

Diseño de una Instrumentación Anterior para Columna

Doctores: Carlos Montero*
Guillermo García R.**
David Meneses***

RESUMEN

Se diseñó un nuevo sistema de instrumentación anterior para columna torácica y lumbar, el cual cumplía con los requisitos de tamaño, rigidez, estabilidad y facilidad de aplicación. Se comparó esta instrumentación con la de Harrington, Luque y Harri-Luque, aplicando fuerzas de compresión, flexión, extensión e inclinación lateral y midiendo la deformación que se producía en cada una de ellas. Para esto se utilizaron columnas de cerdo las cuales eran preparadas y analizadas en el laboratorio. Se encontró que el instrumental diseñado por nosotros se deformaba menos que los otros tipos de instrumental al ser sometido a cargas iguales y en todas las pruebas realizadas se demostró que nuestro instrumental tenía una mayor rigidez relativa, por lo cual se decidió iniciar su aplicación clínica.

Palabras Claves: Instrumentación anterior, Deformación, Fractura toracolumbar, Inestabilidad.

INTRODUCCION

La Historia registra que el primer procedimiento quirúrgico para el tratamiento de una lesión en la medula espinal fue realizado por Paulo de Aegina (625-690). Desde aquella época, el tratamiento de las lesiones de columna vertebral con o sin compromiso neurológico fue cambiando de reposo en cama a reducción postural y a laminectomía con o

sin fusión posterior. La fusión entonces realizada se acompañaba de alguna forma de fijación interna por la misma vía.

- * Profesor de Ortopedia, Jefe de la Clínica de Columna.
- ** Especialista en entrenamiento especial en el área de Columna.
- *** Instructor de Ortopedia. Pontificia Universidad Javeriana, Hospital San Ignacio Bogotá.

Trabajo presentado por el Doctor Guillermo García para ingreso a la Sociedad Colombiana de Cirugía Ortopédica y Traumatología

Debido a la falta de varios tipos de instrumentación posterior como alambres y placas, muchos centros del mundo optaron por el método de reducción postural (Guttman, Frankel, Bedbrook), pero con este método no se encontraron muy buenos resultados. Con el advenimiento de la instrumentación de Harrington en 1962 se logra un gran avance en la estabilización de las fracturas y luxofracturas de las columnas torácica y lumbar, y rápidamente llega a ser el tratamiento preferido para este tipo de lesiones.

Posterior a esto se han desarrollado nuevos tipos de instrumentación posterior que básicamente siguen el mismo principio de distracción y tres puntos de fijación de Harrington, e incluso se ha mejorado este mismo usando nuevos tipos de ganchos, alambres (Luque), y aditivos que permiten una mejor reducción y estabilización.

Sin embargo uno de los problemas frecuentes en el tratamiento de las fracturas por estallido tratadas por medio de instrumentación posterior, llámese Harrington, Luque, tutores externos etc., sigue siendo la falta de una reducción adecuada quedando muchas veces después de dicha instrumentación una compresión residual por presencia de fragmentos dentro del canal raquídeo, y aproximadamente el 40% de los pacientes tratados de esta forma necesitan complementar la reducción y fusión posterior con una decompresión y fusión por vía anterior.

La integridad del ligamento longitudinal común posterior y la creencia de que este ligamento iba a reducir los fragmentos desplazados dentro del canal al aplicar distracción han sido claramente refutados y carecen de fundamento. Sin ligamento común posterior no puede haber reducción posible por más distracción que se le aplique al instrumental utilizado.

Otro reto en la historia de la cirugía de la columna han sido los casos traumáticos crónicos en que se presenta como secuela una severa cifosis que descompensa mecánicamente la columna vertebral y aquellos en que se requiere practicar una resección corporal total o parcial, en los cuales es necesario realizar una fusión anterior con una instrumentación que preferiblemente teniendo en cuenta el abordaje debería ser de tipo anterior. Esto planteado así otorgaría varias ventajas teóricas como ahorro de tiempo quirúrgico y disminución de los segmentos a fusionar, llevando a varios autores a diseñar elementos para ser utilizados como fijación por vía anterior.

Aparecen entonces en la literatura varios diseños de placas e instrumentales como el de Kostuik-Harrington, Dunn, Kaneda, etc., algunos de los cuales ya han sido retirados del mercado y otros se encuentran aún en proceso de investigación. Hasta la fecha no existe una aceptación universal para ninguno de estos diseños, a pesar de que sí hay la certeza de que la instrumentación por la vía anterior sería la mejor solución para las patologías descritas anteriormente.

HIPOTESIS

La instrumentación posterior no es un método adecuado para la reducción de las fracturas por estallido, debido a que el mismo mecanismo de la fractura en un alto porcentaje, produce la ruptura del ligamento longitudinal común posterior, el cual en un momento dado sería el encargado de reducir los fragmentos ubicados dentro del canal raquídeo.

- * De acuerdo con resultados de estadísticas mundiales y de trabajos revisados en nuestra institución se ha encontrado que aproximadamente el 40% de los pacientes tratados por medio de instrumentación posterior requieren una decompresión por vía anterior.
- * Consideramos que el método ideal de tratamiento para las fracturas por estallido y otras patologías que requieran resección corporal total o parcial, sería una decompresión anterior acompañada de instrumentación y fusión.
- * En la actualidad no existe un diseño adecuado para instrumentar la columna vertebral por vía anterior. En la literatura mundial y en el mercado encontramos múltiples diseños pero que no cumplen del todo los requisitos de tamaño y estabilidad.

OBJETIVOS

Los objetivos del presente trabajo son:

1. Diseñar un modelo de instrumental para ser utilizado por vía anterior, que cumpla con los requisitos de tamaño, rigidez, estabilidad y facilidad en la aplicación y que permita además la colocación de un injerto adecuado.
2. Practicar montajes de dicho instrumental en columnas vertebrales de cerdo para realizar pruebas biomecánicas comparativas con la instrumentación de Harrington y de Luque,

estudiando su comportamiento en los diferentes movimientos normales de la columna.

3. Analizar los resultados y evaluar la factibilidad de materiales y del diseño en sí para su aplicación clínica e iniciar el estudio clínico prospectivo del instrumental diseñado.

INDICACIONES

Las indicaciones de la instrumentación anterior son básicamente las mismas descritas por otros autores:

1. Fracturas toracolumbares y lumbares por estallido con compromiso neurológico y presencia de fragmentos óseos en el canal.
2. Fracturas inestables con una evolución de más de 20 días, con o sin compromiso neurológico.
3. Lesiones por estallido sin compromiso neurológico las cuales en la Tomografía Axial Computarizada presenten retropulsión significativa de fragmentos óseos dentro del canal espinal.
4. Dolor o cifosis progresiva post-traumática sin compromiso neurológico.
5. Lesiones tumorales con compromiso del cuerpo vertebral.
6. Secuelas de TBC con cifosis severa.

