



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES

SECRETARÍA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA

HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

"Dr. Ernesto Ramos Bours"

SERVICIO DE ORTOPEDIA

TESIS

"ESTABILIDAD DE CORSETT DE TAYLOR Y JEWETT EN COLUMNA TORACOLUMBAR"

**PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN
ORTOPEDIA**

PRESENTA

DR. EDGAR OMAR PEREZ GUTIERREZ

ASESOR

DR. DAVID LOMELI ZAMORA

HERMOSILLO, SONORA

FEBRERO 2008



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

SECRETARÍA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA

HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

"Dr. Ernesto Ramos Bours"

SERVICIO DE ORTOPEDIA

TESIS

"ESTABILIDAD DEL CORSETT DE TAYLOR Y JEWETT EN COLUMNA TORACOLUMBAR"

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN
ORTOPEDIA

PRESENTA

DR. EDGAR OMAR PEREZ GUTIERREZ

ASESOR

DR. DAVID LOMELI ZAMORA

HERMOSILLO, SONORA

FEBRERO 2008

HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO
DR. ERNESTO RAMOS BOURS
División de Enseñanza , Investigación y Capacitación.

Dr. Joaquín Sánchez González

Jefe de la División de Enseñanza, Investigación y Capacitación.

Dr. José Bernardo Cruz Ochoa

Jefe del Servicio de Ortopedia

Dr. David Lomelí Zamora

Profesor Titular del curso de Ortopedia y Asesor de tesis

Profr. José Miguel Norzagaray Mendivil

Asesor de Metodología

Dr. Edgar Omar Pérez Gutiérrez

Médico Residente de Ortopedia

AGRADECIMIENTOS:

A Dios: Por haberme dado la vida, el regalo de no carecer de ningún sentido y crear en mí, sentimientos que me han hecho llegar hasta donde estoy.

A mi hijo: Por ser mi fortaleza, por realizar todo mi trabajo y mi empeño pensando en él. Porque mi corazón y mi mente siempre están con él durante las largas jornadas, porque por mi hijo he aprendido a vencer las adversidades que se me presentan.

A mis Padres: Porque han estado incondicionalmente a mi lado, por haberme dado una vida llena de alegrías, la oportunidad de haber estudiado y por haberme enseñado a alcanzar las metas que me he propuesto durante mi vida.

A mis hermanos: Por darme su apoyo, sus consejos y su cariño para no desvanecerme en momentos difíciles. .

A mis amigos: por compartir conmigo sus enseñanzas en ésta etapa de mi vida, por escucharme y ser incondicionales. Porque han sido mi familia.

A mis compañeros residentes: por orientarme y escucharme cuando necesité de algún consejo. Gracias, por sus enseñanzas, por compartir conmigo sus conocimientos y por haber sido en cierta manera una guía especial en mi profesión.

A mis maestros: Por su enseñanza y su paciencia. Por mostrarme de la Ortopedia la gran responsabilidad que tengo ante los pacientes.

G R A C I A S . . .

ÍNDICE

Introducción	1
Capítulo I. Marco teórico	
1.1 Historia de los corsé.....	2
1.2 Filogénesis y ontogénesis de la columna vertebral.....	3
1.3 Anatomía de la columna vertebral.....	4
1.4 Biomecánica de la columna vertebral.....	9
1.5 Corsé toracolumbares.....	15
Capítulo II. Material y Métodos	
2.1 Planteamiento del problema.....	21
2.2 Hipótesis.....	21
2.3 Objetivos.....	21
2.4 Justificación.....	22
2.5 Variables a estudiar.....	22
2.6 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.....	22
2.7Tamaño de la muestra.....	22
2.8Descripción del estudio.....	22
2.9Tipo de estudio	22
2.10 Análisis estadístico	23
2.11 Resultados	24
Capítulo III. Discusión, conclusión y recomendaciones	
3.1 Discusión.....	34
3.2 Conclusión.....	35
3.3 Recomendaciones.....	35
Bibliografía	36

INTRODUCCIÓN

El uso de los corsés para lesiones de la columna vertebral, se practica desde tiempos muy antiguos, sin embargo, hoy en día la indicación de los mismos es una controversia. El desarrollo de este trabajo tiene como fin observar si existe alguna diferencia en la restricción de movimientos con el corsé de Taylor y Jewett en los movimientos de la columna toracolumbar. Esto debido a que en la práctica diaria, se indican de manera empírica o en base a la experiencia personal del ortopedista. En algunas ocasiones dependiendo esto de la vértebra lesionada dividiéndolas en torácicas bajas y lumbares altas para el corsé de Taylor y lumbares bajas para el corsé de Jewett.

El presente estudio se realizó en 15 personas sanas, sin patología previa de columna a quienes se les llevó a cabo tomas radiográficas laterales de columna toracolumbar en posición neutra, flexión total y extensión total, sin corsé y las mismas proyecciones radiográficas tanto con el corsé de Taylor como con el de Jewett. Se realizaron mediciones de los grados de movimiento en todas las proyecciones radiográficas mediante el método de Cob, y posteriormente se comparó estadísticamente la restricción de movimiento en grados con ambos corsés.

Los resultados obtenidos comprueban nuestra hipótesis al no encontrar una diferencia significativa en la restricción de movimientos en el plano sagital de la columna vertebral, y de manera específica en las vértebras lumbares bajas, ya que se observó también, que en los movimientos de la columna torácica baja y lumbar alta, la resticción de movimiento de ambos corsés fue muy pobre.

En base a los resultados no se recomienda el uso de estos corsés en lesiones de columna vertebral torácica baja y lumbar alta, y un uso limitado en la columna lumbar baja e indistinto para cualquiera de los dos corsés.

CAPITULO I MARCO TEÓRICO

1.1 HISTORIA DE LOS CORSE EN COLUMNA VERTEBRAL

La historia de las fajas data desde los inicios de la humanidad, ya que el hombre tuvo la necesidad desde tiempos antiguos de utilizar esta indumentaria, teniendo diferentes utilidades. En la práctica médica, sus usos datan desde el tiempo de Hipócrates desde el año 400 A.C. quien utilizaba fajas hechas de cuero y cáñamo para tratar dolores lumbares. (1,2).

En el año 200 A.C. Galeno utilizaba fajas para tratamiento de lesiones vertebrales, las cuales son descritas como fajas hechas a base de yeso. Durante la edad media, se utilizaron fajas metálicas con el fin de detener la progresión de la escoliosis, estas utilizadas principalmente por grupos acaudalados, en su mayoría reyes o miembros de cortes. Desgraciadamente se trataba sencillamente, de aparatos pasivos y no incorporaban los principios correctores activos que finalmente fueron descritos en 1946 por Blond y Schmit con el desarrollo del corsé de Milwaukee. (2)

Posteriormente, a partir de los años 70s y 80s, se empezaron a desarrollar los corsés de perfil bajo en varios centros ortopédicos; llamados con frecuencia TLSO (Thoracolumbar spinal orthotic). Estos corsés no necesitan un collar de cuello para ser eficaces. (3) Estos últimos, son los que se utilizarán en el presente estudio.

1.2 FILOGENESIS Y ONTOGENESIS DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Durante la filogénesis, es decir, en el curso de la evolución de la raza humana a partir de los prehomínidos, el paso de la posición cuadrúpeda a la bipedestación, indujo al enderezamiento y después a la inversión de la curvatura lumbar, inicialmente cóncava hacia delante, así fue como apareció la lordosis lumbar cóncava hacia atrás. En efecto, el ángulo de enderezamiento del tronco no ha sido enteramente “absorbido” por la retroversión de la pelvis; persistente cierto ángulo que debe ser anulado por la curvatura del raquis lumbar. Así se explica esta lordosis lumbar, que, por otra parte, es variable según los sujetos y según el grado de anteversión o de retroversión de la pelvis.

