

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE MEDICINA



DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES

SECRETARIA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA

HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

“Dr. Ernesto Ramos Bours”

“BIOMECÁNICA DE LA FIJACIÓN POSTERIOR INTERVERTEBRAL TRANSFACETARIA”

Estudio biomecánico de tornillos transfacetarios en vertebrae lumbares de cadáver. Determinar la resistencia bajo cargas unidireccionales del sistema de tornillos transfacetarios, utilizados para artrodesar dichas articulaciones.

TESIS

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN ORTOPEDIA

PRESENTA

DR. OSMAR JAAMIL PAREDES SOTO

ASESOR

DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA

HERMOSILLO, SONORA.

FEBRERO 2010



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 AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES

SECRETARIA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA

HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

“Dr. Ernesto Ramos Bours”

**“BIOMECÁNICA DE LA FIJACIÓN POSTERIOR
INTERVERTEBRAL TRANSFACETARIA”**

Estudio biomecánico de tornillos transfacetarios en vertebrae lumbares de cadáver. Determinar la resistencia bajo cargas unidireccionales del sistema de tornillos transfacetarios, utilizados para artrodesar dichas articulaciones.

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN ORTOPEDIA

PRESENTA

DR. OSMAR JAAMIL PAREDES SOTO

ASESOR

DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA

HERMOSILLO, SONORA.

FEBRERO 2010

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
SECRETARIA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

“Dr. Ernesto Ramos Bours”

TESIS

“BIOMECÁNICA DE LA FIJACIÓN POSTERIOR
INTERVERTEBRAL TRANSFACETARIA”

Dr. Joaquín Sánchez González
Jefe de Enseñanza e Investigación

Dr. José Bernardo Cruz Ochoa
Jefe del Servicio de Ortopedia

Dr. David Lomelí Zamora
Profesor titular del curso de ortopedia y asesor de tesis.

Dr. Osmar Jaamil Paredes Soto
Residente de Ortopedia

AGRADECIMIENTOS

A Dios. a mis padres Felipe y María, y hermanos Daniel y Gustavo, ya que cada paso en vida ha sido guiado por ellos y siempre he tenido su apoyo.

A mi esposa Karina, que con su apoyo y comprensión incondicional hemos llevado a cabo metas personales.

A todos los médicos adscritos del equipo del servicio de ortopedia, por todas sus enseñanzas.

Al Dr. Lomelí por la idea central de este trabajo, sus continuas enseñanzas y su empeño por la formación de residentes de gran valor.

A mis amigos que siempre me han mostrado su apoyo, aún en mis largas ausencias.

A mis compañeros y excompañeros médicos, que juntos hemos aprendido más cada día.

Así como también a todo el equipo de trabajo de mi hospital cede y los hospitales en los que complementé mi residencia.

ÍNDICE

CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO

1.1	INTRODUCCIÓN	3
1.2	ANTECEDENTES	5
1.3	ANATOMÍA	8
1.4	CINÉTICA VERTEBRAL	16

CAPÍTULO II. MATERIAL Y MÉTODOS

2.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	20
2.2	HIPÓTESIS	21
2.3	OBJETIVOS	21
2.4	TIPO DE ESTUDIO	22
2.5	JUSTIFICACIÓN	22
2.6	GRUPO DE ESTUDIO	22
2.7	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	22
2.8	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	23
2.9	DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO	23
2.10	RESULTADOS	26

CAPÍTULO III. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

3.1	CONCLUSIONES	30
3.2	RECOMENDACIONES	31

	ANEXOS	33
--	--------	----

	REFERENCIAS	36
--	-------------	----

CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO

1.1 INTRODUCCIÓN

En el presente estudio se realizaron pruebas biomecánicas en cadáveres, para valorar la eficiencia de la fijación transfacetaria bajo cargas fisiológicas. Dicha técnica, se ha utilizado como una alternativa para la artrodesis de columna lumbar, en vez de utilizar el estándar de oro que es la fijación con tornillos transpediculares.

El tipo de fijación utilizado inicialmente con técnica mínima invasiva para artrodesis fue utilizando tornillos con fijación transpedicular, y posteriormente se han realizado fijaciones transfacetarias y translaminares.

La mínima invasión en cirugía de columna, así como en otras zonas, tiene varias ventajas, como la reintegración temprana a las actividades diarias del paciente, menor pérdida sanguínea, menor costo, entre otras. Aunque ello implica una capacitación adecuada para dichos procedimientos, y entre otras exigencias, la experiencia del cirujano.

Los estudios clínicos y de imagenología, para procedimientos mínimo invasivos de columna, se han evaluado, y los diferentes estudios han evidenciado buenos resultados en el 87%, aceptable 10% e inaceptables en el 3%. (1)

Estudios previos en pacientes han reportado la fusión intersomática, con el uso de fijación transfacetaria, entre 90 y 98%. (2)

Por lo tanto la fijación transfacetaria, por sus ventajas, se evaluó, en este estudio, de una manera biomecánica, sometiendo las muestras con fijación a cargas que corresponden a momentos fisiológicos de la columna; para conocer

la utilidad fisiológica que se le ha dado, y que sirva como una de las bases en el uso de la técnica en los pacientes.

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas y su incidencia sobre el cuerpo humano. Nos permite comprender las fuerzas sobre las estructuras y los efectos que ocasionan. (3)

La columna vertebral es una estructura mecánica experimentada durante la evolución y adaptada a la bipedestación que combina la rigidez de las vértebras y la elasticidad de los discos. Esta singular combinación le permite soportar importantes presiones y al mismo tiempo tener una amplia movilidad controlada en determinados planos. (3)

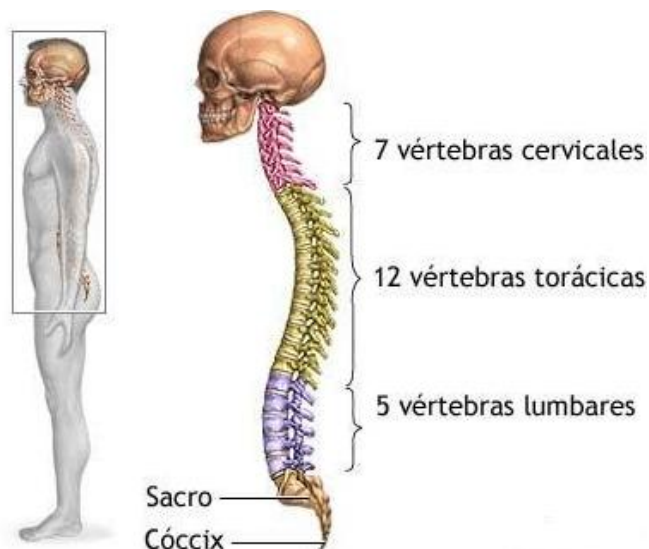


Figura de los segmentos de la columna vertebral

El disco intervertebral es una estructura viscoelástica que hace de sistema amortiguador colocado entre dos vértebras.

La viscoelasticidad es la capacidad que posee una estructura de recuperarse lentamente de las deformaciones provocadas por alguna fuerza externa. (3)

Las articulaciones en la columna son de tipo sinovial con una cápsula articular.