DISEÑO DEL INSTRUMENTAL

Ante la limitación por los costos y la necesidad de un instrumental que pudiéramos utilizar por vía anterior con las indicaciones anotadas previamente, se trató de utilizar un diseño similar al de Kostuick, diseñando para éste unos dispositivos de forma cúbica que eran fijados a la vértebra con un tornillo de cortical standar AO y que servían a su vez como soporte para una barra de distracción de Harrington (con un diseño para ser usado en la parte superior y otro en la inferior).

Para la fabricación de este modelo escogimos el acero 316L, el cual se ha comprobado que cumple las especificaciones para ser colocado en implantes en el organismo humano.

El contenido de este tipo de acero se describe en la tabla a continuación:

Carbón	0.08 mx
Manganeso	2.00 max
Fósforo	0.03 max
Sulfuro	0.03 max
Silicona	0.75 max
Tungsteno	-
Cobalto	-
Cromo	17-20
Niquel	10-14
Molibdeno	2-4
Hierro	59-70
CARACTERISTICAS	
	Rb 85-95
Dureza	
UTS	80.000 psi
0.2% YS	35.000
Max. Resistencia	55%

Por la similitud con el diseño de Kostuik, revisamos la literatura disponible encontrando un buen comportamiento del sistema en flexión y compresión, pero inestable en extensión, torsión e inclinación lateral por lo cual desistimos de la utilización de este diseño. (Fig. 1).

Se inició entonces el diseño de un instrumental que ocupando un mínimo espacio sobre el cuerpo vertebral fuera lo más estable posible. Comenzamos entonces un diseño que constaba de dos placas, una

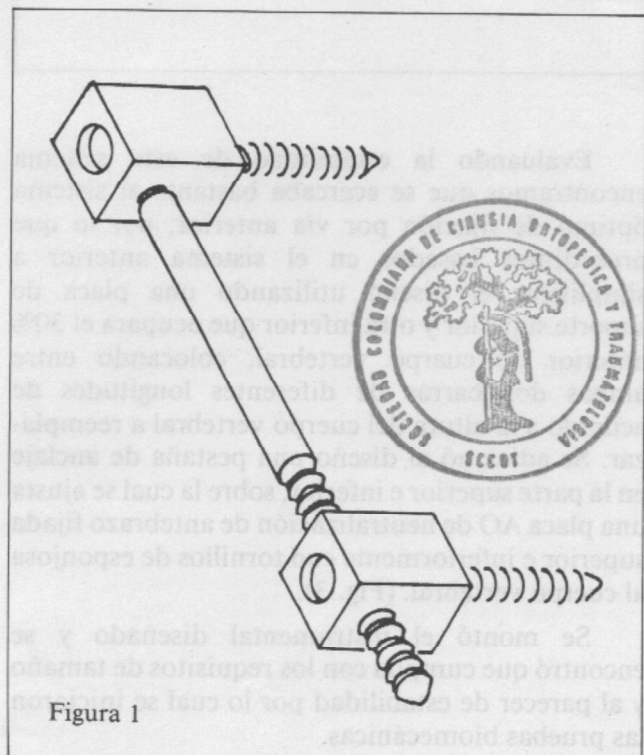


Figura 1

superior y una inferior, las cuales se anclaban en los cuerpos vertebrales y entre las dos se colocaba un dispositivo de soporte expandible de acuerdo a la altura del cuerpo vertebral reemplazado. El gran volumen de ocupación por el tamaño del diseño no dejaba lugar para el injerto y por lo tanto no cumplía con los requisitos necesarios para su uso clínico. (Fig. 2).

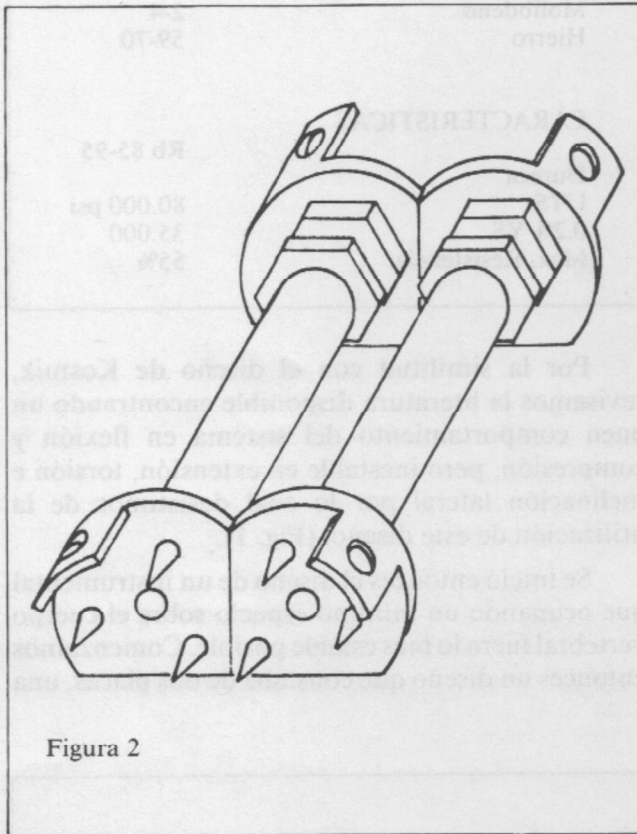


Figura 2

Evaluando la estabilidad de este sistema encontramos que se acercaba bastante al sistema óptimo de fijación por vía anterior; por lo que procedimos basados en el sistema anterior a simplificar el diseño utilizando una placa de soporte superior y otra inferior que ocupara el 30% anterior de cuerpo vertebral, colocando entre ambas dos barras de diferentes longitudes de acuerdo a la altura del cuerpo vertebral a reemplazar. Se adicionó al diseño una pestaña de anclaje en la parte superior e inferior, sobre la cual se ajusta una placa AO de neutralización de antebrazo fijada superior e inferiormente con tornillos de esponjosa al cuerpo vertebral. (Fig. 3).

Se montó el instrumental diseñado y se encontró que cumplía con los requisitos de tamaño y al parecer de estabilidad por lo cual se iniciaron las pruebas biomecánicas.

