PubliCE, (PubliCE) 2004

Research

Relación entre las Mediciones de Fuerza del Tronco y la Deformación de los Discos Intervertebrales Lumbares Durante Levantamientos desde la Posición Inclinada

Chad Harris[1], Mark Debeliso[1], Kent J Adams[3], Mike Climstein[4] y J. P O□Shea[2]

[1]*Center for Orthopaedic and Biomechanics Research, Department of Kinesiology, Boise State University, Boise, Idaho.*
[2]*Department of Exercise and Sport Science, Oregon State University, Corvallis, Oregon.*
[3]*Exercise Physiology Lab, University of Louisville, Louisville, Kentucky.*
[4]*Faculty of Health Sciences, Australian Catholic University, North Sydney, Australia 2141.*

RESUMEN

El dolor y las lesiones en la espalda baja son responsables de una gran parte de las perdidas de días de trabajo y de los reclamos de compensación por lesión. Se ha propuesto que una musculatura del tronco fuerte y bien acondicionada podría ser un contramedida para reducir las lesiones en la espalda baja. El propósito de este estudio fue determinar si la fuerza y el acondicionamiento de los músculos del tronco aliviaban el estrés producido en la columna lumbar durante levantamientos desde la posición inclinada. Doce sujetos varones (49.7±3.7 años) llevaron a cabo una sesión en donde se realizaron levantamientos desde la posición inclinada utilizando para esto cajones de botellas de leche (11.5kg) a una tasa de 4 repeticiones por minuto, durante 15 minutos, de acuerdo con la ecuación de NIOSH para levantamientos. Se obtuvieron imágenes fluoroscópicas laterales, antes y después de la sesión de levantamientos con los sujetos en la posición inicial (tronco flexionado), en la posición media, y en la posición final (tronco erecto) del levantamiento. Las series iniciales de imágenes fueron obtenidas sin que hubiera carga, mientras que la segunda serie de imágenes fueron obtenidas mientras los sujetos levantaban un cajón de botellas de leche de 11.5kg. Las imágenes fueron analizadas con el programa AutoCAD, donde se midió la deformación de los discos intervertebrales lumbares y los ángulos articulares por medio del cálculo de los cambios en la posición de la vértebra adyacente (L3-4 y L4-5). Se estimó que la reducción en la deformación era indicativa de reducción en el estrés. La fuerza de extensión y flexión del tronco fue medida con un dinamómetro isocinético Kin com. La resistencia en la flexión del tronco fue medida por medio de un test de flexiones de tronco de 60 segundos. La fuerza y la resistencia del tronco fueron comparadas con la deformación de los discos y los ángulos articulares para determinar si existían correlaciones significativas. Se detectaron correlaciones inversas significativas ($p<0.05$) entre: la fuerza abdominal y la deformación transversal (tronco flexionado: posiciones: r=-0.63 hasta -0.96), la resistencia abdominal y la deformación transversal (tronco erecto: r =-0.74 hasta -0.75), y entre la fuerza de los erectores de la columna y el ángulo articular formado por las vértebras L3 y L4 (tronco erecto: r=-0.60). Una musculatura del tronco fuerte y bien acondicionada se asoció con una reducción en la deformación de los discos intervertebrales lumbares y presumiblemente, con una reducción en el estrés impuesto sobre la columna lumbar.

Palabras Clave: fuerza del tronco, resistencia del tronco

INTRODUCCION

Los desordenes de la espalda producidos por el trabajo han atormentado al hombre durante siglos (1) y los años recientes no han mostrado una mejora de esta tendencia. Se estima que entre el 60-70% de los trabajadores experimentará al menos una incidencia seria de dolor en el ciático o en la espalda durante su vida (2, 3). Mitchell et al. (4) correlacionaron esta aparición de lesiones con un promedio de 28.6 días de trabajo perdidos por cada 100 trabajadores por año. De acuerdo con la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (American Academy of Orthopedic Surgeons) (5), el dolor en la espalda es la segunda causa, la primera son los resfríos, de pérdidas de días de trabajo en trabajadores menores de 45 años. Se ha estimado que los desordenes de la espalda provocados por el trabajo le cuestan a la industria de Estados Unidos un exceso de 50 billones de dólares por año (6). Una musculatura del tronco fuerte y bien acondicionada puede prevenir lesiones en la espalda baja. La musculatura de la pared anterior de la cavidad torácica consiste de los músculos, recto abdominal, oblicuos externos y oblicuos internos. Estos grupos musculares son los principales flexores del tronco y se piensa que proveen el soporte para la columna lumbar y para la cintura pélvica (7, 8). La musculatura de la pared posterior de la cavidad abdominal consiste de los músculos de la columna lumbar y de un intrincado complejo de músculos, ligamentos y fascias. Los músculos principales que producen la extensión de la columna lumbar son el dorsal largo, el intercostal y el multífido (9). Se piensa que estos músculos proveen de soporte a la columna lumbar.