Las articulaciones interapofisiarias son un excelente sistema de protección del disco intervertebral ya que reduce su posible movilidad en un 25%. (4)

A la edad de 50 años el 97% de los discos lumbares están degenerados y los segmentos más afectados son el L3-L4, L4-L5 y L5-S1. (5)

La fijación con tornillos transpediculares de la columna toracolumbar, se ha usado desde 1960, y utilizada ampliamente por cirujanos de columna desde 1980. Dicha fijación ha sido, desde 1980, el estándar de oro para la fijación vertebral.

La fijación transfacetaria ha sido utilizada por un selecto grupo de ortopedistas en décadas pasadas, reportando buenos resultados en pacientes bien seleccionados, sin embargo no ha desplazado a la fijación transpedicular.

1.2 ANTECEDENTES

El sistema ideal para una instrumentación posterior de columna vertebral es aquel que ofrece una gran seguridad, tasa baja de fracturas y rotura de material; debe ser lo suficientemente resistente como para soportar cargas en todas las direcciones sin un soporte externo, fácil de usar con escaso aumento en la duración de la intervención, capaz de restablecer el contorno normal de la columna en los planos coronal, sagital y transversal, y no debe crear nuevas deformidades al colocar la instrumentación. (6,7)

Actualmente existen tres tipos de implantes disponibles para la fijación segmentaria posterior: alambres, ganchos y tornillos. En el pasado la mayoría de los sistemas empleaban alambres, cables o ganchos. Recientemente las ventajas de la fijación segura de columna con tornillos han llevado a un aumento del uso de los mismos.

Los tornillos han demostrado resistir mejor fuerzas en flexión, extensión, torsión, en comparación con otros dispositivos de fijación.

Existen innumerables alternativas técnicas para realizar artrodesis instrumentada en columna vertebral. Lo más importante es buscar la técnica con la que se tenga mejor capacitación, que se tengan los recursos y que le ofrezca verdaderamente al paciente la posibilidad de un resultado superior a una cirugía sin instrumentación o el manejo no quirúrgico.

Las alternativas de tratamiento quirúrgico son múltiples en la columna vertebral, y van desde procedimientos microquirúrgicos hasta otros con técnicas de fijaciones amplias, pasando por técnicas percutáneas y endoscópicas, entre otras.

Boucher, describió la “verdad transfacetaria”, la técnica fue publicada en 1959, (8). Él describió la técnica transfacetaria percutánea, técnica por vía posterior y el uso de tornillos; junto con King, posteriormente, describieron buenos resultados para la fusión intervertebral, incluso cifras mayores del 90%. (9)

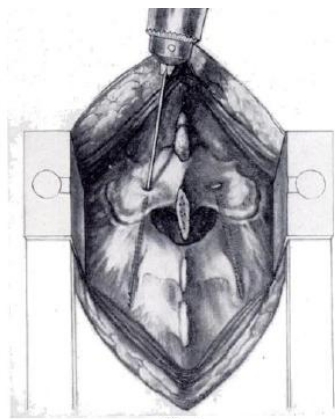


FIG. 1

All soft tissue has been removed out to, and including, the lateral articulations. The guide pin, in practice, is withdrawn after penetrating the cortex of the ala. The obliquely placed screws avoid the nerve roots.

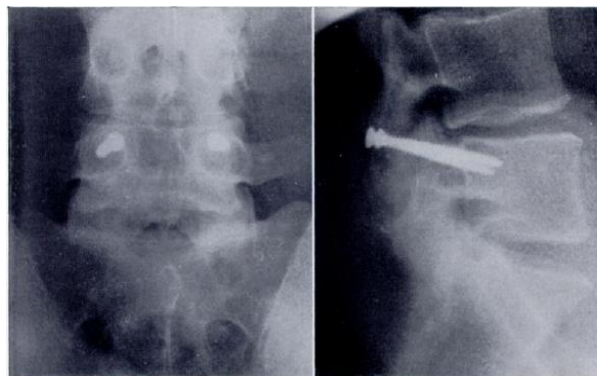


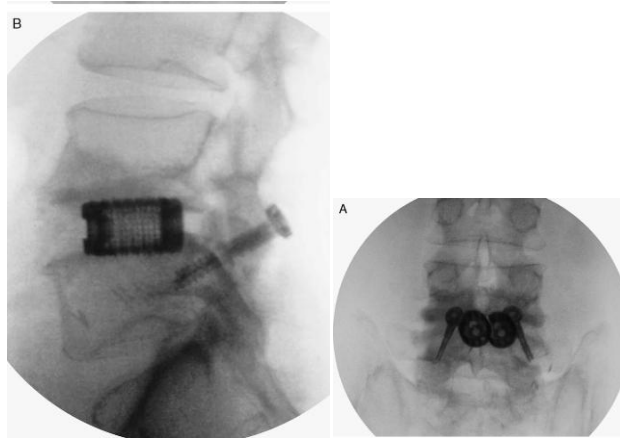
FIG. 6

Fusion between the fourth and fifth lumbar vertebrae. This placement of screws above the lumbo-sacral level seems to offer satisfactory stability and avoid root irritation. No external support is worn.

Figuras de la publicidad original de Boucher.

La artrodesis consiste en fijar dos vértebras o más entre sí. Se puede hacer colocando un injerto de hueso entre ambas vértebras ("artrodesis no instrumentada") o usando además tornillos, barras y/o placas metálicas para fijar cuerpos vertebrales u otros segmentos de ellas ("artrodesis instrumentada").

La artrodesis espinal posterior es indicada en una variedad de patologías vertebrales, como son la enfermedad degenerativa discal, trauma espondilolistesis grado I o II, y tumoraciones. Para los procedimientos de fusión posterior es deseable el menor trauma a los tejidos y mantener en lo posible la anatomía normal de las facetas. Las técnicas mínimas invasivas para la artrodesis reducen la exposición del área, y las morbilidades asociadas como menor pérdida sanguínea, dolor postquirúrgico, y el riesgo de infección. (10)



Radiografías de una fijación transfacetaria con un sensor de fuerza en el espacio intervertebral

1.3 ANATOMÍA

La cubierta externa de una vértebra está formada por hueso cortical. Este tipo de hueso es denso, sólido y resistente. Dentro de cada vértebra hay hueso esponjoso, que es más débil que el cortical.

Las vértebras están conformadas por los siguientes elementos comunes:

- **Cuerpo Vertebral:** La porción mayor de una vértebra. Vista desde arriba, por lo general tiene una forma ovalada. Desde una perspectiva lateral, el cuerpo vertebral tiene la forma de un reloj de arena, siendo de mayor grosor en los extremos que en la parte media. El cuerpo vertebral está cubierto por resistente hueso cortical y en su interior hay hueso esponjoso.
- **Pedículos:** Son dos apófisis cortas, formadas de resistente hueso cortical, que protruyen desde la parte posterior del cuerpo vertebral.
- **Láminas:** Son dos placas óseas relativamente planas que se extienden a ambos lados de los pedículos, fusionándose en la línea media.

- Apófisis: Existen tres tipos de apófisis: articular, transversa y espinosa. Las apófisis sirven como puntos de conexión de ligamentos y tendones.

Las 4 apófisis articulares se vinculan a las apófisis articulares de las vértebras adyacentes, formando así las articulaciones facetarias, éstas en combinación con los discos intervertebrales, son las que permiten que la columna tenga movimiento.

La apófisis espinosa se extiende en forma posterior, a partir del punto en que se fusionan las dos láminas, y actúa como una palanca que activa el movimiento vertebral.

