A estos tornillos se

- fijan los elementos (p. Ej. , placas o barras) que atraviesan la articulación para
- inmovilizarla. (30)

LAMINAS Y APOFISIS ARTICULARES

Hasta hace poco tiempo la gran mayoría de los implantes vertebrales se fijaba a las láminas y apófisis articulares, principalmente bajo la forma de barras de distracción o de compresión de Harrington. Las barras de compresión equivalen prácticamente desde el punto de vista mecánico, a los alambres de las apófisis espinosas, no sólo porque requieren estructuras óseas para resistir todas las cargas diferentes a la tensión, sino también porque tienden a producir un aumento de las fuerzas de compresión. En algunos casos, esto puede deparar resultados no deseados, como el aumento del grado de ocupación del conducto vertebral por fragmentos óseos de una fractura por estallido.

IMPLANTES ANTERIORES

- Los implantes anteriores que se colocan simplemente entre vértebras contiguas
- dependen de las fuerzas de compresión para mantener éstas en la posición correcta y requieren que las estructuras óseas y ligamentosas estén íntegras para resistir todas las cargas, excepto la de compresión axial. Si se asegura el implante se proporciona cierta resistencia al cizallamiento, y si posee una estructura porosa que permita el crecimiento óseo en su interior con el tiempo se obtendrá aún mayor resistencia. (27, 29, 30)

Para aumentar la resistencia inicial se han fijado diversos implantes anteriores a los cuerpos vertebrales mediante tornillos de orientación transversal. La utilización de un único tornillo superior y un único tornillo inferior para fijar una sola barra no confiere mucha resistencia al cizallamiento anterior o a la flexión. La adición de una segunda barra controla parcialmente la flexión, pero si todos los tornillos están dispuestos en paralelo la resistencia al cizallamiento anterior (similar a la resistencia al cizallamiento lateral mediante tornillos transpediculares colocados oblicuamente). Si se añade un mecanismo de conexión transversal entre las barras. (33)

También se han utilizado placas en lugar de barras como elementos longitudinales. Un método ha consistido en fijar una única placa a dos o más vértebras por encima y por debajo de la lesión mediante la colocación de un solo tornillo en cada vértebra. Se ha conseguido un mayor fortalecimiento utilizando dos placas diseñadas específicamente que permiten la colocación de dos o más tornillos en cada cuerpo vertebral. También se han probado otros dispositivos.

A TRAVES DEL PEDICULO EN EL CUERPO VERTEBRAL (TRANSPEDICULAR)

Este método proporciona, por primera vez, una fijación fuerte a la vértebra que resiste cualquier tipo de carga y no sólo algunos tipos especiales. Harrington y Tullos describieron por primera vez este método para la reducción de la espondilolistesis, y Roy Camille y Demeulenaere desarrollaron el primer método

realmente práctico, que consistía en placas longitudinales a través de las cuales pasaban los tornillos. Existen diversos aspectos biomecánicos relacionados con este método de fijación.

Diseño del tornillo

La mayoría de los estudios sobre aspecto se han realizado en muestras óseas no vertebrales. Sólo uno de estos estudios (Decoster y cols.) varió sistemáticamente la longitud, el diámetro menor y el diámetro mayor, de forma que permitió el aislamiento de estas variables. Martin y cols. Destacaron en qué grado los tornillos que atraviesan las placas están sometidos a cargas de flexión (producidas por la flexión lateral voladiza); también afirmaron que la resistencia a estas cargas era una característica importante del diseño para evitar la rotura del tornillo. La insuficiente atención a este tipo de carga es probablemente una causa importante de la alta frecuencia de rotura de tornillos transpediculares observada en algunos estudios clínicos.

Los estudios relacionados con el diseño de tornillos transpediculares han sido tanto morfométricos como biomecánicos. Respecto al primer tipo de estudio, la primera publicación que proporcionó la distribución por tamaño en función del diámetro del pedículo resaltó la importancia del estudio con tomografía computarizada (TAC) preoperatoria para detectar pedículos excesivamente pequeños.