Durante la ontogénesis, esto es, durante el desarrollo del individuo, vemos cómo se realiza la misma evolución a nivel del raquis lumbar. A la edad de un día, el raquis es cóncavo hacia delante; a la de cinco meses, la curvatura sigue siendo ligeramente cóncava hacia delante; sólo a los trece meses, el raquis lumbar se hace rectilíneo. A partir de los tres años se aprecia una ligera lordosis lumbar, que se afirma alrededor de los ocho años de edad y adopta su curvatura definitiva a los diez años de edad.

La evolución del individuo es, por tanto, paralela a la evolución en la especie. (4)

1.3 ANATOMIA

Existen 24 vértebras móviles presacras las cuales se dividen en: 7 cervicales, 12 torácicas o dorsales y 5 lumbares. Las 5 vértebras que siguen caudalmente a las lumbares se encuentran fusionadas en el adulto, para formar el hueso sacro. Las cuatro vértebras terminales de la columna se fusionan también y forman el cóccix. Las vértebras de cada grupo pueden ser generalmente identificadas por características especiales. Incluso en cada región es posible distinguir unas vértebras de otras por características individuales especiales.

La columna vertebral es flexible porque se compone de muchas porciones ligeramente móviles, las vértebras. Su estabilidad depende en gran proporción de los ligamentos y los músculos adyacentes y en parte de la forma de la columna y de sus partes constituyentes. Desde la cabeza a la pelvis la columna soporta progresivamente más peso. Las vértebras se van agrandando cada vez más hasta llegar al sacro, punto desde el cual van siendo progresivamente menores. Cada vértebra situada por encima de la última lumbar tiene más altura que la que se halla situada por encima de ella. La longitud de la columna vertebral alcanza aproximadamente $\frac{2}{5}$ de la altura total del cuerpo.

La columna vertebral adulta presenta cuatro curvaturas sagitales: cervical, torácica o dorsal, lumbar y sacra. Las curvaturas dorsal y sacra son llamadas primarias porque presentan la misma dirección que las observadas en la columna vertebral fetal. Estas son debidas a diferencias de altura entre las regiones anterior y posterior de los cuerpos vertebrales. Las curvaturas secundarias: cervical y lumbar, se inician antes del nacimiento y son debidas principalmente a diferencias de grosor entre las partes anterior y posterior de los

discos intervertebrales. Las curvaturas secundarias, son cóncavas dorsalmente y así compensan y contrarrestan las primarias, las cuales persisten en las regiones torácica y sacra. La curvatura cervical inicia su acentuación cuando el niño comienza a sostener su cabeza, para aumentar junto con la columna lumbar al adoptar la postura erecta. La curvatura lumbar es siempre más prominente en la mujer. (7,13)

El ángulo lumbosacro es el que forman el eje longitudinal de la porción lumbar de la columna vertebral y el del sacro, oscila entre 130 y 160°. La curvatura de la columna vertebral de concavidad anterior (curvatura primaria) es llamada algunas veces cifosis, mientras que la curvatura de concavidad posterior (curvatura secundaria) es conocida con el nombre de lordosis. Estos términos, sin embargo, son utilizados más frecuentemente para referirse a incurvaciones exageradas que resultan de condiciones patológicas.

Las curvaturas laterales de la columna (a la derecha o a la izquierda) constituyen las llamadas escoliosis, y pueden ser funcionales o estructurales. La escoliosis funcional o fisiológica se produce en la región torácica o dorsal, pero no aparece hasta la mitad o final de la infancia. Su concavidad generalmente mira a la izquierda, con curvaturas compensadoras craneales y caudales. La escoliosis estructural o idiopática es anormal, aparece durante la niñez y se torna progresivamente más acentuada, debido aparentemente a un crecimiento desigual de algunas vértebras. Este tipo de escoliosis se acompaña automáticamente de rotación y aspecto cuneiforme vertebral, nada de lo cual puede ser corregido por el paciente. (11)

Una vértebra se compone de cuerpo, arco vertebral y varias apófisis para las inserciones musculares y las articulaciones. Cada vértebra presenta tres

apófisis relativamente cortas, dos transversas y una espinosa. Además doce vértebras están articuladas con dos costillas cada una. Dado que las costillas están accionadas por varios músculos o fascículos musculares, resulta que varios centenares de fascículos actúan indirectamente sobre el conjunto de la columna vertebral.

El cuerpo vertebral es la parte que proporciona resistencia y soporta el peso. Se encuentra separado del resto de cuerpos vertebrales por los discos intervertebrales. En las vértebras adultas, los bordes de las caras superior e inferior aparecen lisos y pulidos (anillo epifisiario). El interior del anillo aparece perforado por orificios vasculares de diferentes tamaños. También se observan otros orificios en todo el cuerpo vertebral, especialmente en la cara posterior, donde otros mayores dan paso a los vasos venosos. Por detrás del cuerpo de las vértebras se distingue el arco vertebral, el cual, con la cara posterior del primero, forma las paredes del agujero vertebral que encierra y protege la médula espinal. El arco vertebral está formado por los pedículos derecho e izquierdo y las láminas derecha e izquierda. Las zonas inferiores de las caras internas de las láminas muestran con frecuencia espículas óseas. Los orificios vertebrales en conjunto forman el conducto vertebral.

La apófisis espinosa se dirige hacia atrás desde el arco vertebral, en la unión de las dos láminas. Las apófisis transversas se proyectan a cada lado de la unión del pedículo y de la lámina. Por último, las apófisis articulares superior e inferior de cada lado presentan unas carillas articulares llamadas superior e inferior respectivamente.

En el borde caudal de cada pedículo se observa una escotadura vertebral profunda, y en el borde superior del mismo, un surco poco profundo. Dos surcos

adyacentes, junto con el cuerpo y disco intervertebral correspondientes, forman el agujero intervertebral o agujero de conjunción por el que pasan un nervio espinal y sus vasos. (7)

Las radiografías de las vértebras suelen practicarse en las proyecciones posterior y lateral. En las proyecciones posteriores las apófisis espinosas aparecen como sombras ovoideas algo alargadas, y los pedículos en forma de sombras ovoideas. La distancia que media entre los pedículos puede medirse y con ello conocemos la anchura del conducto vertebral. Los cuerpos y sus estructuras son claramente visibles en las proyecciones laterales, así como las áreas transparentes ocupadas por los discos intervertebrales. Para poner de manifiesto los agujeros intervertebrales, las articulaciones entre las carillas articulares y la porción interarticular pueden ser necesarias placas en proyección oblicua.

Las articulaciones de la columna incluyen los tres tipos principales de estas: sinartrosis, diartrosis y anfiartrosis. Las sinartrosis se encuentran durante el desarrollo y el primer decenio de la vida. Están presentadas por las sincondrosis neurocentrales, de una articulación casi inmóvil. Estas son las dos uniones entre los centros de osificación para las dos mitades del arco vertebral y la del el centro. Por lo general se obliteran durante el segundo decenio.

Las diartrosis son las articulaciones sinoviales verdaderas formadas principalmente por las apófisis articulares y las articulaciones costovertebrales. Todas las diartrosis raquídeas son de tipo artrodial o deslizante. Las articulaciones de tejido conjuntivo no sinoviales, levemente móviles, son de dos tipos, las sínfisis, representada por el fibrocartílago del disco intervertebral y la

sindesmosis ejemplificada por las conexiones ligamentosas tanto entre los cuerpos adyacentes, como en los arcos adyacentes.

Las articulaciones formadas por las apófisis articulares de los arcos vertebrales, poseen una verdadera cápsula articular y tienen la capacidad de una articulación deslizante limitada. Los ligamentos amarillos conectan los espacios entre las láminas de vértebras adyacentes desde el segundo espacio cervical hasta el lumbosacro y poseen una distribución vertical que va de la porción ventral de la lámina superior al borde superior de la lámina inferior. Los ligamentos interespinosos, son fibras que conectan las apófisis espinosas adyacentes. Poseen una dirección oblicua que conecta la base de la apófisis espinosa superior con el vértice de la espinosa inferior.