En vista de los costos personales y financieros asociados con el dolor en la espalda baja, están garantizadas las investigaciones para estudiar la relación entre la fuerza/resistencia del tronco, las cargas externas y el estrés impuesto sobre la columna lumbar durante tareas de levantamiento. El propósito de este estudio fue determinar si una musculatura del tronco fuerte y bien acondicionada alivia el estrés impuesto sobre la columna lumbar durante levantamientos desde posición inclinada, reduciendo de esta manera el riesgo de lesión.

METODOS

Sujetos

Quince sujetos de entre 40 y 55 años participaron en este estudio. Los sujetos fueron reclutados de las instalaciones de una industria pesada y en el momento de la recolección de los datos no tenían dolores o lesiones en la espalda. Los sujetos tenían en promedio 20 años en el trabajo y estaban designados principalmente a la realización de labores que demandan esfuerzos físicos y posiciones asociadas con trabajos industriales pesados. Antes de su participación en el estudio, todos los sujetos fueron verbalmente informados acerca de los detalles del estudio y se les requirió que leyeran y firmaran un consentimiento informado aprobado por el Comité de Revisión Institucional de la Universidad para la utilización de sujetos humanos.

Protocolo para la Medición de la Deformación de los Discos Intervertebrales Lumbares

Las variables dependientes medidas fueron: resistencia de los discos intervertebrales (L3-L4 y L4-L5) a la deformación compresiva y anterior, y los ángulos articulares asociados con el plano sagital. La metodología utilizada para medir estas variables fue la obtención de imágenes por medio de fluoroscopía. La fluoroscopía es un procedimiento en donde los rayos X son proyectados a través del sujeto en un área anatómica de interés y se reflejan en una pantalla fluorescente, la cual a su vez emite fotones de luz. Un intensificador de imágenes se utiliza generalmente para incrementar los niveles de energía de estos fotones hasta un nivel consistente con el espectro de luz visible. Una imagen del sujeto puede verse en tiempo real por lo cual es posible monitorear movimientos dinámicos o posturas estáticas. De manera característica, las imágenes fluoroscópicas son registradas en una cinta de vídeo o digitalmente desde la salida del intensificador de imágenes. Aunque las imágenes fluoroscópicas no miden las características de los tejidos blandos, si permiten la medición de los cambios en la posición de vértebras adyacentes (10). Los cambios en la posición de vértebras adyacentes están directamente relacionados con la deformación de los discos intervertebrales y con el estrés asociado. Las imágenes fluoroscópicas laterales de sujetos en dos condiciones diferentes fueron utilizadas para determinar sus efectos sobre las variables dependientes mencionadas anteriormente. Estas dos condiciones fueron: sin carga desde una posición inclinada con la columna flexionada hasta la posición erecta, y con carga desde la posición flexionada con la columna flexionada hasta la posición erecta.

La carga levantada (11.5kg) estuvo basada en la ecuación Revisada de NIOSH para levantamientos (11), y se eligió esta carga para tener en cuenta las críticas del NIOSH a otras investigaciones en donde las cargas fueron inconsistentes con las recomendaciones del NIOSH (12). La carga fue colocada en una caja de botellas de leche de manera tal que cuando fuera

levantada desde el piso, la carga quedara suspendida justo por debajo del nivel de la cintura (Figura 1). En esta posición los brazos no interfieren con la obtención de las imágenes fluoroscópicas laterales. Además, este procedimiento de levantamiento es comúnmente realizado durante tareas de transporte manual de objetos.

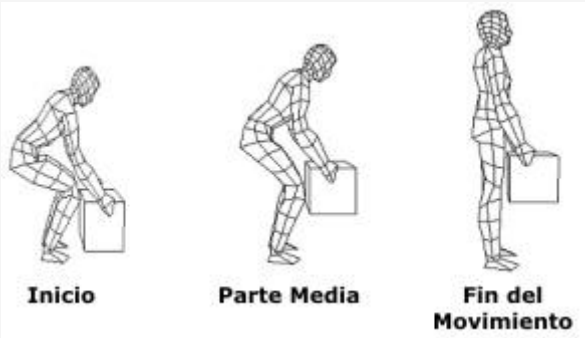


Figura 1. *Levantamiento desde la posición inclinada y posiciones donde se obtuvieron las imágenes fluoroscópicas.*

Con el propósito de alcanzar un volumen mínimo de masa levantada de manera de inducir un encogimiento de la columna (consistente con investigaciones previas), la frecuencia de levantamiento fue de 4 levantamientos por minuto durante un período de 15 minutos. La masa levantada en el período de estímulo fue de 690kg (11.5kg, período de estímulo de 15 minutos, y 4 levantamientos por minuto). Esta duración de la carga impuesta es consistente con la metodología y los hallazgos de Tyrrell, Reilly y Troup (13) y tuvo la intención de asegurar que los discos intervertebrales lumbares alcanzaran el equilibrio hidrostático debido a la carga y al patrón de carga. Los sujetos fueron monitoreados para asegurar que se realizara un movimiento controlado y repetible lo que estuvo basado en la mecánica corporal única para cada sujeto.