En relación con los estudios biomecánicos, sólo uno de ellos ha abordado las variables principales (longitud, diámetro menor y perfil del diente) en una forma que permita su aislamiento.

Se ha estudiado exhaustivamente el papel de la osteopenia en la determinación de la resistencia del tornillo.


La resistencia a la fatiga es una característica importante de la capacidad funcional del tornillo, especialmente para los implantes basados en tornillos transpediculares, dado que ésta parece ser la forma de fracaso metalúrgico más frecuente.

Tornillos pediculares USS


298.023 Tornillo de bloqueo USS para implantes USS con abertura lateral



Tornillo pedicular USS con abertura lateral completo con casquillo y tuerca



Tornillo pedicular USS \varnothing 6,0 mm completo con tornillo de bloqueo



Acero	\varnothing	Longitud
298.530	5,0 mm	30 mm
298.535	5,0 mm	35 mm
298.540	5,0 mm	40 mm
298.545	5,0 mm	45 mm
298.550	5,0 mm	50 mm
298.555	5,0 mm	55 mm
298.630	6,0 mm	30 mm
298.635	6,0 mm	35 mm
298.640	6,0 mm	40 mm
298.645	6,0 mm	45 mm
298.650	6,0 mm	50 mm
298.655	6,0 mm	55 mm
298.660	6,0 mm	60 mm

Acero	Longitud
298.606	30 mm
298.607	35 mm
298.608	40 mm
298.609	45 mm
298.610	50 mm
298.611	55 mm
298.612	60 mm
298.613	80 mm
298.614	100 mm

Colocación del tornillo

Punto de entrada y orientación

Roy-Camille y sus colaboradores han popularizado la orientación "recta". Cuando se utiliza esta orientación para colocar el tornillo a través del centro del pedículo, el punto de entrada debe ser lo bastante medial como para que se sitúe directamente por debajo del centro de la apófisis articular inferior de la vértebra superior. Esto garantiza prácticamente que esta apófisis articular entre en contacto con el tornillo superior del implante cuando se produzca la extensión del tronco.

Para superar este problema, Magerl y otros investigadores han utilizado una orientación "hacia dentro" o anteromedial de los tornillos. El punto de entrada puede ser por tanto más lateral, a lo largo de una línea longitudinal tangente al córtex lateral de la apófisis articular superior y, por consiguiente, separada de la apófisis articular inferior.

La modificación introducida por Magerl fue ampliada por Krag y cols. 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 tercio 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 placa limitante superior.



Esta disposición doblemente angulada proporciona tres ventajas. En primer lugar permite que el tornillo que protruye dorsalmente este fuera 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. Skinner y cols. Han demostrado que la angulación aislada no afecta a la resistencia; es el aumento de la longitud permitida por la angulación lo que produce un aumento de la resistencia. 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.

En el sacro, los tornillos transpediculares pueden colocarse no sólo de forma anteromedial, como en las vértebras dorsales y lumbares, sino también de forma anterolateral en el ala sacra. Se han comunicado datos biomecánicos, llegando a la conclusión de que los tornillos anterolaterales eran más fuertes que los anteromediales en las pruebas de tracción. Jacobs y cols. Compararon la resistencia a la tracción de las tres orientaciones de los tornillos: anterolateral, anterior y anteromedial. La orientación más fuerte fue la anteromedial.

Para definir el punto de entrada para la colocación de un tornillo transpedicular se pueden utilizar sólo puntos de referencia óseos posteriores como guía del punto de entrada, realizar una laminotomía para facilitar la visión o el tacto del córtex pedicular medial o usar la radiografía intraoperatoria. El primer método se encuentra limitado por la variabilidad anatómica, y el segundo precisa una disección, que por lo demás sería innecesaria.

Preparación del agujero

Se han descrito varias técnicas: la fresa, la cureta, la sonda plana curvada.