El ligamento supraespinoso es un cordón fibroso continuo que sigue su trayecto a lo largo de los vértices de las apófisis espinosas desde la séptima cervical hasta el final de la cresta espinosa sacra.

El ligamento vertebral común es una banda fuerte de fibras que se extiende a lo largo de la superficie ventral de la columna desde el cráneo hasta el sacro. Es más estrecho en la región cervical, expandiéndose en la región lumbar inferior; se inserta en la superficie anterior de la vértebra también forma su periostio, pero está más firmemente adherido al labio articular en el extremo de cada cuerpo vertebral. El ligamento vertebral común posterior se extiende desde el cráneo hasta el sacro; este ligamento disminuye el diámetro de sus fibras centrales conforme aumenta el tamaño de la columna. (6)

1.4 BIOMECANICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

1.4.1 *Amplitudes globales de la flexión-extensión del raquis*

Considerando en conjunto entre el sacro y el cráneo, el raquis constituye el equivalente de una articulación de tres grados de libertad: permite los movimientos de flexión-extensión, de inclinación lateral a la derecha e izquierda y de rotación axial. Las amplitudes de estos movimientos elementales, aunque muy pequeños en cada tramo del raquis, son globalmente muy importantes en razón al número de articulaciones vertebrales.

Los movimientos de flexión-extensión se realizan en el plano sagital. La referencia a nivel del cráneo es el plano masticatorio: se le puede imaginar fácilmente como una hoja de cartón fuertemente apretada entre las mandíbulas, el ángulo formado por el plano masticador entre las dos posiciones extremas (flexión máxima y extensión máxima) es de 250°. Esta amplitud es considerable si se piensa que el resto de las articulaciones del cuerpo no tienen más que 180° de amplitud máxima en sujetos particularmente flexibles.

Las amplitudes segmentarias pueden medirse sobre radiografías laterales. A nivel del raquis lumbar la flexión es de 60° y la extensión es de 35°. Para el conjunto del raquis dorsolumbar la flexión es de 105° y la extensión es de 60°. A nivel del raquis cervical la flexión es de 40° y la extensión es de 75°. De esta manera, la flexión total del raquis es de 110°, mientras que la extensión total del raquis es de 140°. Estas amplitudes varían considerablemente según los sujetos y la edad. (4, 10,13)

1.4.2 *Apreciación clínica de las amplitudes globales del raquis.*

Las medidas exactas de la amplitud global del raquis solo pueden hacerse sobre radiografías del conjunto de este, para la flexo-extensión y la inflexión lateral.

Sin embargo, pueden apreciarse clínicamente la amplitud global de los movimientos del raquis mediante movimientos "tests".

Para apreciar la flexión del raquis dorsolumbar se puede:

- Ya sea medir el ángulo α , entre la vertical, por una parte, y, por otra, la línea que une el borde anterosuperior del trocánter mayor y el acromion; este ángulo comprende también una amplitud de flexión de la cadera.
- Ya sea indicar el nivel alcanzado con la punta de los dedos en la flexión del tronco, el sujeto en pie y con las rodillas extendidas, pero también aquí esto comprende una amplitud de flexión de la cadera. Esta indicación puede hacerse midiendo en centímetros la distancia de los dedos hasta el suelo, o bien situando el nivel de los dedos respecto a los miembros inferiores: rótula, mitad de la pierna, garganta del pie o dedos del mismo.
- Ya sea midiendo con una cinta métrica flexible la distancia que separa la espinosa de C7 de la primera espinosa sacra en extensión, por una parte, y, por otra, en flexión.

Para medir la extensión del raquis dorsolumbar se puede evaluar el ángulo entre la vertical y la línea que une al borde anterosuperior del trocánter mayor y el ángulo del acromion en la posición de extensión máxima. Pero esta medida integra, aquí también, cierto grado de extensión de las caderas. (6)

1.4.3 Flexo-extensión del raquis lumbar

En el movimiento de flexión el cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente se inclina y desliza ligeramente hacia delante, lo que disminuye el espesor del disco en su parte anterior y lo aumenta en su parte posterior. El disco intervertebral toma entonces una forma en cuña de base posterior y el núcleo pulposos es impulsado hacia atrás. Su presión aumenta, por tanto, sobre las fibras posteriores del anillo fibroso; simultáneamente, las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se deslizan hacia arriba y tienden a separarse de las apófisis articulares de la vértebra inferior; la cápsula y los ligamentos de esta articulación interapofisiaria están, así, tensas al máximo, al igual que todos los ligamentos del arco posterior: el ligamento interespinoso, el ligamento amarillo, el ligamento supraespinoso y el ligamento vertebral común posterior. Esta puesta en tensión limita, en definitiva, el movimiento de flexión.

En el movimiento de extensión, el cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente se inclina hacia atrás y retrocede. Al mismo tiempo, el disco intervertebral se adelgaza por detrás y se ensancha por delante, con lo que se hace cuneiforme con base anterior. El núcleo pulposos es impulsado hacia delante, lo que tensa las fibras anteriores del anillo fibroso. Al mismo tiempo, el ligamento vertebral común anterior, queda sometido a tensión. En cambio, el ligamento vertebral común posterior, se distiende y, simultáneamente, vemos como las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se encajan más profundamente entre las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior, mientras que las apófisis espinosas entran en contacto. Así el movimiento de extensión se ve limitado por los topes óseos a nivel del arco posterior y por la tensión del ligamento común anterior. (13)

1.4.4 *Músculos de la pared abdominal:*

a.- La flexión del tronco

Los músculos de la pared abdominal son potentes flexores del tronco. Al estar situados por delante del eje raquídeo, movilizan el conjunto del raquis hacia delante sobre la charnela lumbosacra y sobre la charnela dorsolumbar. Su acción es muy poderosa, pues se realiza a través de dos grandes brazos de palanca: el brazo de palanca inferior, constituido por la distancia promontopúbica, y el brazo de palanca superior, esquematizado por la ménsula que se apoya en el raquis dorsal inferior, constituido por la distancia dorsoxifoidea; el recto mayor del abdomen, que une directamente el apéndice xifoides a la sínfisis pubiana, tiene una acción muy potente de flexión del raquis, y esta ayudado por dos músculos anchos, el oblicuo menor y el oblicuo mayor, que unen el orificio inferior del tórax al borde superior de la cintura pelviana; mientras que el recto mayor constituye un tensor directo, el oblicuo menor constituye un tensor oblicuo hacia abajo y hacia atrás, y el oblicuo mayor, un tensor oblicuo hacia abajo y delante. Ambos desempeñan además el papel de sostenedores, tanto más por cuanto son más oblicuos. (4)

b.- El enderezamiento de la lordosis lumbar

La mayor o menor curvatura del raquis lumbar depende no sólo del tono de los músculos abdominales y raquídeos, sino también de ciertos músculos de los miembros inferiores unidos a la cintura pelviana. En la posición llamada "asténica", el relajamiento muscular determina una exageración de las curvaturas raquídeas: hiperlordosis lumbar, acentuación de la cifosis dorsal, y de la lordosis cervical. Además, la pelvis oscila en anteverción: la línea que une la espina iliaca anterosuperior a la espina iliaca posterosuperior se hace oblicua hacia abajo y hacia delante. El músculo psoas, que flexiona el raquis lumbar sobre la pelvis y acentúa la lordosis lumbar, acentúa aún más esta deformación

pos su hipertonicidad; esta actitud asténica suele ser adoptada por sujetos carentes de energía y voluntad. También se observan incurvaciones similares del raquis en la mujer en períodos avanzados del embarazo, en que la distensión de los músculos de la pared abdominal, así como el desplazamiento hacia delante del centro de gravedad debido al desarrollo del feto, perturban considerablemente la estética pelviana y raquídea.