Las variables dependientes medidas durante la condición sin carga y en la posición erecta sirvieron como valores de referencia. Para asegurar que la carga experimentada durante el curso del día (antes de la evaluación) no produjera sesgos en las mediciones basales, se instruyó a cada sujeto para que asumiera la posición de Fowler durante seis minutos. La posición de Fowler es comúnmente recomendada para aliviar el dolor de espalda, para la realización de esta técnica los sujetos se colocan en posición supina con las rodillas y caderas flexionadas (ambas a 90º) y con las piernas apoyadas. Se ha demostrado que esta posición provoca que la estatura perdida durante el día (por el encogimiento de la columna) retorne a la condición de pre-carga (13). Otras estandarizaciones previas a la toma de las imágenes fluoroscopicas de referencia fueron mantener a los sujetos parados durante 20 minutos con su peso corporal repartido de manera equitativa en ambos pies (14, 15). Este período adicional en donde los sujetos estuvieron de pie aseguró que los discos intervertebrales retornaran al equilibrio hidrostático producido por la carga del peso corporal. Luego del período de estandarización, se tomaron las imágenes fluoroscópicas laterales de los sujetos yendo desde la posición inclinada con la columna flexionada hasta la posición erecta (sin carga). Las imágenes fluoroscópicas recolectadas proporcionaron los valores de referencia con los cuales se compararon los cambios en las variables dependientes.

El período de estimulación consistió en que los sujetos levantaran la carga de 11.5kg durante 15 minutos con una frecuencia de 4 repeticiones por minuto. Los sujetos realizaron el levantamiento desde la posición inclinada, levantando la carga desde el piso hasta la altura de los nudillos.

Luego del período de estimulación los sujetos fueron posicionados para tomar una serie de imágenes fluoroscópicas. Los sujetos se situaron uniformemente en la posición asumida para la serie inicial de imágenes fluoroscópicas. Una vez que los sujetos estuvieron apropiadamente alineados, levantaron nuevamente la carga de 11.5kg hasta la altura de los nudillos (yendo desde la posición inclinada con la columna flexionada hasta la posición erecta), mientras se tomaban las imágenes fluoroscópicas laterales.

Las imágenes fluoroscópicas fueron recolectadas por un técnico certificado. Las imágenes fueron capturadas con un sistema de fluoroscopía Infimed 2000. Se recolectaron tres imágenes fluoroscópicas para cada una de las dos condiciones. Para cada condición, la primera imagen fue tomada en la posición inicial del movimiento (en posición inclinada con la columna flexionada), la segunda imagen fue tomada en la parte media del movimiento, y la tercera imagen fue tomada en la parte final del movimiento en la posición erecta (Figura 1). La exposición total a la radiación fue menor al 60% con respecto a un examen lumbar estándar.

Entre ambas condiciones se le dio especial atención al posicionamiento sagital de los sujetos y a la distancia relativa a la plataforma y al emisor de rayos. Esto minimizó los cambios artificiales en las mediciones dependientes debido a movimientos del cuerpo fuera de plano y a la distorsión de imágenes debido a la dispersión de los haces (16). Además, para minimizar los errores, el mismo técnico realizó toda la recolección de los datos. La distancia máxima entre el emisor de rayos y la pantalla fluorescente fue de 80cm. Por lo tanto los sujetos fueron posicionados de manera tal que la columna lumbar quedara centrada en el punto medio entre el emisor y la pantalla fluorescente (i.e., aproximadamente 40cm). El haz de rayos fue centrado a la altura de la cuarta vértebra lumbar, lo cual minimizó la distorsión de los haces en las articulaciones L3-L4 y L4-L5.

Una cuadrícula de calibración (1/8 x 1/8"; 3.175 x 3.175mm) fue colocada a la misma profundidad que la columna lumbar de los sujetos. El tamaño verdadero de este cuadriculado permitió el cálculo de las medidas cinemáticas reales recolectadas en las imágenes fluoroscópicas. Esto es equivalente al método de multiplicación utilizado en la cinematografía. Las imágenes fluoroscópicas fueron importadas en un programa de AutoCAD versión 12 (AutoDesk Inc.) para los posteriores análisis.

La cuadrícula de calibración de 18” x 18” proporcionó un medio para caracterizar la distorsión dentro del campo fluoroscópico. La comparación del tamaño del cuadriculado se hizo en el campo fluoroscópico, donde las mediciones se registraron con una variación menor a 0.10mm. Sin embargo la varianza medida no pudo ser explícitamente atribuida a la distorsión del campo o a la variabilidad del tamaño verdadero de la cuadricula de calibración. Debido a que la distorsión de las imágenes fluoroscópicas fue comparable a la observada en estudios previos (17), se estimó que en este estudio también fue despreciable.