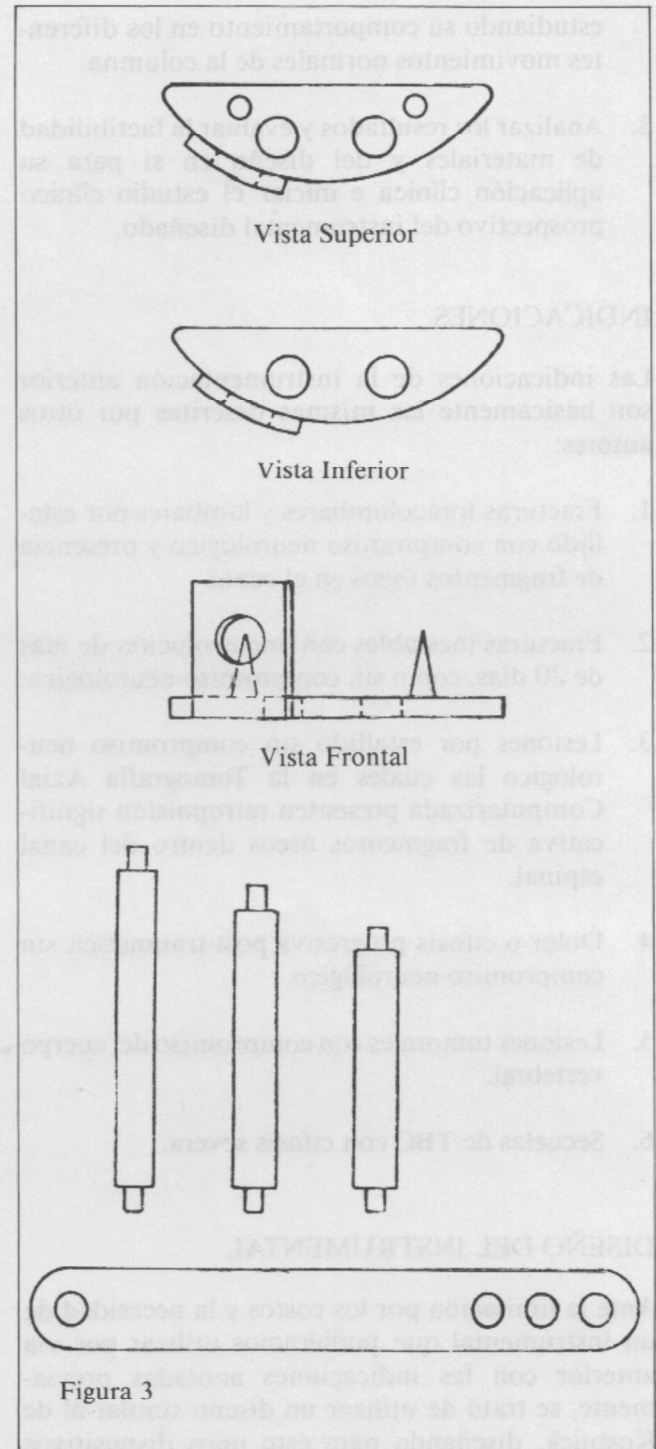


Figura 3

MATERIAL Y METODOS

Pruebas Biomecánicas

Una vez logrado el diseño planeado del instrumental se procedió a probar su resistencia a la deformación y para ello se decidió compararlo con los instrumentos de Harrington y de Luque, los cuales son utilizados comúnmente en nuestro medio.

Para las pruebas se utilizaron columnas vertebrales frescas de cerdo por su tamaño y semejanza con las humanas. Estas columnas fueron adquiridas en un frigorífico siempre teniendo en cuenta que se preservaran intactas la musculatura, articulaciones facetarias y ligamentos. Para las pruebas se reseco toda la parte muscular y las costillas donde las hubiere, respetándose los ligamentos.

Se tomaron segmentos de columna siempre dejando una vértebra libre por encima y otra por debajo del sitio donde quedaba anclado el instrumental. (O sea, segmentos de ocho vértebras para el Harrington y el Luque y de cinco vértebras para el instrumental de experimentación). En todos los casos se montaron los diferentes instrumentales con la técnica quirúrgica establecida y en todos los modelos se reseco un cuerpo vertebral intermedio entre los sitios de anclaje teniendo cuidado de no lesionar los elementos posteriores, creando una inestabilidad severa de la columna. El paso siguiente fue refrentarlas, lo que consiste en colocar una base en cemento acrílico odontológico en cada uno de los extremos para apoyarlas en la máquina de pruebas. Una vez montados los instrumentos se congelaron las columnas mientras se practicaban las pruebas biomecánicas.

Para la realización de estas pruebas biomecánicas se contó con la colaboración del Ingeniero Hernando Riaño de la Facultad de Ingeniería Civil de la Universidad de los Andes.

El objetivo del montaje de las pruebas era medir la deformación del sistema y revisando la literatura se encontraron cuatro diferentes métodos posibles:

1. Medición por Calibradores
2. Medición por Máquinas Fotográficas
3. Medición por Deformímetros Mecánicos
4. Medición por Deformímetros Eléctricos

Para seleccionar el mecanismo de medición de la deformación del sistema a nivel del espacio creado por el defecto del cuerpo vertebral, se debía escoger el que se adaptara mejor a los diferentes instrumentales y pruebas y que además diera parámetros similares de medida para el análisis posterior de cada una de ellas.

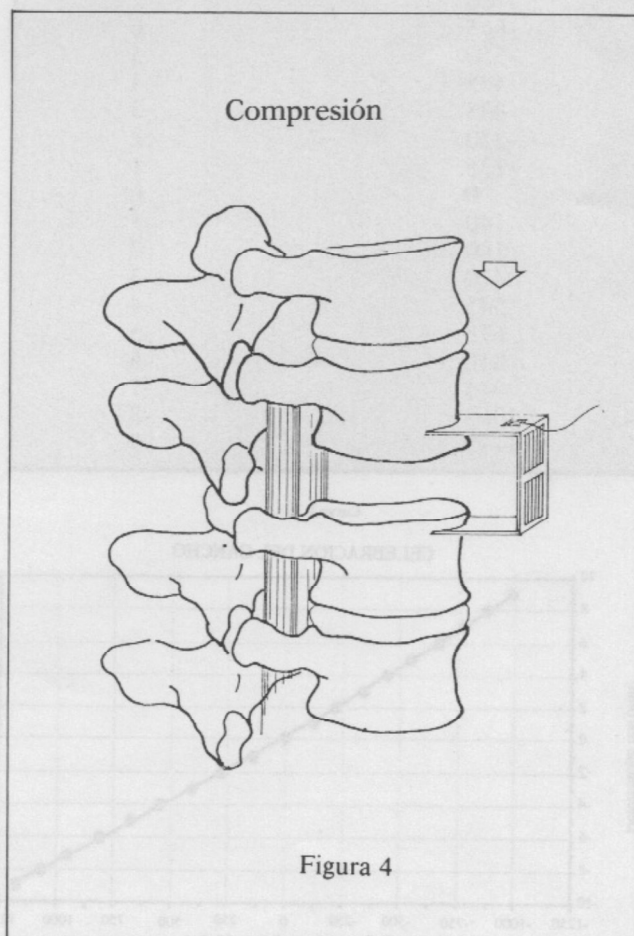
Una vez estudiados estos diferentes métodos se descartaron el de calibración y el de los deformímetros mecánicos por la poca precisión y confiabilidad en los datos; también el de medición fotográfica por su alto costo y requerimiento de calibradores de suma precisión para medir los mínimos cambios en las fotografías y se optó

finalmente por el método de los deformímetros eléctricos que nos aseguraba bastante precisión en los resultados.