El papel más importante en la corrección de la hiperlordosis lumbar lo desempeñan los músculos del abdomen y, en particular, los rectos mayores, que están situados en el lado de la convexidad de la curvatura lumbar y que actúan, como ya hemos visto, a través de dos brazos de palanca. Por tanto basta con contraer los glúteos mayores y rectos mayores para obtener un enderezamiento de la lordosis lumbar.

La contracción de los músculos en el plano dorsal determina la disminución de la cifosis dorsal. (4,13)

1.4.5 Amplitud de la flexo-extensión del raquis lumbar

Las amplitudes de flexión y extensión del raquis lumbar varían según los individuos, y según, la edad. Todas las cifras propuestas son, por tanto, casos particulares o promedios. No obstante, se puede retener:

- Que la extensión, cuando se acompaña de una hiperlordosis lumbar, tiene una amplitud de 30 grados.
- Y que la flexión, que va acompañada del enderezamiento de la lordosis lumbar, tiene una amplitud de 40 grados.(4,13)

1.4.6 *Flexión-extensión del raquis dorsal*

El movimiento de extensión entre dos vértebras dorsales va acompañado de una inclinación hacia atrás del cuerpo vertebral de la vértebra superior. Simultáneamente, el disco intervertebral se aplasta hacia atrás y se ensancha hacia delante, lo que, como a nivel del raquis lumbar, proyecta el núcleo pulposo hacia delante. La limitación del movimiento de extensión viene determinada por el tope de las apófisis articulares y de las apófisis espinosas, las cuales, muy inclinadas hacia abajo y atrás, están ya casi en contacto. Por otra parte el ligamento vertebral común posterior, los ligamentos amarillos y los ligamentos interespinosos. (5,6)

De una manera inversa, el movimiento de flexión entre dos vértebras dorsales va acompañado de una abertura del espacio intervertebral hacia atrás, con desplazamiento del núcleo hacia atrás. Las superficies de las apófisis articulares se deslizan esta vez hacia arriba, y las apófisis inferiores de la vértebra suprayacente tienden a desbordar hacia arriba las apófisis superiores de la vértebra subyacente. El movimiento de flexión se ve limitado por la tensión del ligamento interespinoso, de los ligamentos amarillos y de las capsulas de las articulaciones interapofisiarias y por la del ligamento vertebral posterior. En cambio el ligamento vertebral común anterior esta distendido. (4,13)

1.5 CORSE TORACOLUMBARES.

Las fajas de contención y los corsé rígidos deben utilizarse siguiendo criterios biomecánicos, conociendo los efectos favorables y adversos que producen, e individualizando el tratamiento según el segmento de la columna a inmovilizar, la complejidad corporal, posibles enfermedades asociadas a nivel torácico o abdominal, y los aspectos sociales y psicológicos.

Los efectos de los corsés se basan en las siguientes acciones biomecánicas:

- Aumento de la presión intraabdominal: se descarga la columna lumbar al disminuir las sollicitaciones músculo-ligamentosas y la presión intradiscal.
- Limitación de la movilidad: la reducción de la amplitud de movimientos depende de los puntos de aplicación y los materiales del corsé. Se distinguen tres planos de movimiento: sagital (flexoextensión), frontal (movimientos laterales) y transversal (movimientos de rotación). Ningún tipo de corsé consigue una inmovilidad completa.
- Modificación de las curvas vertebrales (lordosis o cifosis). (4)

ORTESIS ESTÁTICAS

Su uso en la osteoporosis pretende la corrección postural y la descarga músculo-ligamentaria, actuando sobre la deformidad cifótica y los dolores mecánicos vertebrales. Entre los posibles efectos negativos de las ortesis se encuentran la atrofia muscular, la irritación de la piel, la osteopenia por desuso, las contracturas de los músculos paraespinales y abdominales, el acortamiento y rigidez de cápsulas y ligamentos, el aumento del consumo de energía al caminar y la dependencia psicológica. Estos efectos han sido especialmente

comprobados en portadores de ortesis rígidas, por lo que en la osteoporosis serán más beneficiosas las fajas de contenciones elásticas o semi-rígidas.

El Committee on Orthotics and Prosthetics de la American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) ha establecido un protocolo para la prescripción de ortesis (TAF, *Technical Analysis Form*) que contempla cuatro factores: segmento espinal a tratar, control efectuado por la ortesis, material utilizado y modo de fabricación; los dos últimos son competencia del técnico ortoprotésico (3,14).

Con relación al segmento a tratar, lo más habitual en la osteoporosis será el uso de ortesis de inmovilización TLSO (toraco-lumbosacras), dada la afectación multisegmentaria. Sólo están indicadas en el período inmediato tras la fractura (para limitar la flexión), pues después serán las fajas de contención las más habitualmente utilizadas. En nuestra opinión, las indicaciones en la osteoporosis se ajustarían a los siguientes principios:

- En presencia de fracturas vertebrales. Tras el oportuno tratamiento de las mismas en su fase aguda (reposo y analgésicos), se debe evitar la inmovilización y el encamamiento y proceder a la cinesiterapia, lo que en algunos casos se puede ver facilitado con el uso de un sistema ortésico TLSO (segmento torácico o toracolumbar) o LSO (lumbar) que, en caso de tolerancia aceptable, será un corsé rígido de hiperextensión.
- En presencia de deformidad cifótica por incompetencia músculo-ligamentaria sin diagnóstico de fractura reciente, se dará siempre preferencia al uso de fajas de contención TLSO semi-rígidas y los soportes de entrenamiento postural (sistemas PTS).
- En las raquialgias crónicas mecánicas secundarias a los dos factores anteriores, así como involución cartilaginosa, la única indicación viable es el uso de fajas TLSO o LSO semi-rígidas. (8,9)

Corsés rígidos de inmovilización

Actúan por efecto de compresión abdominal y por la reducción de la movilidad, bien en el plano sagital (flexoextensión) o en el plano frontal (lateralidad). Se construyen con elementos rígidos (marcos metálicos, plásticos termomoldeables, etc.)

a) Corsés de inmovilización lumbosacra (LSO)

- Corsé tipo Chairback. Impide los movimientos de flexoextensión de la columna lumbar merced a la acción de las barras posteriores y al soporte abdominal. No actúa sobre los movimientos de lateralidad.
- Corsé tipo Knight. Impide los movimientos de flexoextensión y lateralidad de la columna lumbar.
- Corsé de Williams. Impide la extensión del tronco, pero permite la flexión mediante las articulaciones situadas en las barras laterales.
- Corsé lumbar de polietileno. En determinados casos puede sustituir a los anteriores.

Se utiliza en pacientes que presentan prominencias óseas susceptibles de provocar decúbitos. Al ser moldeados fielmente sobre los contornos del enfermo, son mejor aceptados desde el punto de vista estético.

- Corsé lumbar de cuero. Indicado para los pacientes con alergia a los materiales plásticos.

b) Corsés de inmovilización dorsolumbar (TLSO)

- Corsé de Taylor. En su parte inferior es parecido al de Knight, por lo que también se le conoce como Knight-Taylor. Impide los movimientos de

flexoextensión y lateralidad de la columna lumbar, al igual que el de Knight pero, además, gracias a la prolongación de las barras paravertebrales, la banda interescapular y los tirantes axilares, controla y corrige la cifosis.