Banta y cols. Plantearon la posibilidad de que con un agujero guía demasiado pequeño pudiera producirse el "estallido" del pedículo (rotura cortical por expansión) al insertar el tornillo. Debido a que la fresa extrae parte del hueso mientras que la sonda lo comprime, es más probable que se produzca un "estallido" tras la colocación de un tornillo en un agujero realizado con un sonda que si está hecho con una fresa. Debido a la mayor facilidad con la que se puede hacer un agujero cilíndrico con una fresa y debido a que la proyección coaxial

-
-
excluye la necesidad de "sentir" el trayecto a través del pedículo (posiblemente causando un daño trabecular del pedículo (posiblemente causando un daño trabecular excesivo). Se utiliza la fresa para la preparación del agujero.

Profundidad de la inserción

Aunque algunas recomendaciones basadas en la clínica han sido las de insertar sólo la mitad del tornillo en el cuerpo vertebral, los estudios biomecánicos han demostrado que "cuanto más profundo más fuerte". Los tornillos insertados a una profundidad del 100% "hasta el cortex anterior" tienen una fuerza aproximada doble que los tornillos insertados un 50% "a través simplemente del pedículo".

Para los tornillos sacros, se suele considerar deseable una inscripción bastante profunda, ya que se calcula que las cargas totales en el sacro son bastante elevadas y que la longitud del trayecto disponible para el tornillo no es especialmente larga.

-
-
Es deseable controlar la profundidad mediante uno o más métodos para evitar la rotura a través de cortes anterior, especialmente cuando la penetración del tornillo es más profunda. Un método consiste en aumentar la resistencia al avance de la fresa o del tornillo que puede notarse a veces al llegar al córtex. Otro método ("método del mazo") consiste en insertar la fresa o sonda en la forma habitual sólo hasta la mitad hacia el córtex anterior, y posteriormente finalizar la inserción golpeando suavemente sobre él con un mazo; suele producirse un claro cambio del sonido (se hace más agudo) y aumenta la vibración en el mango del

instrumento cuando su punta hace contacto con el córtex anterior. En el hueso osteopénico debe tenerse cuidado: ningún método puede ser seguro.

Un tercer método es utilizar radiografías para conseguir una valoración directa de la distancia entre la punta del tornillo y el corte anterior; sin embargo, la elección de la proyección radiológica probablemente es importante para evitar una imagen que lleve a engaño.

Barras USS			
Barras para USS (2 6,0 mm), duras			
Acero	Longitud		
298.102	50 mm		
298.103	75 mm	con los dos extremos	
298.104	100 mm		
298.105	125 mm		
298.106	150 mm		
298.108	200 mm	barras para deformadas	
298.110	250 mm		
298.112	300 mm		
298.114	400 mm		
298.116	500 mm		
298.118	600 mm		
298.119	750 mm		
Barras para USS (2 6,0 mm), blanda para los huesos de barras degenerativas			
Acero	Longitud		
298.150	50 mm		
298.151	75 mm		
298.152	100 mm		
298.153	125 mm		
298.154	150 mm		
Estabilizador transversal USS			
298.120	Barra USS (2 3,3 mm para estabilizador transversal USS		
298.811	Rotula USS para barra de estabilización transversal USS (2 6,0 mm		
		298.910	Rotula semi-anular USS
		Conectores ensambladores USS	
		298.251	Soporte transversal USS abierto longitud 15 mm
		298.252	longitud 20 mm
		298.253	longitud 25 mm
		298.215	Soporte transversal USS longitud 15 mm
		298.220	longitud 20 mm
		298.225	longitud 25 mm
		298.160	Ensamblador USS (2 6,0 6,0 mm
		298.163	Casquillo de enlace USS (2 6,0 6,0 mm

Los gancho USS de abertura (2 3,3 mm) se utilizan para estabilizar el hueso y proporcionar un soporte adicional para la barra de estabilización transversal USS.

Conector de barra abierto USS con gancho para collar USS

MATERIAL Y METODO

Se realizo un estudio prospectivo, transversal, descriptivo, observacional; en el Hospital de Ortopedia y Traumatología del I.M.S.S. Puebla.

Durante un periodo de doce meses.(Noviembre de 1998 a octubre de 1999), con el fin de determinar la estabilidad clínica de los pacientes con trauma vertebral, manejados quirúrgicamente con un sistema de tornillos transpediculares USS.