- Placas Terminales: Los extremos superior e inferior de cada cuerpo vertebral están "revestidos" de una placa terminal. Las placas terminales son estructuras complejas que se "mezclan" formando el disco intervertebral, y ayudando a darle soporte.

- Agujero Intervertebral: Los pedículos tienen una pequeña escotadura en su superficie superior y una escotadura profunda en su superficie inferior. Cuando las vértebras están una encima de la otra, las escotaduras pediculares forman un área denominada agujero intervertebral. Esta área es de vital importancia, ya que es a través de ella que las raíces nerviosas salen de la médula espinal hacia el resto del cuerpo.

Las articulaciones de la columna vertebral se encuentran en la cara posterior. Estas articulaciones ayudan a la columna a flexionarse o doblarse, a girar y extenderse en distintas direcciones. Aunque facilitan el movimiento, también lo restringen si es excesivo, como en el caso de la hiperextensión o la hiperflexión.

Cada vértebra tiene dos articulaciones facetarias. La carilla articular superior ve hacia arriba y funciona como charnela con la carilla articular inferior.

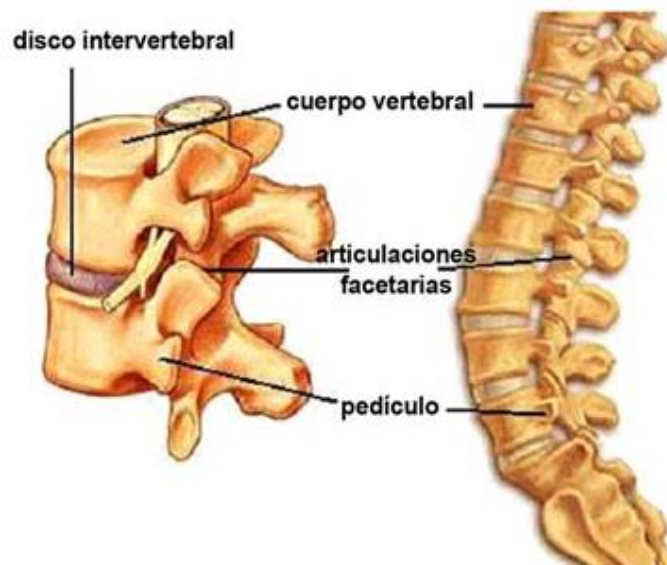


Figura de la zona lumbar y una unidad funcional vertebral

Al igual que otras articulaciones del cuerpo, cada una de las facetarias está rodeada por una cápsula de tejido conectivo y produce líquido sinovial que alimenta y lubrica la articulación. Las superficies de la articulación están cubiertas de cartílago que les ayuda a moverse (articularse) de manera uniforme.

Entre cada uno de los cuerpos vertebrales se encuentra un disco intervertebral, que es una especie de "cojín". Cada disco amortigua los esfuerzos e impactos en los que incurre el cuerpo durante el movimiento y evita que haya desgaste por fricción entre las vértebras. Los discos intervertebrales son las estructuras más grandes del cuerpo que no reciben aporte vascular y asimilan los nutrientes necesarios a través de la ósmosis.

Los discos intervertebrales son estructuras fibrocartilaginosas que se intercalan entre los cuerpos vertebrales y se encuentran sujetos a los mismos mediante ligamentos que se extienden por toda la columna. Tienen forma biconvexa y su altura aumenta en dirección caudal.

Entre cada dos cuerpos vertebrales adyacentes existe una articulación tipo anfiartrosis que une las dos caras vertebrales mediante un disco intervertebral, dicho conjunto entre dos cuerpos vertebrales y un disco se le ha denominado Unidad Funcional. (Miralles y Puig, 1998).



Figura de una unidad funcional vertebral con sus ligamentos

El disco intervertebral no puede ser considerado como una estructura aislada, sino como elemento fundamental de la unidad vertebral funcional, integrada, además, por dos vértebras adyacentes, y los medios de unión y refuerzo intervertebral (Montoliu y cols., 1994).

El disco intervertebral es probablemente el elemento de mayor importancia mecánica y funcional del raquis pues se trata de un amortiguador hidráulico, pretensado y cerrado, de los impactos y cargas que permite el movimiento entre vértebras (extensión, flexión, rotación, inclinación y sus combinaciones) (Ramiro y cols., 1987; Alter, 1990; Pastor, 2000; Miralles y Puig, 1998).

Su función es permitir la movilidad intervertebral, distribuir las cargas que recibe el raquis en relación a la posición del tronco y de las extremidades por todo el trayecto de la misma y mantener separadas dos vértebras, permitiendo movimientos de balanceo entre ellas (Miralles y Puig, 1998).

Por lo general existen 23 discos intervertebrales, el primero situado entre C_2 y C_3 y el último entre L_5 - S_1 , de los cuales 5 son cervicales, 11 dorsales y 4 lumbares, así como un disco para cada una de las transiciones cervico-dorsal, dorso-lumbar y lumbosacra cada disco consta de dos partes: el anillo fibroso y el núcleo pulposo.

El núcleo tiene una gran importancia biomecánica en la movilidad del raquis especialmente porque el centro del movimiento sagital entre dos cuerpos vertebrales se encuentra a este nivel. Constituye un mecanismo amortiguador de choques merced a su deformidad, que, aunque escasa, le permite modificar su altura en función de la carga que soporte.

Cuando se aplica una fuerza cráneo-caudal sobre el núcleo, la altura de éste tiende a reducirse y expandirse de forma radial contra las paredes del anillo fibroso. Esta expansión radial ejerce una presión en el anillo que tiende a distender las capas de fibras colágenas hacia fuera; pero la capacidad elástica

de este material le permite resistir la distensión y oponerse a la presión ejercida por el núcleo (Miralles y Puig, 1998; Llanos, 1988; Calais-Germain y Lamotte, 1995).

El anillo es lo bastante resistente como para impedir cualquier tendencia del núcleo a protruir lateralmente.

La aplicación de una fuerza de 40 Kg en un disco intervertebral ocasiona sólo 1 milímetro (mm) de compresión vertical y 0,5 mm de expansión radial del disco. Una fuerza vertical de 100 Kg comprime el disco sólo 1,4 mm y provoca una expansión lateral de 0,75 mm (Miralles y Puig, 1998).

Ante la aplicación de grandes tensiones la recuperación discal no es inmediata, sino que requiere de un período determinado de tiempo. A este proceso se le conoce como mecanismo de autoestabilización del raquis. Es un sistema por el cual cada segmento intervertebral tiende a restablecer la posición de reposo tras ser sometido a una carga. Si las cargas se mantienen por un tiempo prolongado, el disco termina por no recuperar su posición inicial, produciéndose un proceso degenerativo.

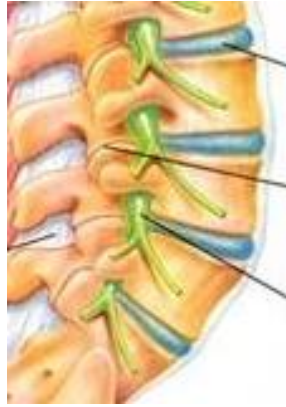


Figura de una columna lumbar con sus raíces nerviosas y discos intervertebrales

Esa compresión mencionada podría afectar en la inestabilidad o influiría en el aumento de las sollicitaciones de fuerzas sobre un implante colocado, con tendencia a su fatiga o lesión del tejido circundante al tornillo.

El movimiento de torsión es el más lesivo para el disco intervertebral (Miralles y Puig, 1998).