Medición con deformímetros eléctricos

Se tomó como modelo el trabajo presentado por Munson et al (1984), quien midió la resistencia a la deformación de la instrumentación de Harrington-Luque creando un defecto anterior y utilizando un dispositivo especial con un deformímetro eléctrico. El mecanismo consiste en una delgada placa metálica doblada en forma de "U", de tal forma que al segmento de lámina que une los dos brazos paralelos se le adhería con acrílico el deformímetro eléctrico, al que se le microsoldaban los cables que iban al aparato que registra la deformación.

El montaje se realizó colocando cada uno de los brazos de la "U" en los cuerpos vertebrales superior e inferior al defecto creado anteriormente. En la medida que se desplazaban los cuerpos vertebrales ante las diferentes cargas, se movían los brazos causando una deformación del segmento que los unía, la cual a su vez se registraba en el aparato de medición. (Fig. 4).



El material utilizado para confeccionar la "U" fue acero inoxidable en platina de un calibre de 0.45 mm, con brazos de 50 mm y un ancho de 20 mm. Este tipo de diseño se escogió por la poca resistencia que oponía al movimiento y porque una vez realizadas las pruebas el gancho volvía a la forma original.

Se realizó una prueba de calibración del gancho de medición que se muestra en la tabla No. 1, apreciándose el buen comportamiento del gancho, el cual hace una regresión lineal (Curva 1), muy cerca a 1 que es el ideal.

Se practicaron para cada uno de los instrumentales pruebas en flexión, extensión e inclinación lateral, utilizando para ello una máquina universal de pruebas. (Fig. 5).

Tabla 1
Datos de Calibración del Gancho de Medición

Deformación Gancho	Deformación Real (mm)
-	-
-990	9
-880	8
-780	7
-665	6
-550	5
-445	4
-335	3
-220	2
-125	1
0	0
140	-1
280	-2
410	-3
545	-4
675	-5
810	-6
945	-7
1065	-8
1175	-9

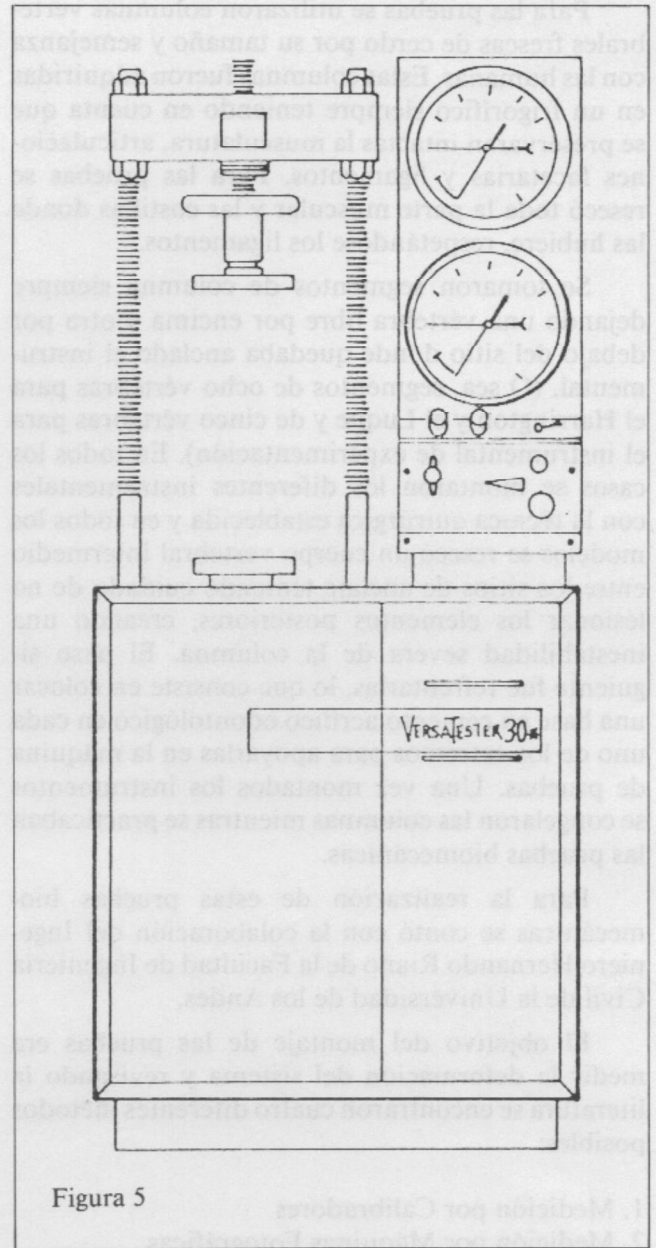


Figura 5
Diseño de las Pruebas

Una vez escogido el método utilizado para la medición de la deformidad en cada una de las pruebas lo más importante era tener en cuenta que las pruebas se realizaran bajo condiciones idénticas para cada instrumental, de tal manera que se pudiera hacer comparaciones del comportamiento bajo condiciones similares.

Prueba de compresión

Se realizó una prueba de compresión pura que consistía en aplicar una fuerza totalmente axial. Se colocó el gancho de medición en la parte anterior

del defecto y se procedió a aplicar carga lentamente con mediciones de deformidad a intervalos de 8.4 kilogramos; se llevaron las lecturas hasta que falló el sistema por fractura de uno de los cuerpos la cual era registrada en el marcador de carga cuando la aguja se devolvía abruptamente.

Prueba de Flexión

Para practicar esta prueba se colocaron en la parte anterior del refrentamiento unas esferas para que la carga fuera excéntrica anteriormente. Para acomodar y estabilizar las esferas se practicaron orificios en la parte anterior del refrentamiento.