Se estudiaron 98 pacientes con algún tipo de fractura de la columna vertebral.

Se incluyeron en el estudio pacientes masculinos de 18 a 75 años, sin enfermedades crónico-degenerativas , sin enfermedades oncológicas, y sin trastornos mentales. Se incluyeron todos aquellos que no presentaron déficit neurológico, y que fueron afectados del segmento toracolumbar.

Además se incluyeron aquellos que fueron operados en el servicio de columna vertebral de nuestro hospital.

Se excluyeron pacientes menores de 18 años y mayores de 75 años, aquellos con déficit neurológico y aquellos que cursaron con traumatismo craneo-encefálico, además de pacientes poco cooperadores.

Se excluyeron pacientes que no aceptaron el tratamiento propuesto, aquellos que no respondieron a la encuesta y todos los afectados del segmento cervical. Así como aquellos que después del acto quirúrgico presentaron algún tipo de déficit neurológico.

A cada paciente se le aplicó un breve cuestionario donde quedaron acentuados datos personales del paciente como: nombre, edad, sexo, número de filiación, fecha de accidente, mecanismo de accidente, fecha de ingreso a urgencias, tratamiento médico establecido, fecha de cirugía, médico que realizó la cirugía, y médico tratante. Además se clasificó el tipo de fractura, tipo de inestabilidad según la clasificación de FRANK DENIS.

A los seis meses de postoperado se realizó una nueva valoración clínica-radiográfica, en donde evaluamos dolor residual, integración del injerto, deformidad residual, déficit neurológico en caso de aparecer, y datos radiográficos de inestabilidad en placas dinámicas (flexión, extensión, flexión lateral derecha e izquierda, y simples AP y lateral). Tomamos los parámetros de WHITE y PANJABI de inestabilidad clínica para evaluar a cada paciente. Así como la clasificación de FRYMAYER de inestabilidad segmentaria.

Finalmente, todos los resultados se vaciaron en una hoja general de recolección de datos, y al término del tiempo establecido por el estudio, se tomaron los datos para realizar el análisis e informe gráfico y narrativo, con lo que se concluyó el trabajo de investigación.

RESULTADOS

Se estudiaron 98 pacientes con trauma vertebral agudo, 63 de ellos presentaron déficit neurológico y 14 cursaron con afección cervical, motivo por el cual fueron excluidos del estudio.

De los 21 pacientes restantes, 5 cursaron con afección torácica y 16 con afección lumbar, solo 3 pacientes del primer grupo Y 11 del segundo grupo, fue manejado con tornillos transpediculares (USS).

Según la clasificación de Frank Denis los 3 pacientes con lesión torácica presentaron una fractura estallamiento, y de los pacientes afectos de lesión lumbar 7 presentaron una fractura estallamiento, y 4 una fractura acuñaamiento mayor de 60%.

De los 14 pacientes estudiados 9 fueron hombres y 5 mujeres; 10 fueron el trabajador y 4 el familiar asegurado.

Para el segmento vertebral torácico estos son los resultados clínicos y radiográficos del postoperatorio:

Ninguno curso con destrucción de los elementos posteriores.

Los tres pacientes cursaron con destrucción de elementos anteriores, pero se resolvió en el momento de la cirugía con el sistema y la distracción. Y en la evaluación final no había pérdida de la corrección.

2 pacientes tuvieron una traslación relativa en el plano sagital menor de 2.5cm, y uno mayor de 2.5 cm.

2 pacientes tuvieron una rotación relativa en el plano sagital mayor de 5°, y uno mayor de 5°.

Ninguno curso con déficit neurológico en el posquirúrgico.

Ninguno presentó lesión de las articulaciones costovertebrales.

Ninguno curso con carga peligrosa prevista.

En resumen, 2 pacientes no acumularon puntos en la evaluación final, y uno acumuló 4 puntos, por rotaciones en plano sagital y axial mayor del previsto según la escala evaluativa. Sin embargo ninguno de ellos reunió la puntuación necesaria para ser clasificado como INESTABILIDAD CLINICA SECUNDARIA.