- Corsé de Málaga. Indicado para la escoliosis degenerativa dolorosa del adulto, asociada a osteoporosis y deformidad cifótica, siendo su tolerancia mejor que la del corsé de Jewett. Consigue mayor inmovilización que el Taylor, aunque, como con éste, el tórax queda libre, lo que permite la libre expansión del mismo con la respiración.
- Corsé dorsolumbar de polietileno. Consigue una inmovilización semejante al anterior, pero su adaptación es mejor a nivel torácico.
- Corsé dorsolumbar de cuero. Similar al tipo anterior, pero sustituyendo el material plástico por cuero. (7)

c) Corsés de hiperextensión de tres puntos

Están diseñados principalmente para mantener la columna dorsolumbar en hiperextensión, aumentando la lordosis lumbar. Se basan en la aplicación de tres puntos de acción: uno en el manubrio esternal; otro sobre el pubis, y un tercero posterior, en la columna dorsolumbar.

- Corsé o marco de Jewett.
- Corsé suizo de tres puntos.

Como resumen acerca del papel desarrollado por las ortesis estáticas rígidas en la osteoporosis, cabe decir que no se deben aplicar sistemáticamente. Al contrario, siempre que las circunstancias lo permitan deberán evitarse. Pero ocasionalmente pueden tener un papel en las fases agudas tras las fracturas y en caso de deformidades cifóticas dolorosas, debiendo limitar su tiempo de uso a 10-12 semanas. (9,12)

Fajas de contención

Este tipo de ortesis actúa principalmente por compresión de la región intraabdominal, sin limitar apenas la movilidad. Esta presión actúa sobre la columna de dos formas: por un lado, disminuye ligeramente la lordosis (sentido anterior-posterior); por otro, absorbe sollicitaciones mecánicas de los discos intervertebrales (en sentido sagital).

Se construyen con elementos flexibles (telas, lonas, etc.) y se añaden varillas metálicas posteriores para limitar un tanto la movilidad. Hay varios tipos:

a) Fajas de contención lumbar: pretenden contener y descargar la zona Lumbosacra

- Faja de contención elástica lumbosacra. Construida con tejido elástico adaptable, se abrocha anteriormente mediante sistema autoadhesivo tipo velcro. Se indican especialmente cuando existe una hipotonía muscular.
- Faja de contención elástica lumbosacra con placa posterior rígida. Similar a la anterior, pero con el añadido de una placa rígida y moldeable de material termoplástico en la región lumbosacra que alivia más el dolor.
- Faja de contención semirrígida lumbar (lumbostato). Abarca más extensión que las anteriores (desde 2 cm. por debajo de las escápulas hasta la mitad de los glúteos en los modelos de hombre y por debajo de los glúteos en los de mujer). Van reforzadas posteriormente con varillas verticales flexibles.

b) Fajas de contención dorsolumbar

Incluyen la región dorsal y la lumbosacra. Se añaden unos tirantes que actúan sobre la antepulsión de los hombros y evitan el empeoramiento de la cifosis, al mismo tiempo que fijan la parte alta de la faja para dar soporte a la columna dorsal.

- Faja de contención semirrígida dorsolumbar. Construida en tela reforzada con varillas verticales. Abarca posteriormente desde D5 hasta la mitad de la región glútea; por delante, desde la zona submamaria hasta encima del pubis. Se

completa con unos tirantes. Su objetivo es limitar la movilidad de la región dorsal alta y controlar la cifosis mediante retropulsión de los hombros.

- Faja reforzada de contención dorsolumbar. De iguales características que la anterior, pero sustituye las varillas flexibles por unas rígidas. (15,16)

ORTESIS DINÁMICAS:

SISTEMAS PTS (*POSTURE TRAINING SUPPORT*)

No están indicados en el período post-fractura. Estos soportes posturales utilizan la ventaja mecánica de la gravedad y la biomecánica de la columna para obtener la posición vertebral deseada que alivie el dolor. Pretenden disminuir la incidencia de cifosis en poblaciones de riesgo, disminuir las cargas anteriores y las fuerzas compresivas en los cuerpos vertebrales y compensar en cierto modo la debilidad de los músculos erectores del tronco, proporcionando un soporte anatómico extrínseco. Emplean pesos colocados en el ángulo inferior de la escápula, que pueden ser incrementados de 100 en 100 g según las necesidades del paciente, hasta un máximo de 800 g. Estos pesos impulsan hacia atrás el ángulo inferior de los omóplatos, contrarrestando así las fuerzas de compresión anterior espinal y el peso del tronco superior transferido hacia delante como consecuencia de la cifosis torácica. El soporte ayuda a desplazar el centro de gravedad y estimula el uso de la musculatura extensora de la columna, para mantener una postura vertical lo más normal posible, así como conseguir un estímulo propioceptivo de corrección postural. Kaplan y Sinaki consiguieron con ello reducir el dolor vertebral y una mejora postural, no observando ningún caso de abandono por incremento del dolor o empeoramiento de la postura. Por ello estos autores sugieren que los soportes posturales pueden tener utilidad sintomática y profiláctica en pacientes osteoporóticos que no toleran las ortesis toracolumbares convencionales. (19,20)

CAPÍTULO II MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

En la atención del paciente con lesión en columna dorsolumbar no hay un consenso en la literatura en el uso de un corsé en particular dependiendo del nivel de la lesión (17, 18,), utilizándose los corsés de manera empírica o indicado en base a la experiencia personal del ortopedista tratante. Por otro lado, las indicaciones del uso de corsé se basan en la información proporcionada por las casas ortopédicas, sin un respaldo científico del uso de los corsés.

2.2 HIPÓTESIS

Si se considera las mediciones radiográficas en el plano sagital, la estabilidad en cuanto los movimientos de flexo extensión, proporcionada por las fajas de Taylor y Jewett, no dará diferencias significativas.

2.3 OBJETIVOS:

GENERALES:

- Determinar mediante el conocimiento obtenido en este trabajo, cuando utilizar de manera específica el corsé de Taylor y cuando el corsé de Jewett en las lesiones de la columna toracolumbar.

ESPECIFICOS:

1. Determinar si la faja de Taylor proporciona una mayor restricción de movimientos y por ende estabilidad en el segmento torácico bajo y lumbar alto.
2. Determinar si la faja de Jewett proporciona una mayor restricción de movimientos y por ende estabilidad en el segmento lumbar bajo.

2.4 JUSTIFICACIÓN:

Actualmente las fajas de Taylor y Jewett se utilizan de forma empírica y en la experiencia particular del cirujano ortopedista, se trata de que con los resultados obtenidos encontrar la indicación específica de cada uno de ellos.

2.5 VARIABLES A ESTUDIAR: La restricción de movimientos vertebrales en el plano sagital con corsé de Taylor y Jewett en la columna dorsolumbar.

2.6 CRITERIOS DE INCLUSIÓN: Se incluirán pacientes hombres y mujeres sanos, voluntarios, menores de 40 años de edad, sin historia de patología de columna vertebral conocida, y que presente movimientos de columna vertebral completos sin alteraciones en su valoración clínica.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN: Se excluirán pacientes con historial de dolor de columna vertebral o partes blandas anexas, así como patología previa ya se fracturas o desviaciones de la misma, también conocimiento de desorden estomacal, pulmonar, cardiaco que interfiere en la colocación de la faja.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN: Se eliminaran pacientes con índice de masa corporal mayor de 30 y aquellos que presenten alergias a los materiales plásticos de las fajas.

2.7 TAMAÑO DE LA MUESTRA:

Se seleccionaron aleatoriamente a dos grupos de pacientes de 15 cada uno.

2.8 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO

Se tomaron pacientes sanos sin patología previa de la columna, previo consentimiento de los mismos, se realizaron tomas radiográficas dinámicas de la

columna toracolumbar, en el plano sagital en posición neutra, en flexión y extensión, previamente sin corsé y posteriormente con corsé de Taylor y Jewett respectivamente, se procedió a tomar mediciones radiográficas de la curva lordótica mediante el método de Cob(19) y también se midió el ángulo de movimiento en grados los segmentos dorsolumbares, tomándolos como dorsolumbares T11-L2, lumbares altas L1-L2, y lumbares bajas L4-L5, para medir en cual segmento vertebral se encontraba el mayor movimiento en grados de los mismos y ver si en realidad hay una diferencia en los grados de movimiento dividiéndolos en estos segmentos de dorsolumbares, lumbares bajas y altas, y en base a los resultados obtenidos ver la estabilidad dada por estos corsés, tomando en cuenta la restricción de los movimientos en el plano sagital de la columna dada por los mismos.