Se cargaron los modelos lentamente tomando medidas a intervalos de 8.4 kilogramos para el diseño nuestro y a 4.2 kilogramos para los otros instrumentales. Esta diferencia se debía a que los cambios con los otros instrumentales eran bastante grandes y fallaban rápidamente, lo cual hacía necesario tomar mediciones a intervalos más cortos.

Prueba de Extensión

En esta prueba también se aplicaba la carga excéntrica con el sistema de esferas pero colocándolas en la parte posterior del refrentamiento. El resto del procedimiento fue similar a los anteriores y se utilizaron intervalos de medición de 8.4 kilogramos hasta llevar los modelos a la falla.

Prueba de Inclinación lateral

Lo mismo que en las pruebas anteriores la carga se aplicó por medio de esferas, las cuales arbitrariamente se colocaron en el lado derecho del refrentamiento y por lo tanto también a este lado se colocó el gancho de medición, para conocer la deformación bajo compresión. Las mediciones se hicieron también a intervalos de carga de 8.4 kilogramos.

RESULTADOS

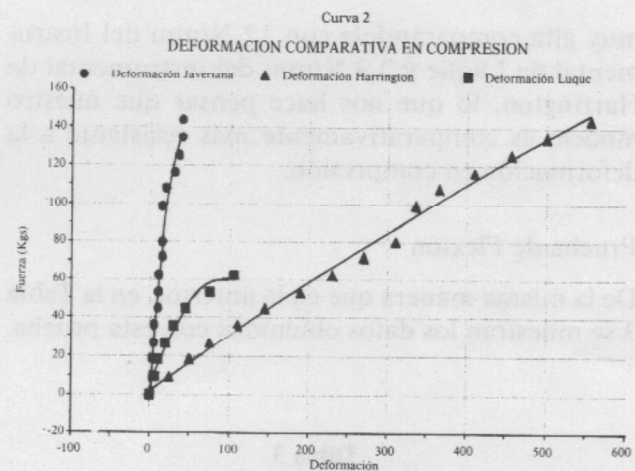
Realizados las diferentes pruebas y una vez obtenidos los datos se tabularon y se practicaron curvas de regresión para poder practicar una análisis de la deformación de cada instrumental y estudiar su respectivo comportamiento.

Se estableció la rigidez relativa que es la razón entre la magnitud de la carga aplicada y la deformación obtenida, la cual nos muestra la resistencia a la deformación ofrecida por el instrumental.

Prueba de compresión

En la Tabla 2 se muestran los datos obtenidos con esta prueba y el análisis nos muestra que la regresión obtenida de la carga contra la deformación tiene una excelente aproximación teniendo en cuenta que el valor ideal es 1.

Podemos apreciar con las regresiones que el modelo diseñado por nosotros presenta un excelente comportamiento, pues permite ejercer una gran carga (145 Kgrs Aprox.), sin presentar una mayor deformación del instrumental (0.13 mm). El instrumental de Harrington si bien es cierto que soporta adecuadamente las cargas presenta una deformidad sensiblemente mayor (3.98 mm). Con el instrumental de Luque podemos apreciar que presenta un relativo buen comportamiento en compresión, superando al instrumental de Harrington pero con menor resistencia que el instrumental diseñado. (Curva 2).



En cuanto a las rigideces relativas (Fig. 6) apreciamos que el instrumental diseñado por nosotros tiene una relación de 45 N/mm que es

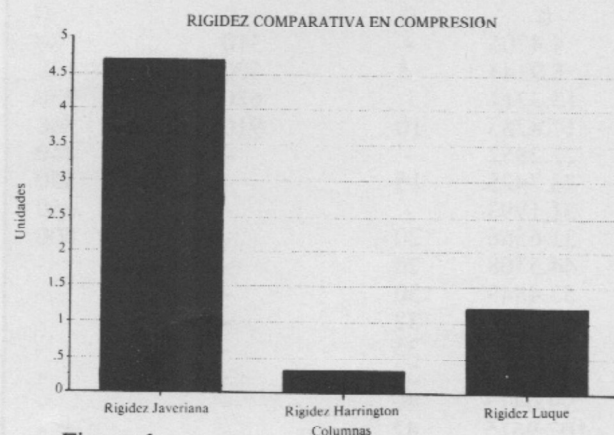


Figura 6

Tabla 2
Prueba de Compresión
Fuerza - Deformación

Fuerza (Kgs)	Javeriana	Harrington	Luque
0	0	0	0
8.9141	5	25	5
17.8283	5	50	10
26.7425	5	75	20
35.6566	5	110	30
44.5708	10	145	45
53.4849	10	190	75
62.3991	10	230	105
71.3132	15	270	-
80.2274	15	310	-
99.0473	15	335	-
107.9615	20	365	-
116.8756	30	410	-
125.7898	35	455	-
134.7039	40	500	-
143.6181	40	555	-
152.5322	-	-	-

muy alta comparándola con 12 N/mm del Instrumental de Luque y 2.9 N/mm del instrumental de Harrington, lo que nos hace pensar que nuestro modelo es comparativamente más resistente a la deformación en compresión.

Prueba de Flexión

De la misma manera que en la anterior, en la Tabla 3 se muestran los datos obtenidos con esta prueba.

Tabla 3
Prueba de Flexión
Fuerza - Deformación

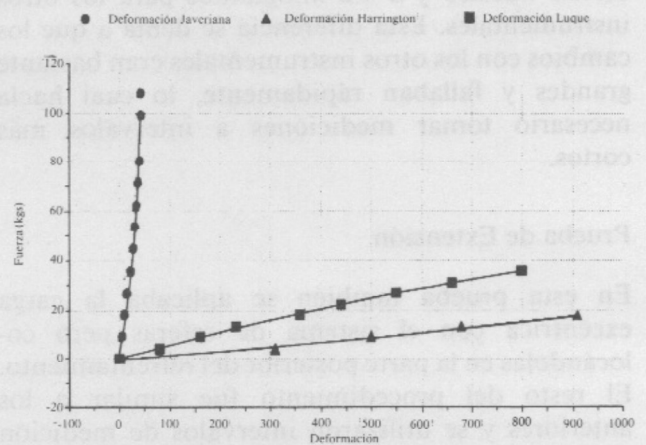
Fuerza (Kgs)	Javeriana	Harrington	Luque
0	0	0	0
4.4705	-	310	80
8.9141	5	500	160
13.3711	-	680	230
17.8283	10	910	360
22.2852	-	-	440
26.7425	15	-	550
31.1993	-	-	660
35.6566	20	-	800
44.5708	25	-	-
53.4849	30	-	-
62.3991	32	-	-
71.3132	35	-	-
80.2274	38	-	-
99.0473	40	-	-
107.9615	42	-	-
116.8756	-	-	-

No debemos olvidar que la carga se aplicó excéntricamente, por lo que realmente lo que estamos aplicando es compresión y al mismo tiempo flexión.