Los ligamentos y tendones son bandas fibrosas de tejido conectivo que se insertan en los huesos. Los ligamentos y tendones conectan dos o más huesos y también ayudan a estabilizar las articulaciones. Los tendones unen a los músculos y los huesos. Varían en cuanto a su tamaño y tienen una cierta elasticidad.

El sistema de ligamentos de la columna vertebral, en combinación con los tendones y músculos, proporciona una especie de refuerzo natural que ayuda a proteger a la columna de las lesiones. Los ligamentos mantienen estables las articulaciones durante los estados de reposo y movimiento y, más aún, ayudan a prevenir las lesiones provocadas por la hiperextensión e hiperflexión.

El sistema muscular de la columna es complejo, cuenta con diversos músculos que juegan importantes papeles. Su función principal es la de dar soporte y estabilidad a la columna. Los distintos músculos se asocian al movimiento de partes anatómicas específicas.

La fascia, también llamada aponeurosis, es un resistente tejido conectivo que da sostén a los músculos, ya sea en forma individual o grupal. El tendón que inserta el músculo en el hueso es parte de la fascia. Los músculos de la columna vertebral se conocen como flexores, rotadores o extensores.

Para Ordóñez y Mencia (1987) el disco intervertebral puede soportar entre 450 y 650 Kg. de presión, a partir del cual se producen fisuras en el tejido fibroso y después rotura del mismo y protrusión del núcleo pulposo. Estas presiones pueden derivarse y ser absorbidas por otras estructuras (músculos, ligamentos o vértebras), siempre y cuando se encuentre íntegras y tengan la suficiente funcionalidad para absorberlas.

Las vértebras lumbares toleran cargas de hasta 730 Kilogramos (Kg.). Los discos intervertebrales de la región lumbar están en condiciones de soportar una presión axial de hasta 1500 Kg.

El disco intervertebral de un adulto joven soporta, en condiciones normales, hasta 600-800 Kg. de peso antes de que se produzca una fractura de los platillos vertebrales, que sigue, tras carga brusca, dos patrones de aparición: si el disco es normal, la fractura es central; mientras que si el disco está degenerado, la fractura será periférica a nivel de las inserciones del anillo.

1.4 CINÉTICA VERTEBRAL

Las uniones entre vértebras constituyen anfiartrosis o articulaciones de escasa movilidad, pero la suma de todos los movimientos segmentarios a lo largo del raquis permite que la movilidad del mismo sea considerable (Hamill y Knutzen, 1995; Miralles y Puig, 1998; Pastor, 2000).

Si se considera al núcleo pulposo como una esfera intercalada entre dos planos, son posibles tres movimientos: flexo-extensión, inclinación lateral y rotación axial hacia derecha e izquierda (Pastor, 2000).

Los movimientos raquídeos son posibles porque el disco se puede deformar y porque las facetas articulares posteriores pueden deslizarse unas sobre otras gracias a la gran laxitud de la cápsula articular y de los ligamentos (Medina, 1992).

En las articulaciones intersomáticas no hay desplazamiento pues no hay superficies articulares, siendo el movimiento por deformación del disco (Pastor, 2000).

La amplitud de movimiento en estos planos está limitada por la extensibilidad de los ligamentos longitudinales, la superficie y cápsula articular, la fluidez del disco y la extensibilidad de los músculos.

Todos los movimientos del raquis son muy amplios en el niño y en el adolescente, disminuyendo luego, después de los treinta años de edad (Pastor, 2000). En la dinámica, la movilidad intervertebral debe producirse manteniendo unos rangos de amplitud que no comprometan las estructuras

osteoligamentarias que dan estabilidad al conjunto del raquis (Rodríguez y cols., 1999).

En cuanto a la movilidad raquídea hay que considerar el índice discal y relación superficie/altura de los discos.

El índice discal es la relación existente entre la altura del disco y la altura media de los dos cuerpos vertebrales entre los que se encuentra. Esta relación es de 1/4 en la región cervical, 1/5 en la región dorsal y 1/3 en la región lumbar. A mayor índice discal más amplitud de movimiento, de modo que el raquis dorsal es el que menor movilidad aporta.

En el movimiento de flexión intervertebral, el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina y desliza ligeramente hacia delante, disminuyendo el espesor del disco en su parte anterior y aumentando en su parte posterior.

Simultáneamente, las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se deslizan hacia arriba y tienden a separarse de las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior, de modo que en la cápsula y ligamentos de esta articulación intervertebral aumenta el estrés de tensión (Kapandji, 1981)

Para amortiguar el aumento del estrés compresivo y de tensión, las estructuras raquídeas disponen de capacidad mecánica para disminuirlo. El conjunto ligamentoso asegura una unión sólida entre las vértebras y confiere gran resistencia mecánica al raquis (Kapandji, 1981).

Durante la flexión los ligamentos más distales del eje de movimiento (supraespinoso e interespinosos) son los que más se tensan (Miralles y Puig, 1998).

La flexión completa del raquis es mantenida y soportada, en este orden, por la cápsula de la articulación interapofisaria, el disco intervertebral, los ligamentos supraespinoso e interespinoso, el ligamento amarillo, y la resistencia pasiva de los músculos lumbares (Hamill y Knutzen, 1995).

En la flexión del tronco grandes fuerzas de tensión en el supra e interespinoso y cápsula articular son generadas, mientras en la extensión esta tensión se localiza en ligamento longitudinal común anterior y cápsula articular.

La flexión lumbar se produce en un 75% en el espacio intervertebral L_5-S_1 , un 15-20% en L_4-L_5 y el 5-10% restante se reparte entre L_1-L_4 (Cailliet, 1979; Quintana, 1993).

La amplitud de la flexión lumbar oscila entre los 40° y 60° , siendo limitada por la tensión de la cápsula y los ligamentos de las articulaciones interapofisarias, y de todos los ligamentos del arco posterior: amarillo, interespinoso, supraespinoso y vertebral común posterior.

La flexión del raquis lumbar se inicia mediante la inversión de la lordosis, que evoluciona hacia una cifosis lumbar, gracias a la acción de la musculatura abdominal y psoas. Cada articulación intervertebral se flexiona unos 8° a 10° , generando una flexión total de 45° - 60° . Esta inversión de la lordosis lumbar es limitada por los ligamentos intervertebrales y los músculos erectores del raquis lumbar

En el movimiento de extensión intervienen todos los músculos de los canales vertebrales y el cuadrado vertebral, y tiene una amplitud que oscila de 30° a 45°

en conjunto (Llanos, 1988). La unión dorso-lumbar puede llegar a una flexión hasta de 105°.

La columna lumbar tiene una posibilidad de rotación muy limitada: 5° (Kapandji, 1981; Mora, 1989).

La inclinación lateral su amplitud total del movimiento oscila entre 75-85 grados. La amplitud lumbar y torácica es de 20°.

Se han demostrado que las presiones verticales estrictas no lesionan el disco (3), ni pequeñas inclinaciones de 6° a 8° en cualquier plano. A partir de los 15° de flexión el disco ya es lesionable (11).

El mecanismo que más lesión puede producir es el de torsión, especialmente en los discos más bajos. Estos esfuerzos son absorbidos en un 35% por el disco intervertebral sano y en un 65% por las articulaciones, músculos y ligamentos.