2.9 TIPO DE ESTUDIO

- Prospectivo
- Descriptivo
- Longitudinal
- Abierto
- Comparativo
- Experimental(21)

2.10 ANALISIS ESTADÍSTICO:

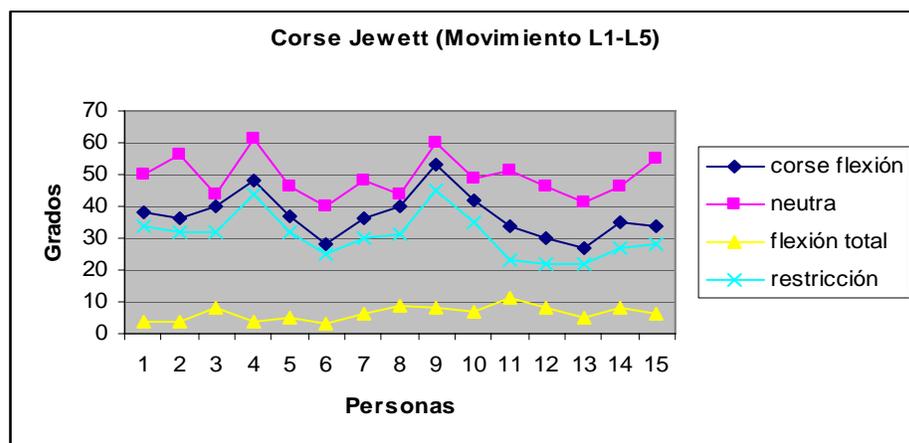
Se diseño cuadros de graficas y se calcularon medias, desviaciones estándar, se aplicara “Chi cuadrada” para homogeinidad de las muestras y “t de student” para sacar la significancia estadística entre los resultados y. (21)

2.11 RESULTADOS:

CORSE DE JEWETT.

Tabla 1 (Grados de movimientos entre L1-L5)

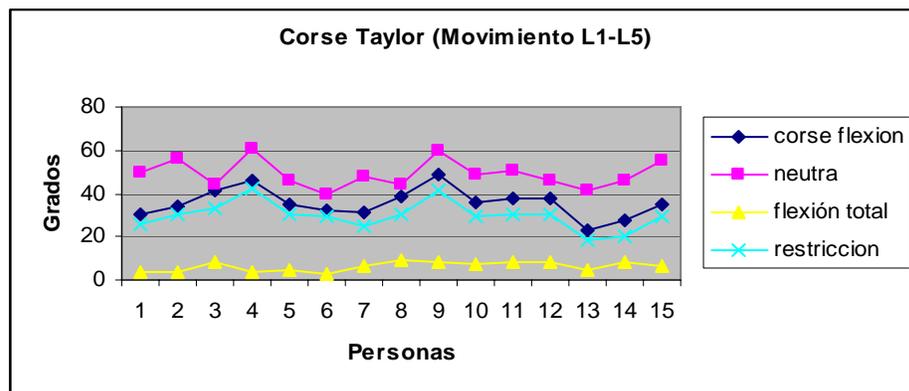
	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	GRADOS DE RESTRICCIÓN
1	38°	50°	4°	34°
2	36°	56°	4°	32°
3	40°	44°	8°	32°
4	48°	61°	4°	44°
5	37°	46°	5°	32°
6	28°	40°	3°	25°
7	36°	48°	6°	30°
8	40°	44°	9°	31°
9	53°	60°	8°	45°
10	42°	49°	7°	35°
11	34°	51°	11°	23°
12	30°	46°	8°	22°
13	27°	41°	5°	22°
14	35°	46°	8°	27°
15	34°	55°	6°	28°
PROMEDIO	37.2°	49.13°	6.4°	30.8°



CORSE DE TAYLOR.

Tabla 2 (Grados de movimientos entre L1-L5)

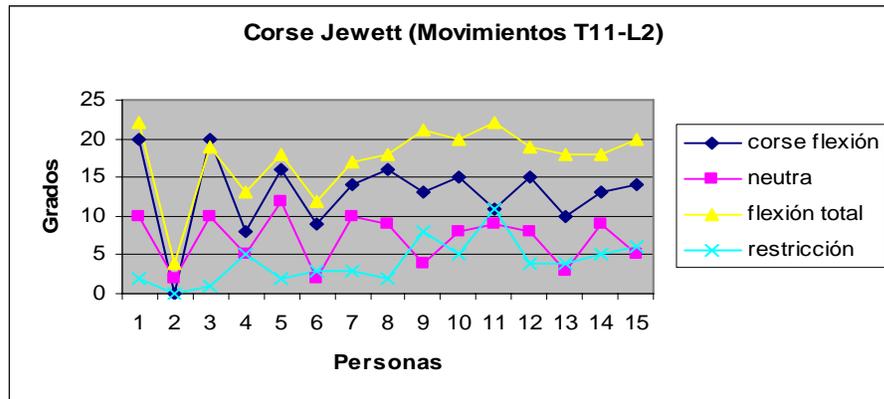
	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	GRADOS DE RESTRICCION
1	30°	50°	4°	26°
2	34°	56°	4°	30°
3	41°	44°	8°	33°
4	46°	61°	4°	42°
5	35°	46°	5°	30°
6	32°	40°	3°	29°
7	31°	48°	6°	25°
8	39°	44°	9°	30°
9	49°	60°	8°	41°
10	36°	49°	7°	29°
11	38°	51°	11°	32°
12	38°	46°	8°	30°
13	23°	41°	5°	18°
14	28°	46°	8°	20°
15	35°	55°	6°	29°
PROMEDIO	32°	49.13°	6.4°	29.46°



CORSE DE JEWETT.

Tabla 3 (Grados de movimientos entre T11-L2)

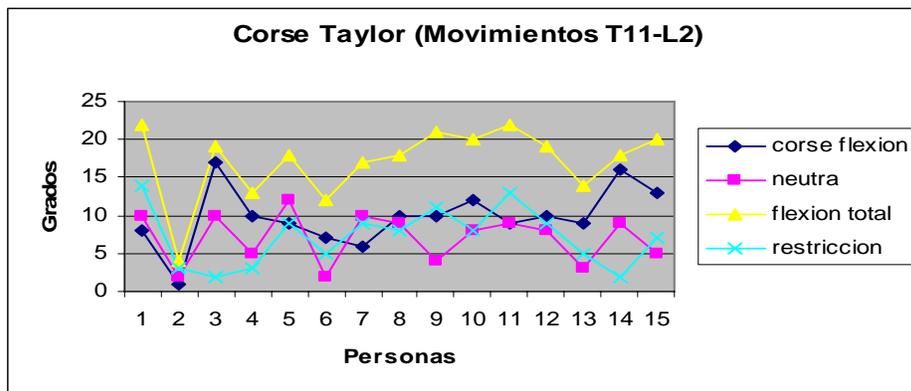
	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	GRADOS DE RESTRICCIÓN
1	20°	10°	22°	2°
2	0°	2°	4°	0°
3	20°	10°	19°	1°
4	8°	5°	13°	5°
5	16°	12°	18°	2°
6	9°	2°	12°	3°
7	14°	10°	17°	3°
8	16°	9°	18°	2°
9	13°	4°	21°	8°
10	15°	8°	20°	5°
11	11°	9°	22°	11°
12	15°	8°	19°	4°
13	10°	3°	14°	4°
14	13°	9°	18°	5°
15	14°	5°	20°	6°
PROMEDIO	14.66°	7.06°	17.13°	4.06°



CORSE DE TAYLOR.