En esta prueba el diseño nuestro muestra un excelente comportamiento, (Curva 3), pues con una carga de 107 Kgr presenta una deformación relativamente despreciable (0.011 mm), lo que nos habla de la excelente resistencia a la deformación en flexión.

Curva 3

Deformación Comparativa en Flexión



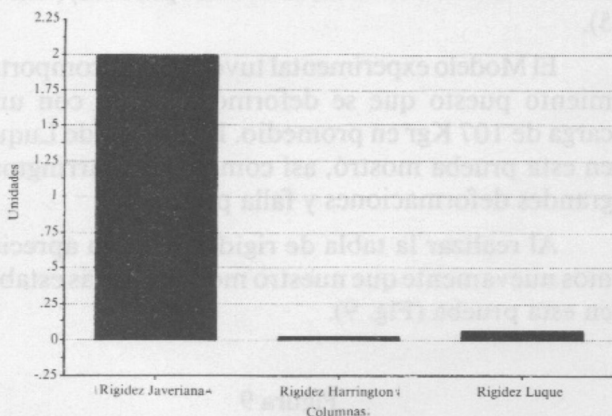
Con el instrumental de Luque volvemos a observar lo mismo que en la prueba de compresión, o sea que no es tan resistente como nuestro modelo pero que definitivamente se comporta mejor que el instrumental de Harrington. Con el Luque a una carga de 35 Kgr falló el sistema produciéndose una deformidad de 5.45 mm

En el caso de el instrumental de Harrington, podemos apreciar su alta inestabilidad en esta prueba, pues presenta una falla aún más precoz, con una carga promedio de 17 Kgr y mostrándonos una deformación en este momento de 6.82 mm

En investigaciones anteriores ya se había demostrado la ventaja del Luque sobre el Harrington, el primero distribuye la carga sobre varios puntos de fijación, mientras que el segundo solo lo hace sobre dos puntos.

Respecto a la rigidez relativa vemos que nuestro modelo es bastante más rígido que el instrumental de Harrington y que el instrumental de Luque. (Fig. 7).

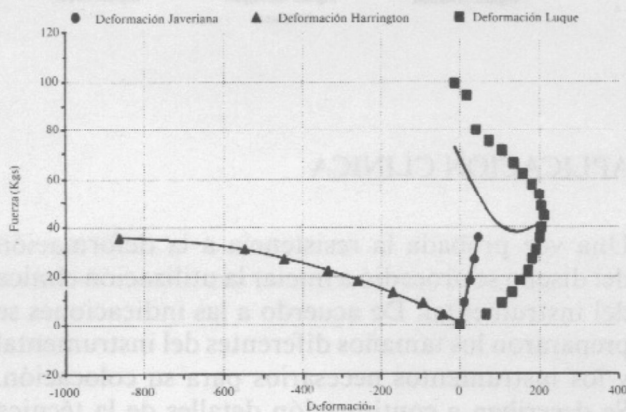
Figura 7
Rigidez Comparativa en Flexión



Prueba de Extensión

De igual manera se obtuvieron los datos que se muestran en la Tabla 4. Se dibujaron las diferentes curvas de regresión y con ellas la curva comparativa de los diferentes modelos (Curva 4).

Curva 4
Deformación Comparativa en Extensión



Se debe tener en cuenta que la fuerza se aplicó excéntricamente produciendo extensión o flexión negativa y compresión al mismo tiempo. Por esta razón el comportamiento es diferente.

En el modelo nuestro podemos apreciar que a medida que se aplicaba la carga se deformaba por la compresión que se estaba ejerciendo y que aunque la deformación era pequeña por alguna razón que no nos explicamos la falla se presentó precozmente.

Con el instrumental de Luque la curva presenta un comportamiento combinado debido al mismo

fenómeno de compresión y extensión sufriendo una deformación inicial debido a la compresión y posteriormente regresando la deformación para volverse negativa, mostrando una deformación mínima en definitiva de 1.1 mm con una carga de 99 Kgr, lo que nos muestra el buen comportamiento en extensión de este instrumental.

Tabla 4
Prueba de Extensión
Fuerza - Deformación

Fuerza (Kgs)	Javeriana	Harrington	Luque
0	0	0	0
4.4705	-	-45	65
8.9141	10	-95	105
13.3711	-	-170	130
17.8283	25	-260	150
22.2852	-	-335	170
26.7425	35	-445	180
31.1993	-	-545	190
35.6566	45	-865	200
40.1134	-	-	205
44.5708	-	-	210
49.0275	-	-	205
53.4849	-	-	197
57.9416	-	-	180
62.3991	-	-	157
66.8557	-	-	135
71.3132	-	-	105
75.7698	-	-	70
80.2274	-	-	40
94.5902	-	-	15
99.0473	-	-	-15
103.5043	-	-	-

Con el instrumental de Harrington se aprecia una rápida deformación en extensión la cual es progresiva y simétrica, presentando con una carga similar a la del modelo experimental una deformación mucho mayor.

La rigidez relativa (Fig. 8), es difícil de analizar puesto que se muestran valores positivos y negativos; esto debido a las características de las fuerzas que se producen en esta prueba pero sí podemos concluir que en definitiva la rigidez del modelo experimental es mayor que en los demás modelos, pero no permite aplicar momentos de gran magnitud a diferencia del Luque que distribuye la carga a través de toda la columna.

Prueba de Inclinación Lateral

Los datos obtenidos con esta prueba se muestran en la Tabla 5, estos datos fueron analizados y

Figura 8
Rigidez Comparativa en Extensión

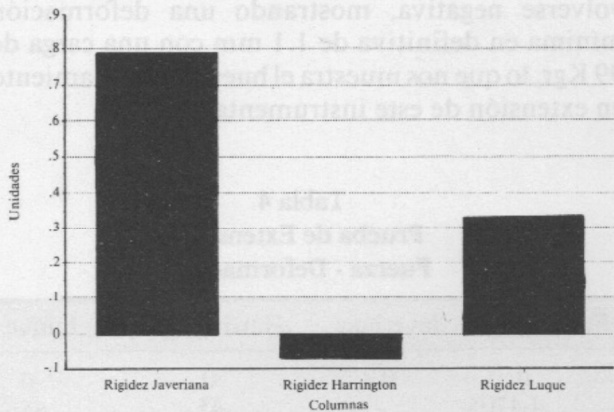
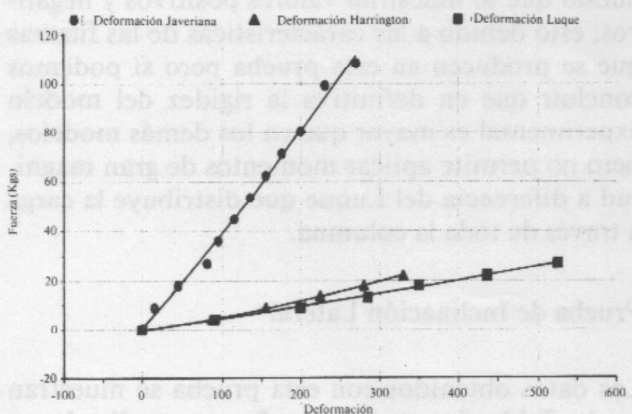