CAPÍTULO II. MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El uso de la técnica de fijación transfacetaria para artrodesis de columna lumbar, ya utilizada por décadas, ha tenido gran aceptación, sin embargo no ha podido desplazar a la técnica utilizada como estándar de oro, la fijación transpedicular, por la gran resistencia a las sollicitaciones de fuerza a que se ve sometido una unidad funcional vertebral y la gran resistencia anatómica del pedículo, considerado al pedículo como la zona de mayor resistencia de la vértebra.

Sin embargo la técnica transfacetaria como técnica alternativa ofrece grandes ventajas, que en gran número de pacientes, se han obtenido buenos resultados.

Con este trabajo se pretende saber la capacidad de resistencia, utilizando la fijación transfacetaria, sometiéndose a cargas fisiológicas, con fuerza ya establecidas por estudios anteriores. Representando así los movimientos que un paciente realiza para sus funciones elementales y cotidianas. Además será bueno saber si el implante, en este caso tornillos, lo resiste, y hasta qué cargas puede resistir y dónde puede fallar inicialmente.

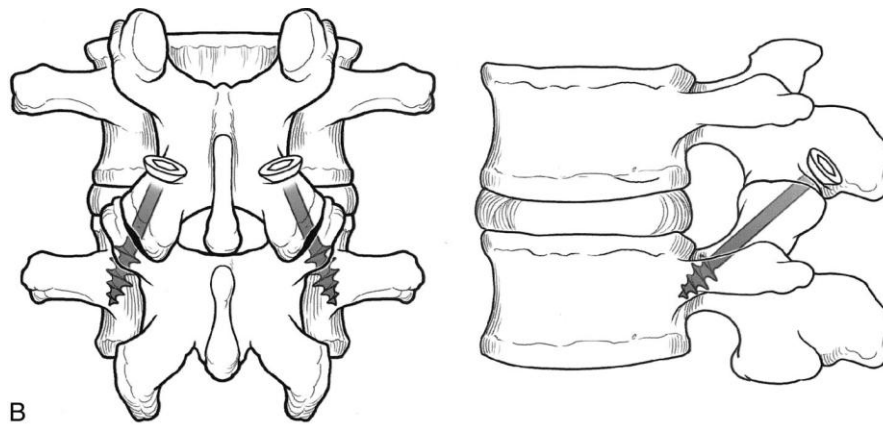


Figura de una fijación transfacetaria con vista posterior y lateral

2.2 HIPÓTESIS

Al aplicar cargas poliaxiales externas unidireccionales, el implante de la fijación, tipo tornillos transfacetarios, soporta cargas fisiológicas, en la unidad funcional vertebral de cadáver.

La falla del sistema iniciará en la estructura ósea de la faceta articular inferomedial.

2.3 OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Valorar la resistencia de una fijación transfacetaria en una unidad funcional vertebral, de cadáver, al aplicar cargas fisiológicas unidireccionales externas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar si la fijación es suficiente para neutralizar las fuerzas o cargas fisiológicas en rotación, inclinación lateral y flexo extensión.
- Determinar si los tornillos soportan o se fatigan bajo cargas fisiológicas
- Determinar si la falla de la fijación es el implante o el hueso.

2.4 TIPO DE ESTUDIO

Experimental, básico, biomecánico.

2.5 JUSTIFICACIÓN

La técnica de fijación transfacetaria con tornillos en columna lumbar se ha descrito como alternativa de la fijación transpedicular, para artrodesis vertebral.

Actualmente existe la tendencia de realizar cirugía mínima invasiva y de obtener resultados semejantes a cirugías más complejas, obteniendo sus beneficios, utilizando la técnica de fijación transfacetaria

2.6 GRUPO DE ESTUDIO

El presente estudio es de tipo experimental, en modelos cadavéricos. Los modelos cadavéricos se obtuvieron de el Hospital General del Estado, con el permiso correspondiente.

De dicha manera se obtuvieron, de columnas vertebrales de cadáver, 6 unidades funcionales completas. (Dos vertebrales, disco intervertebral y el complejo ligamentario y articular).

2.7 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los especímenes fueron cadáveres frescos, de esqueletos maduros. Sin evidencia de lesión de cualquier tipo en columna o con datos de ser un espécimen politraumatizado, sin datos de algún antecedente de enfermedades que involucren de manera importante el componente raquímedular.

2.8 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Cadáver con antecedente de haber sido lesionado por traumatismo directo o politraumatizado; antecedente de enfermedad del colágeno u otra patología que altere la resistencia ósea y ligamentaria.

2.9 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO

Extracción de unidades funcionales de columna vertebral lumbar, L2-L3, L4-L5 de 3 cadáveres, por vía posterior, disecándole únicamente las inserciones musculares, respetando todos los ligamentos intervertebrales, así como su disco intersomático. Se conservan en refrigeración hasta el momento de su utilización, evitando uso de alguna sustancia que pudiera alterar la naturaleza del tejido conectivo, que pudieran influir en la elasticidad y resistencia de las estructuras óseas, ligamentaria y articulares.

Los cadáveres fueron un masculino de 76 años de edad, otro masculino de 66 años de edad y el tercero uno femenino de 63 años de edad.

Se colocaron 2 tornillos de tipo cortical de manera transfacetaria, utilizando tornillos de cortical 4.5 mm de grosor y 35 mm de longitud, se utiliza una broca 3.2 mm para realizar su canal. Con ayuda de arco fluoroscópico.

Se fija cada unidad a una mesa de trabajo, con una prensa de tornillo, utilizando la vértebra inferior de la unidad funcional, y se colocan barras roscadas en la vértebra superior, en los planos coronal y sagital, ajustada a un

par de tuercas, sobre la barra se le aplicaron las diferentes fuerzas correspondientes, utilizando pesas metálicas prefabricadas.

Este estudio se realizó en un área especial destinada para manejo de herramientas, en el área de mantenimiento de la institución.

Los datos de fuerzas fisiológicas a las que se somete cada unidad funcional lumbar, así como los ángulos permitidos fisiológicos, han sido obtenidos de otras investigaciones ya realizadas. (2,12).

Se inició aplicando una fuerza de 5 Nm, por 5 ciclos, correspondientes a lo sometido de manera fisiológica, en cada dirección, es decir, en flexión (10°), extensión (10°), rotación externa(5°), rotación interna(5°) y lateralización derecha e izquierda (20°); esto correspondería a las cargas fisiológicas. En caso de resistir se incrementó la fuerza (Nm), en la misma angulación, hasta observar las primeras fallas evidentes, esto último para valorar hasta cuánto más puede resistir. (10)

La angulación se controló con un medidor externo calibrado, a los ángulos mencionados anteriormente.

Newton metre (Nm), es una unidad de fuerza, equivale a un Newton aplicado perpendicular en un brazo de palanca de un metro de longitud. Así de esta manera se colocó una barra roscada para dejar una longitud de 0.33 m. en cada extremo, se coloca peso hasta 15 kg (33 lbs), en cada dirección para hacer la equivalencia de 5 Nm, ya que disminuiríamos el brazo de palanca a un tercio pero se triplicó la masa. Luego se va aumentando.

Se coloca la carga en libras, debido al uso de pesas prefabricadas.

Newton (N) es la fuerza aplicada a una masa de 1 kg en una aceleración de 1 metro sobre segundo.

Se nombraron especímenes 1, 2 y 3; además a cada unidad se le denominó A para la correspondiente a la unidad funcional de L2-L3, y B para la unidad funcional correspondiente de L4-L5.