Para el segmento vertebral lumbar con fractura acunamiento de más del 60% estos son los resultados clínicos y radiográficos posquirúrgicos:

Ninguno curso con déficit neurológico en el postoperatorio.

2 cursaron con traslación relativa en el plano sagital de flexión mayor de 8° , y dos con menor de 8° .

3 cursaron con traslación relativa en el plano sagital de extensión menor de 9° y uno con más de 9° .

4 cursaron con rotación relativa en el plano sagital de extensión menor de 9° .

4 cursaron con destrucción de elementos anteriores, que fueron corregidos en el momento de la cirugía, y que en la evaluación final permanecía corregido.

3 cursaron con destrucción de elementos posteriores y uno con destrucción parcial de los mismos. Esto se corrigió durante el acto quirúrgico y en la evaluación final clínica y radiográfica no arroja datos sugestivos de lesión de los mismos.

Ninguno curso con carga peligrosa prevista en el postoperatorio.

En resumen, ninguno de los pacientes obtuvo la puntuación necesaria para ser considerado como portador de INESTABILIDAD CLINICA SECUNDARIA.

Para el segmento vertebral lumbar con fractura estallamiento, estos son los resultados clínicos y radiográficos posquirúrgicos:

De los 7 pacientes afectados, ninguno curso con déficit neurológico secundario.

Con traslación relativa en el plano sagital de flexión mayor de 8° , 3 pacientes. Los 4 restantes con traslación menor de 8° .

Con traslación relativa en el plano sagital de extensión mayor de 9° , ningún paciente.

Con rotación relativa en el plano sagital de flexión menor de 9° , 3 pacientes. Los 4 restantes con traslación relativa menor de 9° .

Con destrucción de elementos anteriores 7 pacientes; la lesión fue corregida durante el acto quirúrgico con la distracción del sistema; en la evaluación final observamos 3 pacientes con disminución de la altura del cuerpo vertebral y aumento de la distancia entre los pedículos respecto del control postoperatorio. Los restantes 4 pacientes conservaron la altura del cuerpo vertebral y distancia entre pedículos respecto del control postoperatorio.

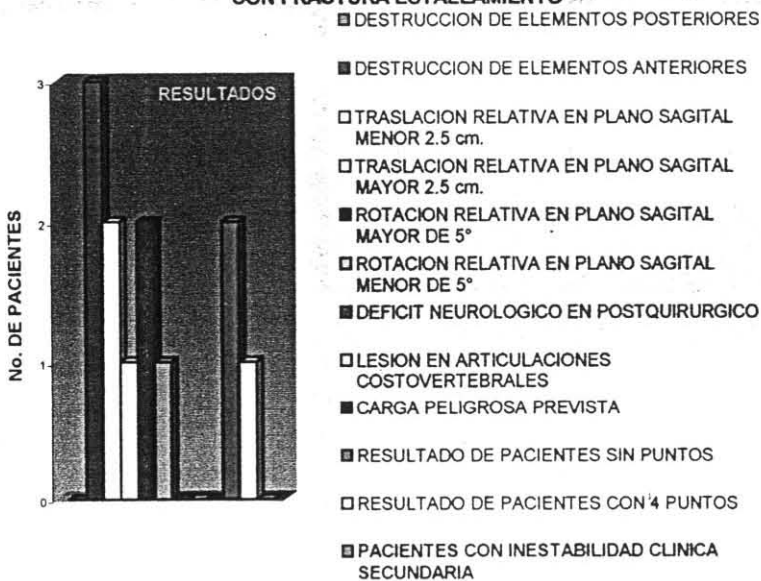
Ningún paciente curso con destrucción de elementos posteriores.

Ningún paciente curso con carga peligrosa prevista.