Tabla 4 (Grados de movimientos entre T11-L2)

	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	GRADOS DE RESTRICCION
1	8°	10°	22°	14°
2	1°	2°	4°	3°
3	17°	10°	19°	2°
4	10°	5°	13°	3°
5	9°	12°	18°	9°
6	7°	2°	12°	5°
7	6°	10°	17°	9°
8	10°	9°	18°	8°
9	10°	4°	21°	11°
10	12°	8°	20°	8°
11	9°	9°	22°	13°
12	10°	8°	19°	9°
13	9°	3°	14°	5°
14	16°	9°	18°	2°
15	13°	5°	20°	7°
PROMEDIO	9.8°	7.06°	17.13°	7.2°



JEWETT MOVIMIENTOS TORACOLUMBARES T11 – L2

ESTADISTICA DESCRIPTIVA

	PACIENTES	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	RESTRICION
N	15	15	15	15	15
Media	8,00	12,93	7,07	17,13	4,07
Mediana	8,00	14,00	8,00	18,00	4,00
Moda	1(a)	13(a)	9(a)	18	2(a)
Desviación Std.	4,472	4,992	3,262	4,734	2,815
Mínimo	1	0	2	4	0
Máximo	15	20	12	22	11

Chi Cuadrada

RESTRICCION

	Observed N	Expected N	Residual
0	1	1,7	-,7
1	1	1,7	-,7
2	3	1,7	1,3
3	2	1,7	,3
4	2	1,7	,3
5	3	1,7	1,3
6	1	1,7	-,7
8	1	1,7	-,7
11	1	1,7	-,7
Total	15		

	RESTRICCION
Chi-Cuadrada	3,600

TAYLOR MOVIMIENTOS TORACOLUMBARES T11 – L2

ESTADISTICA DESCRIPTIVA

	PACIENTES	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	RESTRIC CION
N	15	15	15	15	15
Media	8,00	9,80	7,07	17,13	7,20
Mediana	8,00	10,00	8,00	18,00	8,00
Moda	1(a)	10	9(a)	18	9
Desviación Std.	4,472	3,877	3,262	4,734	3,821
Mínimo	1	1	2	4	2
Máximo	15	17	12	22	14

Chi Cuadrada

RESTRICCION

	Observed N	Expected N	Residual
2	2	1,7	,3
3	2	1,7	,3
5	2	1,7	,3
7	1	1,7	-,7
8	2	1,7	,3
9	3	1,7	1,3
11	1	1,7	-,7
13	1	1,7	-,7
14	1	1,7	-,7
Total	15		

	RESTRIC CION
Chi-Cuadrada	2,400

LORDOSIS JEWET L1- L5

ESTADISTICA DESCRIPTIVA

	PACIENTES	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	RESTRICCIÓN
N	15	15	15	15	15
Media	8,00	37,20	49,13	6,40	30,80
Mediana	8,00	36,00	48,00	6,00	31,00
Moda	1(a)	34(a)	46	8	32
Desviación estandar	4,472	6,941	6,424	2,261	6,971
Mínimo	1	27	40	3	22
Máximo	15	53	61	11	45

CHI CUADRADA

RESTRICCIÓN

	Observed N	Expected N	Residual
22	2	1,3	,8
23	1	1,3	-,3
25	1	1,3	-,3
27	1	1,3	-,3
28	1	1,3	-,3
30	1	1,3	-,3
31	1	1,3	-,3
32	3	1,3	1,8
34	1	1,3	-,3
35	1	1,3	-,3
44	1	1,3	-,3
45	1	1,3	-,3
Total	15		

	RESTRICCIÓN
Chi-Cuadrada	3,400

LORDOSIS TAYLOR L1-L5

ESTADISTICA DESCRIPTIVA

	PACIENTES	CORSE FLEXION	NEUTRA	FLEXION TOTAL	RESTRICCIÓN
N Valid	15	15	15	15	15
Media	8,00	35,67	49,13	6,20	29,47
Mediana	8,00	35,00	48,00	6,00	30,00
Moda	1(a)	35(a)	46	8	30
Desviación estandar	4,472	6,683	6,424	1,935	6,312
Mínimo	1	23	40	3	18
Máximo	15	49	61	9	42

CHI CUADRADA

RESTRICCIÓN

	Observed N	Expected N	Residual
18	1	1,7	-,7
20	1	1,7	-,7
25	1	1,7	-,7
26	1	1,7	-,7
29	3	1,7	1,3
30	5	1,7	3,3
33	1	1,7	-,7
41	1	1,7	-,7
42	1	1,7	-,7
Total	15		

	RESTRICCIÓN
Chi-Cuadrada	9,600

Movimientos T11-L2

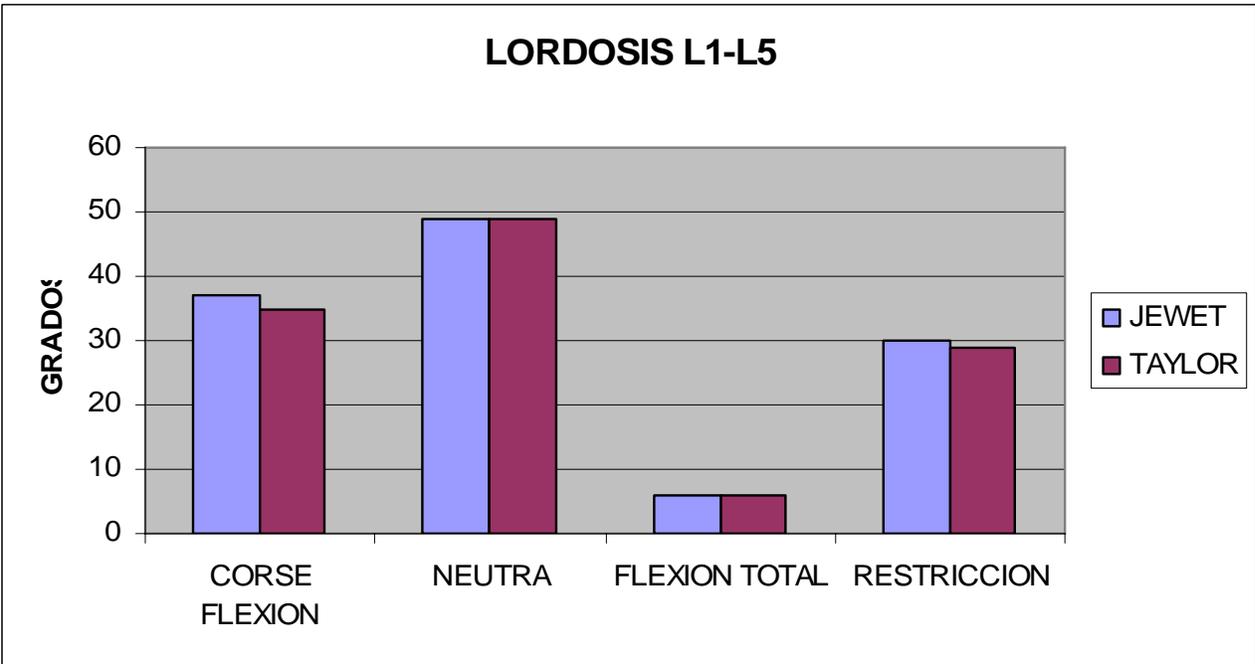
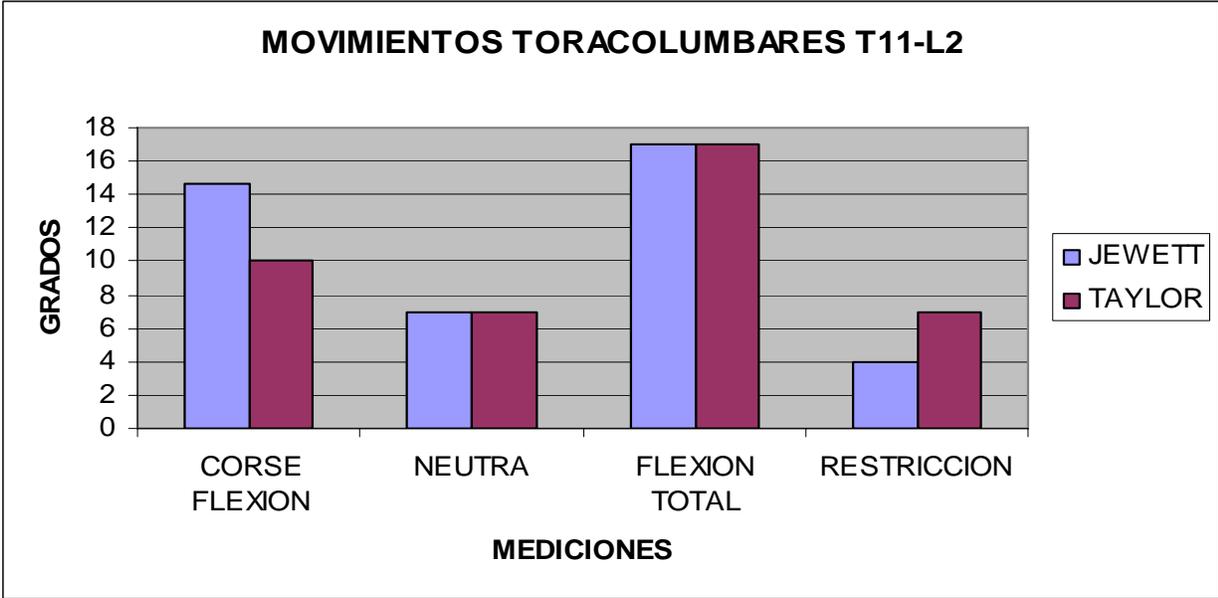
	t	gl	Sig. bilateral	Diferencia de Medias	95% Intervalo de Confianza para la Diferencia	
					Inferior	Superior
					RESTRICCION JEWET	6,083
RESTRICCION TAYLOR	7,298	14	,000	7,200	5,08	9,32