Posterior a realizar la colocación de los tornillos se tomaron radiografías de control para valorar su la adecuada colocación en las facetas.

Se realizó un registro de los hallazgos observados directamente, y posteriormente se graficaron.

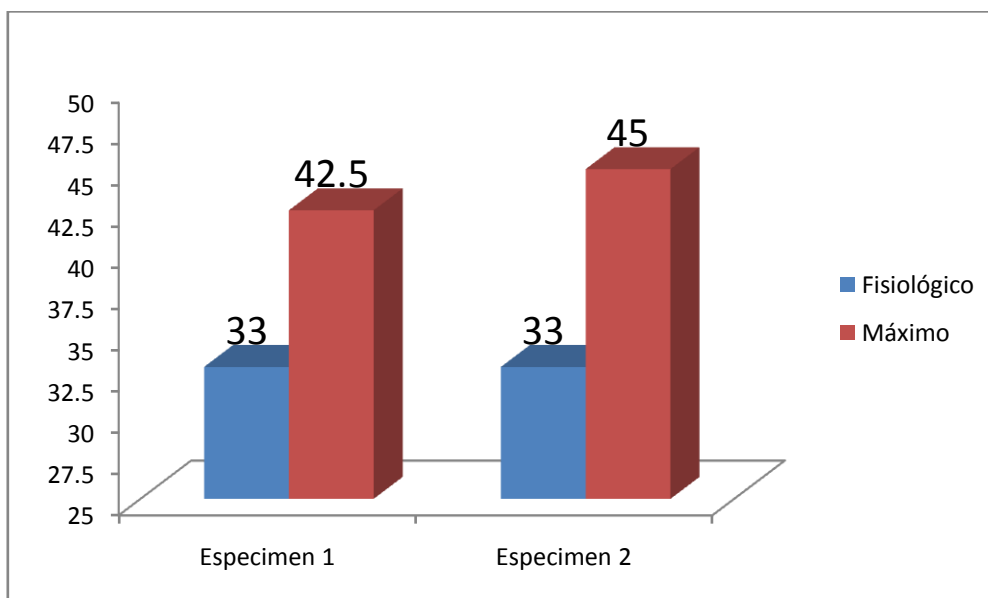
2.10 RESULTADOS

Con el uso de las unidades funcionales fijadas de manera transfacetaria, se obtuvieron los siguientes resultados:

1- Flexión y Extensión

Para el espécimen 1 y 2, en sus unidades A, correspondientes a su unidad funcional L2-L3, soportó la carga fisiológica en flexión y extensión, con 33 libras, correspondientes a 5 Nm; se le aumentó la carga de manera progresiva, realizándole 5 ciclos en cada una, hasta observar el inicio de una falla en la zona de fijación; En el espécimen 1 su máxima fuerza soportada fue con carga de 42.5 lbs., en la homóloga del espécimen 2 soportó hasta 45 lbs. Teniendo así una resistencia máxima promedio de 43.5 lbs, que corresponde a 19.8 kg y a 6.6 Nm. De esta manera nos representa que soporta, hasta un 132% de las cargas fisiológicas a flexo extensión.

Gráfica Flexión - Extensión

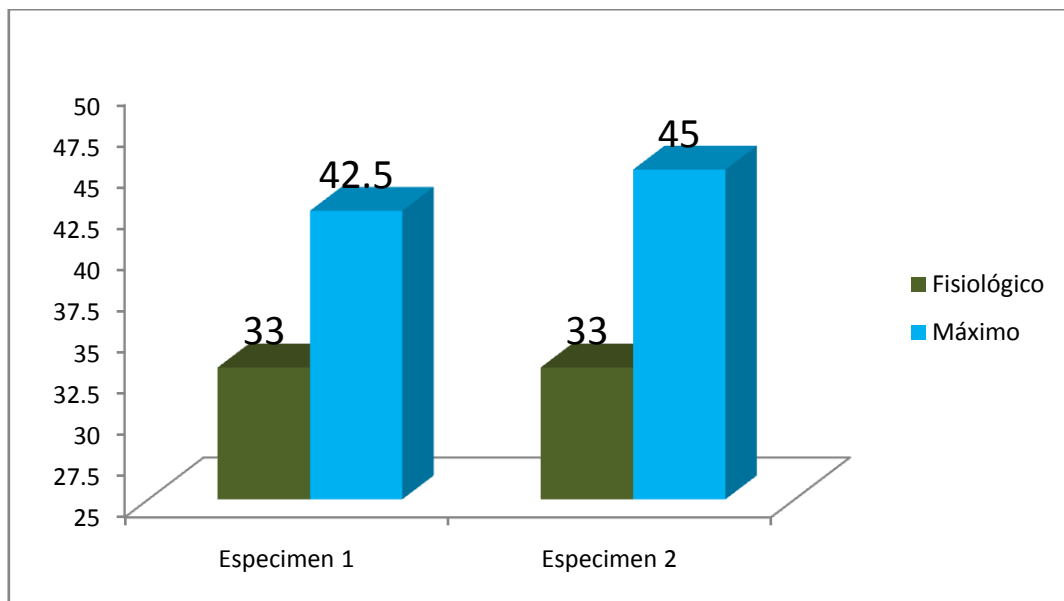


Especimen 1, Unidad A (L2-L3) y Especimen 2, Unidad A (L2-L3)

2- Lateralización Derecha - Izquierda.

Para el espécimen 1 y 2, en sus unidades B correspondientes a su unidad funcional L2-L3, soportó la carga fisiológica en lateralización derecha e izquierda, con 33 libras, correspondientes a 5 Nm; se le aumentó la carga de manera progresiva, realizándole 5 ciclos en cada una, hasta observar el inicio de una falla en la zona de fijación; En el espécimen 1 su máxima fuerza fue con carga de 42.5 lbs., en la homóloga del espécimen 2 soportó hasta 45 lbs. Teniendo así una resistencia máxima promedio de 43.5 lbs, que corresponde a 19.8 kg y a 6.6 Nm. De esta manera nos representa que soporta, hasta un 132% de las cargas fisiológicas a lateralización.

Gráfica pruebas de Lateralización

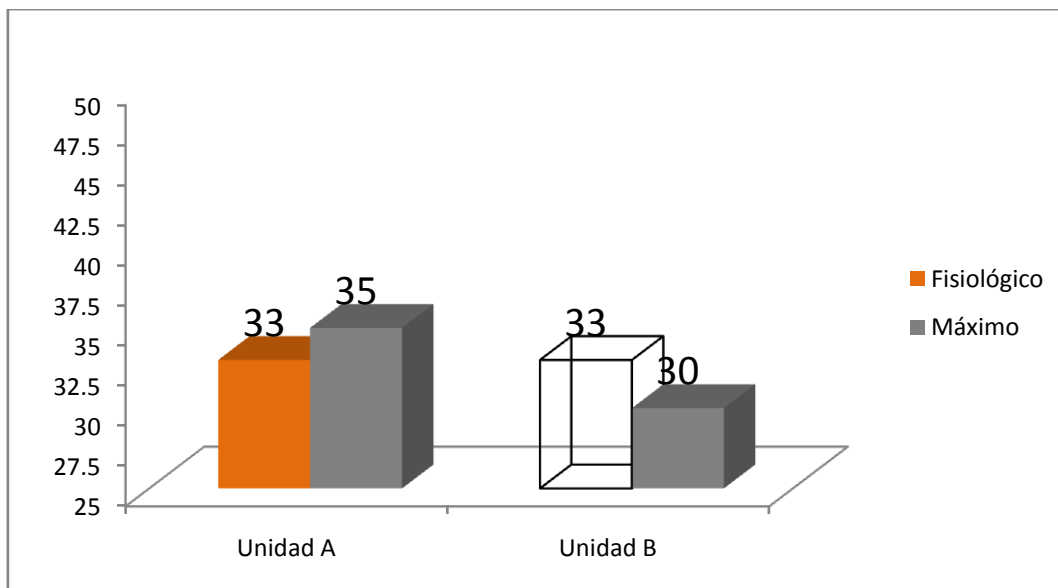


Especimen 1, unidad B (L4-L5); Especimen 2, unidad B (L4-L5)