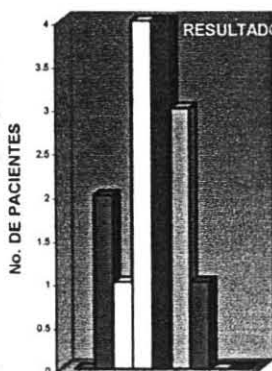
En resumen, 3 pacientes de los estudiados en este grupo obtuvieron una calificación de 6 puntos que indica INESTABILIDAD CLINICA SECUNDARIA, en ellos se observó disminución de la altura del cuerpo vertebral y aumento del espacio entre los pedículos que indica destrucción de los elementos anteriores, además se observó traslación relativa en el plano sagital de flexión mayor de 8° y rotación relativa en plano sagital de flexión menor de 9° .

Los restantes 4 pacientes no cursaron con inestabilidad clínica secundaria.

**ESTUDIO: 3 PACIENTES DE LESION TORACICA
CON FRACTURA ESTALLAMIENTO**



**ESTUDIO: 4 PACIENTES DE LESION LUMBAR
CON FRACTURA ACUÑAMIENTO**



■ DEFICIT NEUROLÓGICO EN POSTOPERATORIO

■ TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR 8°

□ TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR 8°

□ ROTACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR -9°

■ DESTRUCCION DE ELEMENTOS ANTERIORES

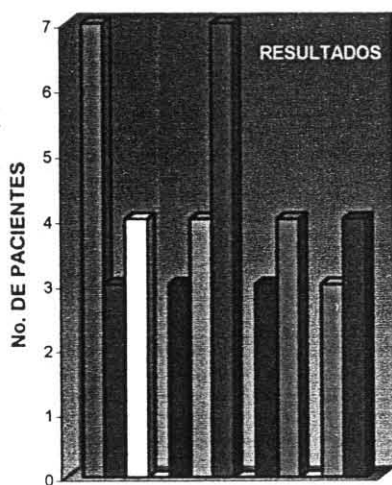
□ DESTRUCCION DE ELEMENTOS POSTERIORES

■ DESTRUCCION PARCIAL DE ELEMENTOS POSTERIORES

□ CARGA PELIGROSA PREVISTA EN POSOPERATORIO

■ PACIENTE PORTADOR DE INESTABILIDAD CLINICA SEC.

**ESTUDIO: 7 PACIENTES DE LESION VERTEBRAL LUMBAR
CON FRACTURA ESTALLAMIENTO**



- DEFICIT NEUROLOGICO SECUNDARIO
- TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE 8°
- TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR DE 8°
- TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE 9°
- TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE -9°
- TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE -9°
- DESTRUCCION DE ELEMENTOS ANTERIORES
- DESTRUCCION DE ELEMENTOS POSTERIORES
- DISMINUCION DE CUERPO VERTEBRAL, AUMENTO DE DISTANCIA ENTRE PEDICULOS
- CONSERVARON ALTURA DEL CUERPO VERTEBRAL Y DISTANCIA ENTRE PEDICULOS
- CARGA PELIGROSA PREVISTA
- PACIENTES SIN INESTABILIDAD CLINICA SEC.
- PACIENTES CON INESTABILIDAD CLINICA SEC.

DESTRUCCION DE ELEMENTOS POSTERIORES	0
DESTRUCCION DE ELEMENTOS ANTERIORES	3
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR 2.5 cm.	2
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR 2.5 cm.	1
ROTACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE 5°	2
ROTACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR DE 5°	1
DEFICIT NEUROLOGICO EN POSTQUIRURGICO	0
LESION EN ARTICULACIONES COSTOVERTEBRALES	0
CARGA PELIGROSA PREVISTA	0
RESULTADO DE PACIENTES SIN PUNTOS	2
RESULTADO DE PACIENTES CON 4 PUNTOS	1
PACIENTES CON INESTABILIDAD CLINICA SECUNDARIA	0
DEFICIT NEUROLOGICO EN POSTOPERATORIO	0
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR 8°	2
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR 8°	1
ROTACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR -9°	4
DESTRUCCION DE ELEMENTOS ANTERIORES	4
DESTRUCCION DE ELEMENTOS POSTERIORES	3
DESTRUCCION PARCIAL DE ELEMENTOS POSTERIORES	1
CARGA PELIGROSA PREVISTA EN POSOPERATORIO	0
PACIENTE PORTADOR DE INESTABILIDAD CLINICA SEC.	0
DEFICIT NEUROLOGICO SECUNDARIO	7
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE 8°	3
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MENOR DE 8°	4
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE 9°	0
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE -9°	3
TRASLACION RELATIVA EN PLANO SAGITAL MAYOR DE -9°	4
DESTRUCCION DE ELEMENTOS ANTERIORES	7
DESTRUCCION DE ELEMENTOS POSTERIORES	0
DISMINUCION DE CUERPO VERTEBRAL, AUMENTO DE DISTANCIA ENTRE PEDICULOS	3
CONSERVARON ALTURA DEL CUERPO VERTEBRAL Y DISTANCIA ENTRE PEDICULOS	4
CARGA PELIGROSA PREVISTA	0
PACIENTES SIN INESTABILIDAD CLINICA SEC.	3
PACIENTES CON INESTABILIDAD CLINICA SEC.	4