La deformación de los discos intervertebrales fue caracterizada de manera similar a la caracterización realizada por Kanayama et al. (17). Se estableció un sistema de coordenadas local (Figura 2) para definir la deformación de los discos, tanto para el disco de L3-L4 como para el disco de L4-L5. En el sistema de coordenadas local para L4-L5, el ángulo posterior y superior de L5 sirvió como el origen. El eje X se extiende a lo largo del borde superior de la quinta vértebra lumbar y el eje Y es perpendicular a este borde. El desplazamiento (X e Y) de las esquinas inferiores (anterior B y posterior C) de L4 sirvieron como una medición de la deformación del disco de L4-L5. Los desplazamientos X e Y definieron la resistencia a al deformación del disco y la deformación compresiva del disco, respectivamente. Un sistema de coordenadas local similar fue establecido para la unión L3-L4. El desplazamiento de las esquinas inferiores (anterior B y posterior C) de L3 sirvió como una medida de la deformación del disco de L3-L4. Los desplazamientos X e Y definieron la deformación transversal y la deformación compresiva del disco, respectivamente. Los sistemas de coordenadas locales a partir de los cuales se registraron los desplazamientos y las mediciones angulares fueron establecidos mediante la utilización del programa AutoCad versión 12 (AutoDesk Inc.). Las siluetas de las vértebras L3, L4 y L5 fueron esbozadas. El sistema de coordinadas local para L3-L4 fue fijado en el borde superior de la silueta de L4. El sistema de coordinación local para L4-L5 fue fijado al borde superior de la silueta de L5. Estas siluetas fueron mantenidas en capas, para que pudieran ser recuperadas y superpuestas con otras imágenes. Este procedimiento es esencialmente el mismo que el descrito por Dvorak et al. (18), excepto que las siluetas fueron generadas y superpuestas con el programa AutoCAD en lugar de hacerlo a mano (ver Figura 2).

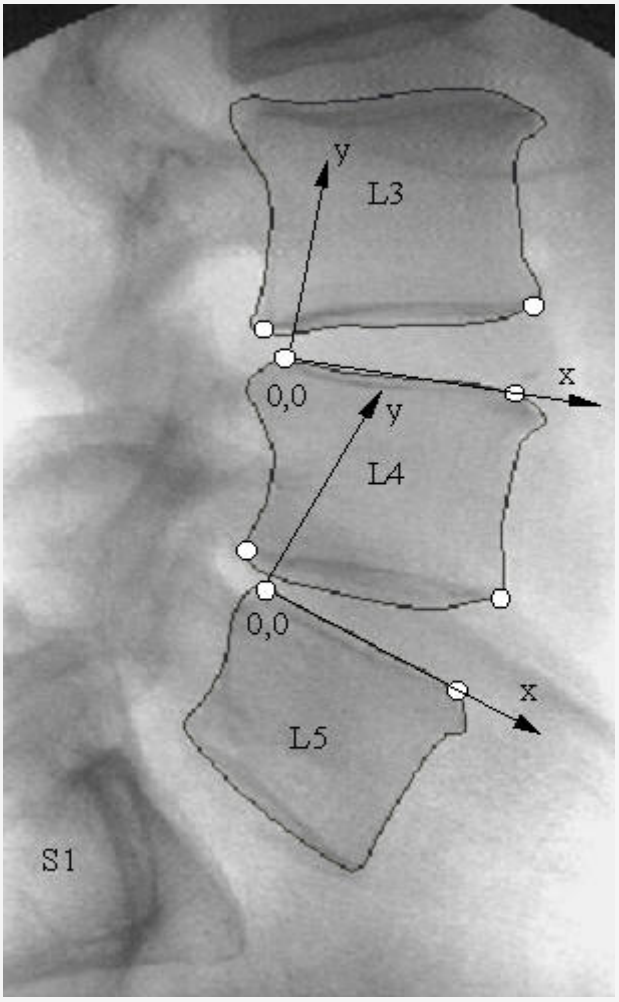


Figura 2. *Sistemas de coordenadas lumbares para las uniones de los discos intervertebrales de L3-L4 y L4-L5.*

Todas las imágenes fueron analizadas por el mismo investigador. Con el propósito de cuantificar la varianza o reproductibilidad intra-observador se seleccionaron 20 imágenes de manera aleatoria para realizar un nuevo análisis. La correlación entre las mediciones repetidas fue de 0.99 y la media y el desvío estándar de la diferencia intra-observador fue 0.00±0.12mm (19). Todas las diferencias intra-observador estuvieron dentro de los ±2 DE de la media.

Protocolos para la Medición de la Fuerza del Tronco

La fuerza muscular de los extensores y de los flexores del tronco fue medida con un dinamómetro isocinético (Kin Com, model H5000, Chattecx Corporation Chattanooga, TN). Los test isocinéticos miden la fuerza muscular ejercida a través de un rango de movimiento para un ejercicio particular mientras que la velocidad se mantiene constante. Se ha reportado que confiabilidad de la máquina Kin Com esta dentro del rango de r=0.97 a 0.99 (20, 21).

Antes de la recolección de los datos acerca de la fuerza del tronco, los sujetos realizaron una entrada en calor. Los sujetos realizaron cinco minutos de ciclismo en una bicicleta fija seguido de ejercicios de estiramiento suaves. Los estiramientos fueron los siguientes: rodillas al pecho, estiramiento lateral del tronco, estiramiento de los isquiotibiales y sentadilla. Luego de la entrada en calor, los sujetos realizaron cinco pruebas de entrada en calor tanto para la extensión como para la flexión del tronco permitiendo de esta manera que los sujetos se acostumbraran a la especificidad de la velocidad y al rango de movimiento de la máquina Kin Com. El rango de movimiento fue de -15 as +15º para la extensión y de 0 a +15º para la flexión. La velocidad de movimiento se mantuvo constante a 15º/s tanto para la prueba de extensión como para la prueba de flexión. Luego de realizar las cinco pruebas de entrada en calor, los sujetos realizaron cuatro pruebas máximas. Se realizó un período de recuperación de 2-3 minutos entre cada prueba para asegurar que los sujetos tuvieran una recuperación adecuada.