Tabla 5
Prueba de Inclinación
Fuerza - Deformación

Fuerza (Kgs)	Javeriana	Harrington	Luque
0	0	0	0
4.4705	-	85	90
8.9141	15	155	200
13.3711	-	225	285
17.8283	45	280	350
22.2852	-	330	435
26.7425	80	-	525
35.6566	95	-	-
44.5708	115	-	-
53.4849	135	-	-
62.3991	155	-	-
71.3132	175	-	-
80.2274	200	-	-
99.0473	230	-	-
107.9615	270	-	-
116.8756	-	-	-

Curva 5
Deformación Comparativa en Inclinación Lateral

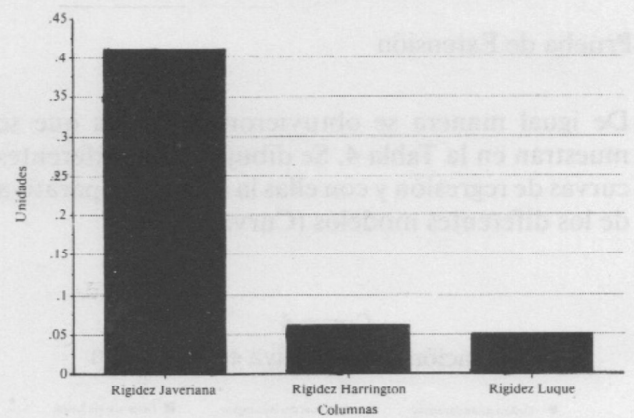


practicadas las debidas regresiones para componer las curvas. Es importante apreciar que las regresiones fueron lineales en las diferentes pruebas, (Curva 5).

El Modelo experimental tuvo el mejor comportamiento puesto que se deformó 2.7 mm con una carga de 107 Kgr en promedio. El modelo de Luque en esta prueba mostró, así como el de Harrington, grandes deformaciones y falla precoz.

Al realizar la tabla de rigidez relativa apreciamos nuevamente que nuestro modelo es más estable en esta prueba (Fig. 9).

Figura 9
Rigidez Comparativa en Inclinación Lateral



APLICACION CLINICA

Una vez probada la resistencia a la deformación del diseño se procedió a iniciar la utilización clínica del instrumental. De acuerdo a las indicaciones se prepararon los tamaños diferentes del instrumental y los instrumentos necesarios para su colocación. Se describen a continuación detalles de la técnica quirúrgica:

Abordaje mediante lumbotomía, toracotomía o toraco-lumbotomía de acuerdo al sitio donde se va a colocar el instrumental.

Con equipo neumático se reseca el cuerpo vertebral comprometido con sus respectivos discos, respetando el ligamento longitudinal común posterior en lo posible y preservando la cortical opuesta al sitio del abordaje, usualmente la derecha.

Una vez liberado completamente el canal medular se mide el espacio dejado por el cuerpo vertebral y de acuerdo al tamaño se utiliza el tipo de instrumental adecuado el cual ha sido diseñado

en tres tamaños de acuerdo a la morfología de diferentes niveles de la columna.

Se colocan las placas superior e inferior utilizando fresa para iniciar la perforación del clavo de ajuste y se impactan firmemente a sus respectivos cuerpos vertebrales. Se procede luego a colocar las barras que van a mantener la altura del cuerpo vertebral, las cuales vienen graduadas con 5 milímetros de diferencia entre una y otra.

Colocadas las barras y recuperada comparativamente la altura del cuerpo vertebral, entre las "pestañas" perforadas del dispositivo las cuales ahora se encuentran apoyadas sobre la superficie anterolateral, tanto del cuerpo vertebral superior como inferior, se coloca una placa con tornillos de esponjosa cuya longitud ha sido meticulosamente calculada previamente. Dicha placa se tiene en diferentes tamaños de acuerdo a la altura del cuerpo vertebral y los tornillos se introducen con una llave angulada especialmente diseñada para este propósito.

El siguiente paso es tomar un bloque de injerto de cresta iliaca el cual se moldea de acuerdo al tamaño del cuerpo a reemplazar. Se hace una ranura al cuerpo vertebral superior e inferior inmediatamente por detrás del instrumental colocado y se inserta el injerto en encaje recíproco fijándose adicionalmente con pequeños "fósforos" de hueso.

Se revisa que la medula o el saco dural permanezca libre y se procede a cerrar.

En el post-operatorio inmediato se protege al paciente con un soporte externo en polipropileno y se autoriza la deambulación cuando el dolor se lo permita.

CONCLUSIONES

Consideramos que la instrumentación diseñada por nosotros cumple los requisitos de resistencia a la deformación para ser aplicada sin temor en nuestros pacientes, aun cuando es diferente la resistencia obtenida experimentalmente cuando se aplica una fuerza estática que cuando se va a someter a una carga dinámica y periódica como ocurre clínicamente.

La instrumentación de nuestro diseño demostró ser más resistente que las instrumentaciones de Harrington y Luque al aplicar fuerzas de compresión, flexión e inclinación lateral. No ocurrió lo mismo con las fuerzas aplicadas en

extensión con las cuales se observó una falla temprana sin deformidad significativa.

En relación a la aplicación quirúrgica, la técnica es sencilla, no aumenta la morbilidad de la cirugía y permite la aplicación de un buen injerto que garantice la fusión.

Consideramos que el abordaje de la columna por vía anterior acompañado de instrumentación permite una buena corrección de la deformidad y una mejor decompresión del canal, evitando en muchos casos una segunda cirugía para estabilizar la columna por vía posterior.

Hemos tenido la experiencia de diseñar un instrumental para aplicación por vía anterior en cirugía de la columna, y consideramos que hasta el momento los resultados han sido satisfactorios aun cuando nos falta la segunda parte de este trabajo que es la aplicación clínica y el seguimiento de estos pacientes.

Sería interesante poder determinar con anterioridad la relación que existe entre severidad de las fracturas y porcentaje de ocupación del canal respecto a posibilidad de corrección del problema por vía anterior para establecer la población en la cual es aplicable la instrumentación como primera opción.