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El objetivo fundamental del tratamiento de las fracturas de la columna vertebral, es el mismo que en las extremidades, restaurar la anatomía normal y conseguir una función no dolorosa mediante una reducción anatómica, una estabilización óptima, una técnica quirúrgica atraumática y una movilización precoz.

Todo en conjunto facilita los cuidados de enfermería y acorta el tiempo de rehabilitación.

Durante mucho tiempo las fracturas se trataron con corsés inmovilizadores y con largos periodos de reposo en cama, dando resultados que no eran del todo buenos.

Con el desarrollo de la ortopedia y sobretodo con el desarrollo de sistemas de fijación estable, surgieron dos implantes que han sido ampliamente utilizados en la patología traumática, aunque fueron diseñados originalmente para tratar problemas de deformidades de la columna vertebral (escoliosis). Estos son, primero las barras de Harrington y después las barras de Luque, y combinaciones de ellas.

Estas tienen el inconveniente que se deben extenderse hasta niveles sanos por arriba y por debajo de la lesión, y aunque se consigue una estabilidad excelente es un sistema mutilante para la columna vertebral.

Con el advenimiento en los años 60's de tornillos a través de los pediculos se pudo conseguir una fijación estable que solo involucrara el segmento lesionado.

El grupo AO(ASIF) en Suiza, fundación dedicada al estudio de la fijación interna, ha mejorado dicho sistema hasta la conclusión actual el sistema USS (universal spinal sistem), el cual da una fijación interna estable del segmento lesionado, evita la utilización de soportes externos y consigue la movilización precoz.

En nuestro estudio pudimos observar las bondades del sistema. Solo uno de nuestros pacientes curso con inestabilidad clínica, que nosotros atribuimos a la falta de consolidación de la artrodesis que dio como resultado fatiga del implante y aflojamiento en el sitio de sujeción de los tornillos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Albee F. Bone graft surgery, Appleton, N.Y. (1940).
2. Cooper A.A. Treatise on dislocation and on fraxtures of the joints. London, P.499 – (1824 – 26).
3. Cotrel and Dubousset. Instrumentation. Indications and techniques tumores oseos section C. Surgical consideration and app roaches. P. 531 – 539.
4. Cotrel, Y., Dubousset, J., and Guilaumat, M. New universal instrumentation in spinal surgery. Clin. Orthop. 227; 10, 1988.
5. Dekutoske, M. B. Spinal Morbidity and deformity after Harrington rod estabilitation and limited arthrodesis of thoracolumbar fractures. J. Bone and Joint Surg. 1993
6. Denis F. Ruiz H. and Searl K. Comparison between square aneded distraccion rodsand standart round – ended distraccion rods and the treatment of thoraco – lumbar spinal injuries. A statical analysis. Clin. Orthop. 189, 162 – 167. (1984)
7. Denis, F., Spinal instability as defined by the three column spine concept in acute spinal trauma. Clin. Orthop. No. 189 Oct. 1984 P. 65 – 76.
8. Denis, F., The three column spine and its significance in classification of acute thoracolumbar spinal injuries, Spine 8; 817, 1983.
9. Evans, J., Biomechanics of lumbar fusion. , Clin. Orthop. 195; 58, 1985.
10. Ferguson, L. R. A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures. Clin. Orthop. 189. 1984.
11. Harold K. Dunn. Anterior Stabilitation of thoracilumbar injuries. Clin. Orthop. No. 189, Oct. 1984 P. 116 – 123.