Resistencia en el Movimiento de Flexión del Tronco

El protocolo fue administrado para medir la resistencia en el movimiento de flexión de la musculatura abdominal. Para lograr esto, los sujetos realizaron un test de flexiones de 60 segundos de manera similar a la descripta por Donatelle, Snow-Harter y Wilcox (22).

Análisis Estadísticos

Se realizaron correlaciones de Pearson para determinar si existía alguna correlación significativa entre las mediciones de fuerza del tronco (flexión y extensión), la resistencia en el movimiento de flexión y la deformación de los discos intervertebrales L3-L4, L4-L5, o los ángulos articulares. Se utilizó una matriz de correlación para identificar valores de r mayores o iguales a 0.57. Se estimó que una correlación era significativa si r≥0.57. Este nivel de significación se basa en análisis a una cola con α=0.05 y 10 grados de libertad (23). Asumiendo que un tamaño del efecto de r≥0.60 no es significativo, se puede pronosticar una fortaleza estadística del 71% para una muestra de n=12 sujetos (24). Solo 12 sujetos completaron este estudio.

Sujetos	Talla (cm)	Masa Corporal (kg)	Edad (años)
Media±DE	177.4±6.4	87.0±10.7	49.7±3.7

Tabla 1. *Características de los sujetos.*

RESULTADOS

Características de los Sujetos

Quince sujetos reclutados de Teledyne Wah-Chang (Albany Oregon) participaron en este estudio. Los sujetos tenían en promedio 20 años de antigüedad trabajando para Teledyne y estaban asignados principalmente a la realización de labores de alta demanda física y posiciones asociadas con tareas industriales pesadas. Los valores medios de la talla, masa corporal y edad se muestran en la Tabla 1.

La separación de sujetos de la muestra fue la siguiente: las imágenes de uno de los sujetos se distorsionaron por movimientos fuera del plano y por lo tanto no fueron incluidas en los análisis, otro sujeto sufrió de dolores de espalda durante los levantamientos y no completo la parte de la toma de imágenes, y uno de los sujetos no pudo participar durante la recolección de datos de la fuerza del tronco. Por lo tanto, para los cálculos de correlación entre la fuerza/resistencia del tronco, la deformación de los discos intervertebrales y de los ángulos de los segmentos articulares, se utilizaron los datos de 12 sujetos.

Deformación de los Discos Intervertebrales

Los datos de la deformación de los discos intervertebrales se presentan en las Tablas 2 y 3. Los datos sobre la deformación de los discos fueron utilizados en los análisis de correlación junto con los datos de fuerza en la flexión y extensión del tronco.

Posición Corporal	L3-4				
	B		C		
	ΔX	ΔY	ΔX	ΔY	Angulo
De pie Erecto	0.34±0.21	-0.66±0.47	0.37±0.22	-0.80±0.33	12.8±3.7
Rango Medio	2.18±0.83	-3.31±1.33	1.44±0.67	1.91±1.07	4.5±4.4
Tronco Flexionado	2.83±1.08	-4.19±1.21	2.01±0.75	2.84±1.46	1.7±4.7

Tabla 2. *Deformación del disco L3-4 (mm) y ángulos articulares (grados) luego de 15 minutos de levantamientos desde la posición*

inclinada.

Posición Corporal	L4-5				
	B		C		
	ΔX	ΔY	ΔX	ΔY	Ángulo
De pie Erecto	0.43±0.28	-0.77±0.40	0.42±0.23	-0.75±0.54	15.9±5.1
Rango Medio	2.54±1.46	-3.78±1.80	1.43± 0.94	2.15±1.31	6.2±5.7
Tronco Flexionado	3.20±1.85	-4.32±1.92	1.96±1.25	2.75±1.43	4.3 ±5.2

Tabla 3. *Deformación del disco L4-5 (mm) y ángulos articulares (grados) luego de 15 minutos de levantamientos desde la posición inclinada.*

Fuerza durante la Flexión Isocinética del Tronco

La fuerza durante la flexión del tronco medida en el dinamómetro isocinético Kin Com se muestra en la Tabla 4. La fuerza durante la flexión isocinética del tronco fue comparada con la deformación compresiva y la deformación transversal en los discos intervertebrales. Al comienzo del movimiento (posición inclinada con el tronco flexionado), se observaron correlaciones significativas entre la fuerza en la flexión y la deformación transversal de los discos intervertebrales en las uniones L3-L4 y L4-L5 (r=-0.63 a -0.96). En la porción media del movimiento, se observaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión y la deformación transversal de los discos intervertebrales en la unión L3-L4 (r=-0.83 a -0.96). No se detectaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión y la deformación compresiva de los discos ni en la unión L3-L4 ni en la unión L4-L5 en ninguna de las posiciones de flexión del tronco.