3- Rotación Derecha - Izquierda

En el espécimen 3, se utilizaron las dos unidades funcionales para someterlas a rotación externa y rotación interna, tomando como unidad A la unidad funcional correspondiente a L2-L3, y para unidad funcional B correspondiente a L4-L5. En la unidad A alcanzó a soportarse la carga fisiológica correspondiente a 33 lbs ó 5 Nm; y se alcanzó a llevar hasta una carga de 35 lbs. , ya que al subir a 37.5 lbs. Se lesionó la parte anterior de la vértebra donde estaba fija la barra de cargas y fue imposible la evaluación a carga máxima. En cambio en la unidad B, se llegó a colocar 30 lbs, correspondientes a 4.5 Nm, cifra menor a la considerada como fuerza fisiológica, esto debido a que sucedió lo mismo que la otra unidad, se lesionó la parte anterior del cuerpo vertebral superior en la unidad.

Gráfica pruebas de rotación



Espécimen 3, unidad A (L2-L3) y unidad B (L4-L5)

Al término de los procedimientos ya mencionados, se retiran los doce tornillos, para observar su integridad o daño. Los cuales no presentaron ningún cambio estructural macroscópico.

Las facetas no se fracturaron a las cargas mencionadas. No se observó listesis, al hacer los movimientos que pudieran listesar, antes se lesionó la parte anterior de la vertebra móvil o superior, donde se tenía la barra.

Con la forma en que se realizaron las pruebas biomecánicas de fijación mencionada, no fue posible evaluar las rotaciones, ya que falló el cuerpo vertebral antes de la zona de fijación.

CAPÍTULO III. CONCLUSIONES, DIFICULTADES Y RECOMENDACIONES.

3.1 CONCLUSIONES

Una unidad funcional vertebral que se fijó con tornillos transfacetarios, simulando una artrodesis vertebral vía posterior, es suficientemente resistente a cargas fisiológicas, incluso tiene una mayor capacidad de soportar fuerzas, hasta de 132% de lo reportado como fisiológico, en lo referente a movimientos de flexión-extensión y lateralización derecha e izquierda.

El presente estudio se realizó en especímenes de cadáveres longevos y los resultados fueron satisfactorios a cargas fisiológicas, y considerando que en el paciente de menos de 50 años edad sus estructuras tienen mayor resistencia, tanto óseas, como ligamentarias, y el disco intervertebral estaría más funcional, se podrían esperar aún mejores resultados en pacientes jóvenes, traduciendo esto en una ventaja para este tipo de técnica.

No se pudo evaluar la rotación derecha e izquierda debido a que, por el modelo experimental utilizado, no lo permitió, esto atribuido al diámetro de la barra colocada en la vértebra móvil que es de un calibre importante, utilizado así porque sólo a ese diámetro soportaría las cargas utilizadas, pero debilitó la zona anterior del cuerpo vertebral, de manera que se lesionó y fracturó, y ya no se logró continuar su valoración con cargas.

La falla inicial se observó en el movimiento de la zona fija previamente, por lo que se consideró como falla del tejido óseo muy probablemente por

aflojamiento o abocardamiento, evidente en la faceta inferomedial. Ya que los tornillos, revisados, no se mostraron con algún cambio. Comprobándose de esta manera la hipótesis planteada.

A todo lo comentado hay que considerarse que esta fijación se realizó a un solo nivel y que esto podría cambiar al utilizarse a dos o más niveles.

Además se debería considerar, para los pacientes, una mayor resistencia a la ya comentada, por conservar las inserciones musculares que ayudarían como estabilizadores dinámicos. Y que al realizarse la técnica con colocación de injerto óseo el estrés sometido a la zona de fijación es temporal, hasta que haya la integración del injerto óseo, para asegurar la artrodesis.

3.2 DIFICULTADES Y RECOMENDACIONES

La dificultad principal, para completar el estudio planteado, fue la imposibilidad de evaluar las rotaciones, por lo ya mencionado, sin embargo por eso y las otras dificultades técnicas que se pudieron tener en el proceso de biomecánica, se sugiere contar con un instrumental o modelo más adecuado, tal vez uno tipo doble prensa, para no lesionar los cuerpos vertebrales y que permita movimiento en todos los ejes anatómicos.

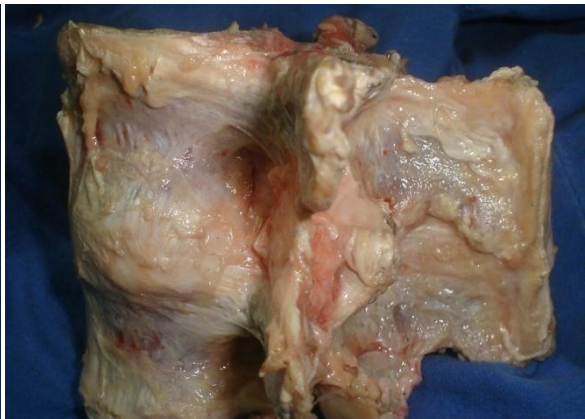
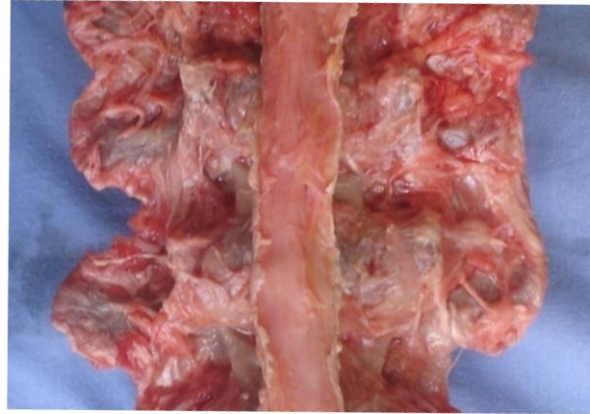
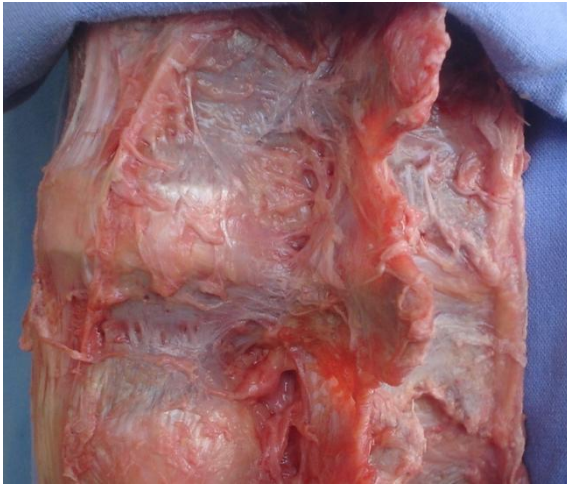
En la colocación de los tornillos transfacetarios, el sitio de entrada deberá ser en la raíz de la apófisis espinosa por el gran riesgo de fracturar la faceta, además se debe hacer con una inclinación de medial a lateral adecuada para no entrar en canal medular y que llegue al pedículo, aunque esta inclinación solicitada puede exigir el retiro de la apófisis espinosa o parte del ligamento