12. Harrington, P. R., The history and development of Harrington instrumentation. *Clin. Orthop.* 227; 3, 1988.
13. Hedra, B. E., The classic Wiring of the vertebrae as a means of immobilisation in fracture and potts disease, *Clin. Ortop.*, 112, 4 – 8 (1975).
14. Henry H. Bohlman M. D. Treatment of fractures and dislocations of the thoracic and lumbar spine. *J. B. J. Surg.* Vol. 67 A, No. 1. Jan. 1985 P. 165 – 169.
15. Holdsworth, F. Fractures, dislocation, and fractures dislocation of the spine. *J. Bone and joint surg.* 1970.
16. Hossein Mehdian M. D. and Stephen Eisenstein P. H. A. Segmental spine instrumentation using short closed wire loops. No. 247. Oct. 1989 P. 90 – 97.
17. James R. Flesch M. D. Harrington instrumentation and spine fusion of unstable fractures and fracture – dislocations of the thoracic and lumbar spine. *J. Bone J. Surg.* Vol. 59 A. No. 2 P. 143 – 153.
18. Jesse H. Dickson M. D. Paul R. Harrington Results of reduction and stabilization of the severely fractured thoracic and lumbar spine stabilization of the spine. *J. Bone J. Surg.* Vol. 60 A. No. 6 Sept. 1978 P. 799 – 805.
19. John H. Evans B. Eng., M. Sc. Biomechanics of lumbar fusions, *Clin. Orthop.*, 193, 38 – 46 (1985).
20. Latarjet, R. *Anatomia Humana*. Vol. 1 Ed. Panamericana. México 1989.
21. Luque, E. R., Interpeduncular segmental fixation. *Clin Orthop.* No. 203 Feb. 1986 P. 54 – 57.

22. Luque, E. R. Segmental Spinal instrumentation of the lumbar spine clinical orthopaedics and related R. No. 203 Feb. 1986 P. 126 – 34.
23. Magerl F. T. Stabilisation of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clin. Orthop., 1989 124 – 141. (1984).
24. Malcolm. H. Pope PhD and Manohar. Panjabi Biomechanical definitions of Spinal Instability, Spine. Vol. 10 – No. 3, 1985 P.255 – 256.
25. McAfee, C. P. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. J. Bone and joint surg. 1983.
26. Paul C. Mc. Afee. M. D. Frederick W. Werner A Biomechanical analysis spine. Vol. 10 No. 3 1985. P. 204 – 216.
27. Paul Harrington, The history and development of Harrington instrumentation. Clin. Orthopedics and R. Reserch. No 227, February 1988 P. 3 – 5.
28. Raymond Roy Camille M. D. et al. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin. Orthop. No. 203 Feb. 1986 P. 7 – 17.
29. Roberts J. B. and Curtiss P. H. Stability of the thoracic and lumbar spine in traumatic paraplegia following fracture or fracture dislocation. J. B. J. Surg, 52 A, 1115 1970.
30. Roy Camille, R. Saillant R. and Mazel, C., Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin. Orthop. 203; 7. 1986.
31. Roy Camille R. , Saillant G., Berteaux D. et al. Osteo síntesis of thoraco – lumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. Reconstr. Surg. Traumatol., 15, 2 – 16 (1976).
32. Satauffer E. S. and Neil J. Biomechanical analysis of structural stability of internal fixation in fractures of the thoraco lumbar spine. J, Bone J. Surg., 57 A. 134 (1975).

33. Steffee A. D. Biscup R. S. and Sitkowski D. J. Segmental Spine plates with pedicle screw fixation. Clin Orthop. 203, 45 – 53 (1986).
34. White, A., Panjabi. Clinical Biomechanics of the spine. Lippincott company 1978.