En la posición erecta, no se detectaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión y la deformación compresiva o transversal en los discos intervertebrales. Además, no se detectaron correlaciones significativas entre la fuerza isocinética de flexión en el tronco y los ángulos articulares de L3-L4 o L4-L5.

Fuerza durante la Extensión Isocinética del Tronco

La fuerza durante la extensión isocinética del tronco medida en el dinamómetro isocinético Kin Com se muestra en la Tabla 4. La fuerza de extensión del tronco fue comparada con la deformación compresiva y de transversal de los discos intervertebrales. No se hallaron relaciones significativas entre la fuerza de extensión y la deformación compresiva o transversal de los discos, para ninguna de las posiciones corporales durante el levantamiento. Sin embargo, se detectó una correlación significativa entre la fuerza isocinética de extensión y el ángulo articular en L3-L4 en la posición erecta (r =-0.60).

Resistencia en la Flexión del Tronco

Los valores medios de resistencia en la flexión del tronco medidos con el test de 60 segundos se muestran en la Tabla 4. La resistencia en la flexión del tronco fue comparada con la deformación compresiva y transversal de los discos intervertebrales. Al comienzo del movimiento (en posición inclinada con la columna flexionada) y en la parte media del movimiento, no se detectaron correlaciones significativas entre la resistencia en la flexión y la deformación transversal y compresiva, tanto en L3-L4 como en L4-L5.

Medición	Mean±SD
Fuerza de Extensión del Tronco (Newtons)	993±320
Fuerza de Flexión del Tronco (Newtons)	660±128
Valor del Test de Flexiones (rep/min)	44±9

Tabla 4. *Mediciones de fuerza y resistencia del tronco.*

Al final del movimiento (en la posición erecta), se hallaron correlaciones significativas entre la resistencia en la flexión y la deformación transversal del disco intervertebral en la unión L3-L4 (r=-0.74 a -0.75). No se detectaron correlaciones significativas entre la resistencia en la flexión y la deformación compresiva de los discos. Además, no se detectaron correlaciones significativas entre la resistencia en la flexión y los ángulos articulares en L3-L4 o L4-L5.

DISCUSION

El objetivo de este estudio fue determinar si la fuerza isocinética del tronco y la resistencia abdominal tenían un impacto favorable sobre la reducción de la deformación de los discos intervertebrales y el mantenimiento de una lordosis normal en la columna lumbar. Las mediciones de fuerza y resistencia fueron comparadas con la deformación de los discos intervertebrales lumbares y con los ángulos articulares luego de 15 minutos de levantamientos desde una posición inclinada tal como lo indican los lineamientos de levantamientos aprobadas por NIOSH (11).

La fuerza de flexión isocinética del tronco fue comparada con las fuerzas de deformación compresiva y transversal de los discos intervertebrales. Al inicio del movimiento (en posición inclinada con la columna flexionada), se observaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión y la deformación transversal de los discos, tanto en la unión L3-L4 como en la unión L4-L5. Las correlaciones estuvieron en un rango que fue de -0.63 a -0.96. El signo negativo indica que la mayor fuerza de flexión esta asociada con una menor deformación transversal en el disco intervertebral. No se detectaron correlaciones entre la fuerza de flexión y la deformación compresiva de los discos en esta posición. Parece que en esta posición, la fuerza de flexión abdominal está asociada con una reducción significativa del estrés provocado por las fuerzas transversales que actúan sobre la columna lumbar, teniendo poco o ningún efecto sobre el estrés provocado por las fuerzas compresivas.

En la parte media del movimiento, se hallaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión isocinética y la deformación transversal en el disco en la unión L4-L5. Las correlaciones estuvieron en un rango que fue desde -0.83 hasta -0.96. El signo negativo indica que la mayor fuerza isocinética de flexión está asociada con una menor deformación transversal en el disco. Aparentemente en esta posición la fuerza abdominal está asociada con una reducción significativa del estrés provocado por la deformación transversal en la columna lumbar.

En la posición erecta, no se detectaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión isocinética y las deformaciones compresivas o transversales. Además, no se hallaron correlaciones significativas entre la fuerza de flexión del tronco y los ángulos articulares en L3-L4 o en L4-L5. Los datos sugieren que la fuerza de flexión del tronco no tiene un impacto medible sobre la cantidad de estrés compresivo o de transversal encontrado en la columna lumbar o sobre la magnitud de la lordosis en esta posición.

En las posiciones en las que el tronco estaba flexionado (inicio y parte media del movimiento de levantamiento), las cargas sobre la columna debidas a los segmentos corporales y al peso levantado son soportadas más por una carga axial debida al momento conservativo generado por los erectores de la columna, en oposición a la carga directa axial sobre la columna lumbar. Además, debido al incremento de los ángulos del tronco en la posición de flexión, las fuerzas transversales en el tronco son más grandes. La fuerza muscular abdominal es acompañada por un incremento en el IAP debido a un incremento de la actividad de tensión muscular. Debido a que las cargas sobre la columna son mayores durante las posiciones de flexión del tronco (9), es probable que la fuerza abdominal sea responsable de la generación de IAP. Es probable que en las posiciones en donde el tronco está flexionado, la fuerza abdominal sea la responsable de estabilizar al mismo por medio de un incremento en el IAP (el mecanismo del IAP y de la estabilización del tronco serán discutidos más abajo). Si este fuera el caso, esto explicaría porque se hallaron correlaciones significativas entre la fuerza abdominal y la reducción del estrés provocado por la deformación transversal sobre la columna lumbar en posiciones donde el tronco está flexionado.