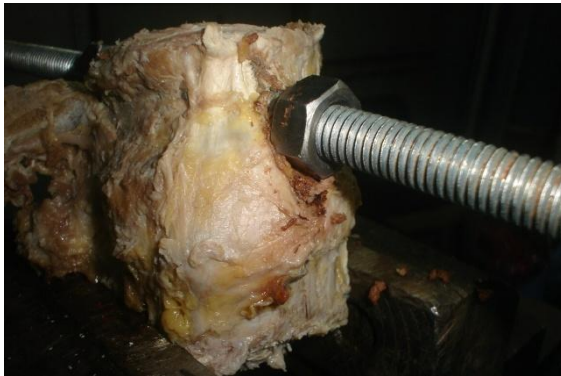
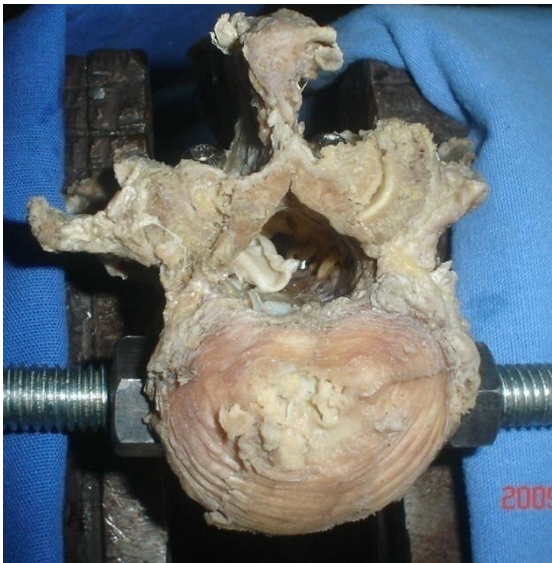
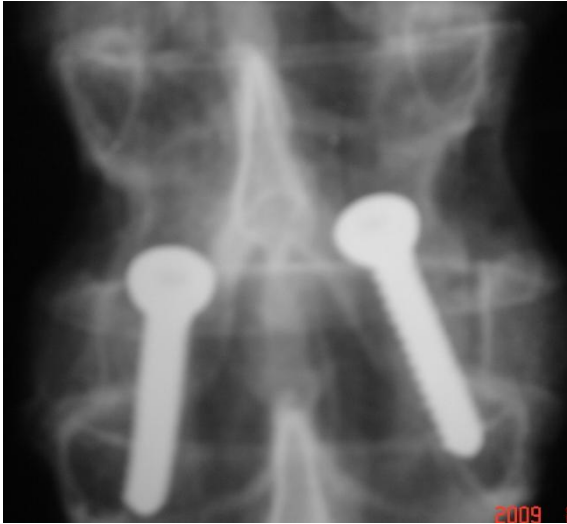
supraespinoso, que esto comprometería la estabilidad estática posterior de la unidad funcional.

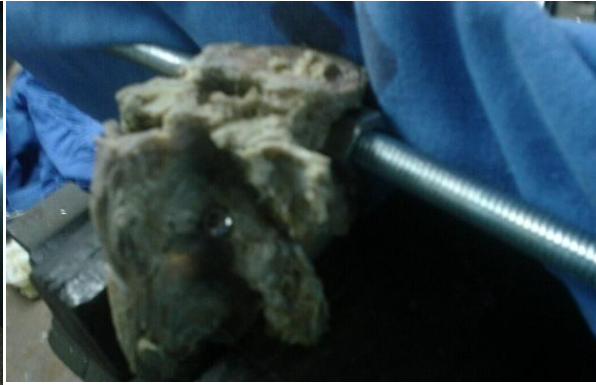
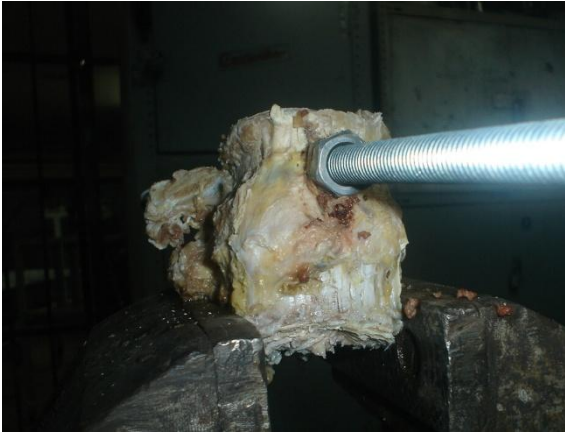
Por la necesidad de usar una unidad funcional para evaluar sólo un eje anatómico a la vez, debido a que un diámetro menor de la barra para colocar el peso de la fuerza, era insuficiente. Y un diámetro mayor deja poco hueso y no nos permite, como lo observado, movilizar con grandes cargas en todos los ejes.

De lo anterior se debería considerar, mayor número de unidades funcionales en otro estudio biomecánico de esta índole, y que fueran preferentemente de cadáveres frescos más jóvenes.

ANEXOS







REFERENCIAS

1. RINGEL F, Stoffel M, Stür C, Myer B. Minimally Invasive Transmuscular Pedicle screw Fixation of the thoracic and lumbar spine. *Neurosurgery* 2006;59:361-5.
2. FERRARA LA, Secor JL, Jin BH, et al. A biomechanical comparison of facet screw fixation and pedicle screw fixation: effects of short term and long-term repetitive cycling. *Spine*. 2003;28: 1226-1234.
3. MIRALLES RC. Spine biomechanics. *Rev Soc Esp Dolor* 2001;8:2-8.
4. NACHEMSON A, Morris JM. In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg* 1964;46:1077-92.
5. MILLER JA, Smak L, Schulk AB. Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine* 1988;13:173-8.
6. POLLY David, Benjamin K. Potter. Volumetric Spinal canal intrusion. *Spine* 2003; 29:63-69.
7. S. TERRY Canale Campbell *Cirugía Ortopédica* 2004; 10ª edición; 1569-1571, 1648-1674, 1780-1812.)
8. BOUCHER HH. Method of spinal fusion. *Clin Orthopaedics* 1997; 335: 4-9.
9. BOUCHER HH. A method of spinal fusion. *J Bone J Sur Br* 1959;41-B: 248-59.
10. MAHAR A., Kim Chall, Oka Richard, Odell Tim, Perry A, Mirkovic S, Garfin S. Biomechanical comparison of a Novel Percutaneous transface device and a traditional posterior system for single level fusion. *J spinal disord tech* 2006;19:591-4.
11. BROWN T, Hanson R, Yorra A. Some mechanical test on the lumbo-sacral spine with particular reference to the intervertebral discs. *J Bone Joint Surg* 1957;39A:1135-1164.
12. KANDZIORA F. Schleicher P. Scholz M, et al. Biomechanical testing of the lumbar facet interference screw. *Spine*. 2005;30: E34-E39.