SUMMARY

A new system of anterior instrumentation for the thoracic and lumbar spine was designed fulfilling the requirements of size, stiffness, stability and easiness of application. This system was compared with Harrington, Luque and Harri-Luque instrumentations by testing with compression, flexion, extension and lateral bending stresses and measuring deformation. Pig's spines were used for laboratory testing. The proposed instrumentation showed less deformation and proved to have bigger relative stiffness than the others at same loads. Supported by this findings clinical application is under progress.

AGRADECIMIENTO

Agradecemos la colaboración prestada por los Ingenieros Luis Enrique Amaya y Hernando Riaño Borda de la Facultad de Ingeniería Civil de la Universidad de los Andes, quienes nos asesoraron en el montaje de las pruebas biomecánicas.

BIBLIOGRAFIA

1. Ashman, R.B.; Birch, G.J.; et al.: Mechanical testing of spinal instrumentation. *Clin. Orthop.*, 227:113, 1988.
2. Black, R.C.; et al.: A contoured anterior spinal fixation plane. *Clin. Orthop.*, 227:135, 1988.
3. Bohlman, H.H.; Eismont, F.J.: Surgical techniques of anterior decompression and fusion for spinal cord injuries. *Clin. Orthop.*, 154:157, 1981.
4. Bohlman, H.H.; Freehafer, A.; et al.: The results of treatment of acute injuries of the upper thoracic spine with paralysis. *J. Bone and Joint Surgery.*, 67A: 360, 1985.
5. Court-Brown, C.M.; Gertzbein, S.D.: The management of burst fractures of the fifth lumbar vertebra., *Spine* 12:308, 1987.
6. DE Wall, R.L.: Burst fractures of the thoracic and lumbar spine. *Clin. Orthop.*, 189:150, 1984.
7. Denis, F.: Spinal Instability as Defined by the Three Columna Spine Concept in Acute Spinal Trauma. *Clin. Orthop.* 189:65, 1984.
8. Denis, F.: Acute thoracolumbar burst fractures in the absence of neurologic deficit. *Clin. Orthop.* 189-142, 1984.
9. Dickson, J.H.; Harrington, P.R.: Results of reduction and stabilization of the severely fractured thoracic and lumbar spine. *J. Bone and Joint Surgery*, 60A:799, 1978.
10. Donk, R.; Zielke, K.: Surgical treatment of post traumatic kyphosis. A follow-up study of 66 patients. Presented at the Third Annual Meeting of the Federation of Spine Associations. Atlanta, Georgia, February 1988.
11. Dunn, H.K.: Anterior stabilization of thoracolumbar injuries. *Clin. Orthop.*, 189:116, 1984.
12. Fidler, M.W.: Anterior decompression and stabilisation of metastatic spinal fractures. *J. Bone and Joint Surgery*, 68B:83, 1986.
13. Fidler, M.W.: Anterior and posterior stabilization of the spine following vertebral body resection: A postmortem investigation. *Spine.*, 11:262, 1986.
14. Fidler, M.W.: Posterior instrumentation of the spine: An experimental comparison of various possible techniques. *Spine.*, 11:367, 1986.
15. Flesh, J.R.; Lloyd, L.L.; et al.: Harrington instrumentation and spine fusion for fractures and fracture dislocations of the thoracic and lumbar spine. *J. Bone and Joint Surgery.*, 59A:143, 1977.
16. Flynn, J.C.; et al.: Anterior fusion of the lumbar spine. *J. Bone and Joint Surgery.*, 61A:1143, 1979.
17. Fountain, S.S.: A single stage combined surgical approach for vertebral resections. *J. Bone and Joint Surgery.*, 61A:1011, 1979.
18. Goel, V.K.; Fromknecht, S.J.; et al.: The role of lumbar spinal elements in flexion. *Spine.*, 10:516, 1985.
19. Goel, V.K.; et al.: A technique to evaluate an internal spine device by use of the selspot system. *Spine.*, 12:150, 1987.
20. Kapandjik, I.A.: The physiology of the joints. Volume 3, The trunk and the vertebral column. Churchill Livingstone, 1974.
21. Kostuik, J.P.: Anterior fixation for fractures of the thoracic and lumbar spine with or without neurologic involvement. *Clin. Orthop.*, 189:103, 1984.
22. Kostuik, J.P.: Correction of iathrogenic lumbar kyphosis (Flat Back Syndrome). Presented at the Third Annual Meeting of the Federation of Spine Associations. Atlanta, Georgia, February 1988.
23. Luque, E.R.; et al.: Segmental spine instrumentation in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine. *Spine.*, 7:312, 1982.
24. Malcolm, B.W.; Bradford, D.S.; et al.: Post traumatic kyphosis. *J. Bone and Joint Surgery*, 63A:891, 1981.
25. McAfee, P.C.; et al.: The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. *J. Bone and Joint Surgery.*, 65A: 461, 1983.
26. McAfee, P.C.; Bohlman, H.H.: Complications following Harrington Instrumentation for fractures of the thoracolumbar spine. *J. Bone and Joint Surgery.*, 67A:672, 1985.
27. McAfee, P.C.; Bohlman, H.H.; Yuan H.A.: Anterior decompression of traumatic fractures with incomplete neurological deficit using a retroperitoneal approach. *J. Bone and Joint Surgery*, 67A:89, 1985.
28. McAfee, P.C.; Werner, F.W.; et al.: A biomechanical analysis of spinal instrumentation systems in thoracolumbar fractures. *Spine.*, 10:204, 1985.
29. Mears, D.C.: Materials in orthopaedic surgery. Baltimore. Williams and Wilking Company. 1976.
30. Munson, G.; et al.: Experimental evaluation of Harrington Rod fixation supplemented with sublamina wires in stabilizaing thoracolumbar fracture dislocations. *Clin. Orthop.*, 189:97, 1984.
31. O'Neal, J.; Gardner, V.; et al.: Treatment of tumors of the thoracic and lumbar spine column. *Clin. Orthop.*, 227:103, 1988.
32. Stauffer, E.S.: Internal fixation of fractures of the thoracolumbar spine. *J. Bone and Joint Surgery.*, 66A:1136, 1984.

33. Schultz, A.B.: Mechanics of the human spine. Applied mechanics reviews, University of Illinois, 1487-1497, 1980.

34. Yuan, H.A.; et al.: Anterior decompression of burst fractures with spinal I-Plate fixation: A clinical and experimental study. Presented at the Third Annual Meeting of the Federation of Spinal Associations. Atlanta, Georgia. February. 1988.