La fuerza de extensión isocinética del tronco se comparó con la fuerza de deformación compresiva y transversal en los discos intervertebrales. No se hallaron correlaciones significativas entre estas variables para ninguna de las posiciones corporales durante el levantamiento tanto en L3-L4 como en L4-L5. La falta de relación entre estas variables sugiere que la fuerza de los erectores de la columna no tiene un impacto medible sobre la cantidad de estrés provocado por las deformaciones compresivas y transversales encontradas en la columna lumbar durante tareas de levantamiento de esta naturaleza. Se detecto una correlación significativa entre la fuerza de extensión isocinética y el ángulo articular en L3-L4

en la posición erecta. La magnitud de esta correlación fue de -0.60. El signo negativo indica que la mayor fuerza de extensión del tronco está asociada con un menor incremento en la lordosis lumbar. Los datos sugieren que la fuerza de extensión del tronco esta asociada con la magnitud de la lordosis lumbar en esta posición durante levantamientos de esta naturaleza.

Cailliet (7) discutió acerca de la relación entre la acentuación de la lordosis lumbar y el dolor en la espalda baja. Durante condiciones en donde se adoptan posturas lordóticas excesivas, los elementos posteriores de las unidades funcionales se aproximan. Los diversos tejidos inervados por los nervios se vuelven sitios potenciales de nocicepción. Si la fuerza de los erectores de la columna tiene la función de minimizar los cambios lordóticos durante las tareas de levantamiento, entonces es posible que el fortalecimiento de este grupo muscular pueda servir para reducir el riesgo potencial de dolores en la espalda baja.

Wilby, Linge, Reilly y Troup (8) compararon la fuerza isométrica de la espalda con la pérdida de estatura. La fuerza de la espalda estuvo significativa e inversamente correlacionada con la perdida de estatura. Las implicaciones de sus hallazgos sugieren que una espalda fuerte reduce la carga sobre la columna lumbar. En este estudio, la fuerza isocinética de los extensores de la columna no exhibió correlación alguna con la deformación compresiva de los discos. Por lo tanto este estudio no respalda los hallazgos de Wilby, Linge, Reilly y Troup (8). La incongruencia entre los resultados de estos dos estudios puede deberse a la comparación de la pérdida total de estatura de la columna en un estudio y la pérdida de estatura localizada (deformación compresiva de los discos) en otro. La suma de las deformaciones compresivas de los discos a lo largo de toda la columna debería igualar la pérdida de estatura. Además, es posible que el método de medición de la fuerza, isométrico versus isocinético pueda de alguna manera explicar la falta de similitudes entre los hallazgos de los dos estudios.

La resistencia en la flexión del tronco fue comparada con las fuerzas compresivas y transversales de deformación de los discos intervertebrales. En el inicio del movimiento (en posición inclinada con la columna flexionada), no se hallaron correlaciones significativas entre la resistencia en la flexión y la deformación compresiva o transversal en los discos ni en L3-L4 ni en L4-L5. La resistencia abdominal parece no tener un impacto medible sobre la reducción del estrés compresivo o transversal hallado por la columna lumbar en esta posición. En la parte media del movimiento, no se detectaron correlaciones significativas entre la resistencia en la flexión y la deformación transversal o compresiva de los discos, tanto en L3-L4 como en L4-L5. Por lo tanto la resistencia abdominal no parece tener un impacto medible sobre la reducción del estrés por deformación compresiva o transversal encontrado por la columna lumbar en esta posición.

Al final del movimiento (en la posición erecta), se hallaron correlaciones significativas entre al resistencia a la flexión y la deformación de corte en el disco en la articulación L3-L4. Las correlaciones estuvieron en un rango que fue desde -0.74 hasta -0.75. El signo negativo indica que la mayor resistencia a la flexión esta asociada con una menor deformación de corte en el disco. No se hallaron correlaciones significativas entre la resistencia a la flexión y la deformación compresiva en esta posición. Además, no se detectaron correlaciones significativas entre la resistencia a la flexión y los ángulos articulares en L3-L4 y en L4-L5. Aparentemente en esta posición la resistencia abdominal reduce significativamente el estrés provocado por la deformación corte sobre la columna lumbar mientras que no tiene un efecto medible sobre el estrés provocado por la deformación compresiva o la magnitud de la lordosis lumbar.