La prueba T demuestra que no hay diferencia significativa entre los fajas Jewet y Taylor en la restricción de movimientos Toracolumbares T11-L2.

Movimientos L1-L5

	t	gf	Sig. bilateral	Diferencia de Medias	95% Intervalo de Confianza para la Diferencia	
					Inferior	Superior
					RESTRICCION JEWET	17,111
RESTRICCION TAYLOR	18,081	14	,000	29,467	25,97	32,96

La prueba T demuestra que no hay diferencia significativa entre los fajas Jewet y Taylor en la restricción movimientos de lordosis L1-L5.



CAPITULO III. DISCUSIÓN, CONCLUSIÓN Y RECOMENDACIONES

3.1 Discusión:

El propósito de este estudio fue comparar la estabilidad dada por el corsé de Taylor y Jewett en los movimientos de la columna toracolumbar. Tomándose la movilidad en el plano sagital para obtener dicha información, ya que en este plano obtendríamos un gran porcentaje de información, con la menor radiación posible.

En el presente estudio encontramos que hay una considerable variación en los movimientos de la columna toracolumbar entre cada individuo ya que los resultados analizados estadísticamente no fueron homogéneos en relación a los grados de movimiento sin corsé, con corsé y en posición neutra.

Tomando en cuenta los grados de restricción de un corsé y otro, observamos que estos no son eficaces en la limitación de movimiento de la columna torácica baja y lumbar alta, más no así, en cuanto a la columna lumbar baja, en la cual tienen una restricción de aproximadamente un 60% a 70%, no existiendo una diferencia significativa en la limitación de uno con respecto al otro. Observando que del total del porcentaje de los movimientos de la columna torácica baja y lumbar alta, alrededor del 60% a 70% está dado por las vértebras L3, L4 y L5.

Por lo anterior mencionado y los resultados obtenidos durante este estudio, observamos que no hay una concordancia con lo reportado en la literatura sobre la indicación del uso de corsé de Taylor para el manejo de lesiones vertebrales en la columna torácica baja y lumbar alta, así como el de Jewett para lesiones de columna lumbar baja.

3.2 Conclusiones:

No existe una diferencia significativa en la restricción de movimientos de la columna toracolumbar entre el corsé de Jewett y Taylor.

Los dos tipos de corsé solo tienen una utilidad en la limitación de movimientos de columna lumbar baja, resultando muy pobre la limitación de movimientos de columna torácica baja y lumbar alta.

3.3 Recomendaciones.

Por los resultados obtenidos, recomendamos el uso de corsé de doble ensamble como manejo no quirúrgico de lesiones de columna vertebral, ya que los corsés analizados en este estudio, en general, tienen muy pobre limitación de movimiento.

El uso de los corsés de Taylor y Jewett, se recomienda para lesiones mínimas, sin evidencia de inestabilidad.

Bibliografía

- 1.- Packard Randall M.: Los pronósticos médicos de la medicina medieval. Bulletin of the History of the Medicine. Volume 79, Number 1, 2005, 119-121.
- 2.- Lieberman James.E.: Historia de los tratamientos de las lesiones vertebrales. Bulletin of the History of the Medicine. Volume 60. Number 1, 2003, 167-172.
3. - Denis F.: Influence of the Treatment of the Thoracolumbar burst Fractures. Orthop. Trans. 1983, 8: 817-823.
4. - Kapanji
5. - Hollinshead W. Henry.: Text Book of Anatomy, 1ra Edicion, Harper y Row Publishers, 1962, capítulo 14, 337-347.
6. - Gardner Ernest.: Anatomía, 2da Edición, Salvat editores, 1982, capitulo 48, 632-644.
7. - Kottke Frederic.: Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation, 3ra Edicion, Saunders company, 1988, 534-537.
8. - De Palma.: The Management of Fractures and Dislocations, 1ra Edicion, Saunders company, 1959, Volumen 1, 162-165.
9. - Clark Charles.: Orthopaedics "Essentials of Diagnosis and Treatment", 2da Edicion, Churchill Livingstone, 1985, cap. 28, 338-340.
- 10.- Muñoz Gutiérrez Jorge.: Atlas Mediciones Radiográficas en Ortopedia y Traumatología, 1ra Edición, Mc Graw-Hill, 1989, 45-56.
- 11.- Miralles R. C.: Biomecánica de la Columna, Rev. Soc. Esp. Dolor, 2001, 8, 2-8.
12. - Denis T.: Acute Thoracolumbar Burst Fractures in the Absence of Neurologic Deficit, Orthop, 1984, 189, 142-149.
- 13.-Radin

14. - Fidler M. W.: The Effect of Four Types of Support on the Segmental Mobility of the Lumbosacral Spine. J Bone Joint Surg, 1983, 65, 943-947.
- 15.- Gorgues J.: Control de Calidad en la Fabricación y adaptación de ortesis del tronco a medida. Tesis de Licenciatura. Universidad de Valencia, 2004.
- 16.- Cohi O, Viladot R.: Fajas y Corsé de Contención e Inmovilización de la Columna Vertebral, Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor, Masson, 1995, Capitulo 15.
- 17.- Rockwood and Green's.: Fracturas en el Adulto, 5ta edición, Marban, 2003, 1423-1425.
- 18.- Campbells
- 19.- Pérez Núñez M^a. Isabel.: Ortesis de la columna, Revista Española de la Osteoporosis, 1999, capítulo 29, 155-159.
20. - Wun-Jer Shen.: Nonoperative treatment Versus Posterior Fixation for Thoracolumbar Junction Burst Fractures Without Neurologic Deficit, Spine, 2001, Volume 26, 1038-1045.