En la posición erecta, las cargas sobre la columna debido a los segmentos corporales y a la carga levantada son soportadas más por una carga axial de la columna lumbar en oposición a la carga axial debida al momento conservativo generado por los erectores de la columna. Además, debido a la reducción del ángulo de la columna en la posición erguida, las fuerzas transversales en el tronco se reducen dramáticamente. El incremento en el IAP probablemente acompaña a las contracciones musculares asociadas con la resistencia muscular abdominal. El IAP debido a las contracciones musculares asociadas con la resistencia muscular abdominal en la posición erguida es probablemente mucho menor que el IAP debido a las contracciones musculares asociadas con la fuerza abdominal en posiciones de flexión del tronco. Debido a que las cargas sobre la columna se ven reducidas durante la posición erguida, es posible que la resistencia muscular sea la responsable de generar el IAP. Es probable que en la posición erguida se la resistencia muscular y no la fuerza muscular, la responsable de la estabilización del tronco (el mecanismo del IAP y de la estabilización del tronco se discutirá más adelante). Si este fuera el caso, entonces esto podría explicar porque se hallaron correlaciones significativas entre la resistencia muscular abdominal y la reducción del estrés provocado por la deformación transversal en la columna lumbar.

McGill y Norman (25) hipotetizaron que el IAP estaba probablemente relacionado con un mecanismo por el cual la columna lumbar es estabilizada con poco o ningún efecto sobre la reducción de las cargas de compresión. McGill (9) sugirió que “la columna puede parecerse a una varilla flexible y bajo cargas de compresión se doblará”. Esta teoría asume que la columna vertebral y el tronco se comportan como una columna. Los fallos agudos en la columna lumbar (lesiones tisulares) se parecen al pandeo de una columna de material. La teoría del pandeo de columnas sugiere que el pandeo límite de una columna puede incrementarse por medio del incremento del momento de inercia (I) del área o por medio de proveer a la columna de un soporte lateral (26). La fuerza y la resistencia abdominal pueden incrementar el límite de pandeo de la

columna vertebral. La adición de fuerza y resistencia abdominal deben ser acompañadas por un incremento en el momento de inercia (I) del tronco y de la columna vertebral, mejorando de esta manera el límite de pandeo. La fuerza y la resistencia abdominal tienen un impacto directo sobre el desarrollo activo y pasivo de tensión muscular. Una mayor tensión muscular abdominal está asociada con el incremento en el nivel de IAP. El incremento en el IAP es el resultado de la tensión muscular activa y pasiva que actúa directamente sobre la pared posterior de la cavidad abdominal. Esencialmente, la cavidad abdominal actúa como un recipiente de presión (27). Una fuerza dirigida normalmente es aplicada igualmente a toda la superficie interna de la cavidad abdominal. La pared posterior de la cavidad abdominal coincide con la perspectiva anterior de las unidades funcionales de la columna lumbar. El incremento en el IAP es directamente aplicado a las unidades funcionales y de esta manera soporta a la columna vertebral y mejora la estabilidad. Además, el área de superficie de la pared posterior de la cavidad abdominal actúa como una "vela" conectada a la columna lumbar que actúa como un mástil. El efecto de la vela recibe la fuerza ejercida por el IAP y produce por si misma la estabilización de la columna lumbar. Esta idea puede visualizarse mejor de la siguiente manera: cualquier presión que sea ejercida contra la pared anterior de la cavidad abdominal será equivalente a la presión ejercida contra la pared posterior de la cavidad abdominal, estabilizando de esta manera la columna lumbar.

Es probable que el IAP tenga numerosos efectos indirectos sobre la estabilización de la columna lumbar. Gracovetsky, Farfan, y Lamy (28) postularon dos teorías acerca de cómo el IAP puede facilitar la reducción de las cargas de compresión sobre la columna lumbar. Primero, el incremento en el IAP, facilitado por la contracción muscular abdominal puede crear una fuerza hidráulica que causa una tensión posterior sobre los tejidos extensores, generando de esta manera un momento conservativo. Segundo, la contracción de los músculos oblicuos internos y del transverso del abdomen ejerce una tensión lateral sobre la fascia lumbodorsal, acortando esta fascia. El acortamiento de la fascia tira de los procesos posteriores de la columna vertebral por medio del efecto Poisson. Por lo tanto, se genera un momento conservativo, reduciendo la carga de compresión sobre la columna lumbar. La teoría del momento conservativo propuesta por estos autores fue re-examinada en posteriores trabajos y se estimó que no tiene un efecto significativo (29). De manera más probable, el impacto del incremento en el IAP sobre estas estructuras es el de incrementar el momento de inercia reduciendo la tasa de acortamiento de la columna lumbar. Cuando estos tejidos pasivos son pre-estresados por medio del IAP, se vuelven miembros activos de la columna que soportan la carga. Como miembros de la columna que soportan la carga activa, estos tejidos incrementan la distribución de la masa, lo cual a su vez incrementa el momento de inercia de área y el límite crítico de pandeo. El incremento de la distribución de la masa incrementa el radio de rotación. El incremento en el radio de rotación reduce la tasa de acortamiento (largo de la columna/radio de rotación); el cuadrado de la tasa de acortamiento es inversamente proporcional al estrés crítico en el pandeo (26). La acción de los músculos erectores de la columna es esencialmente nula al comienzo de los levantamientos cuando el tronco esta en posición de flexión (7). Cualquier soporte para la columna lumbar por medio del incremento del IAP pre-estresando los tejidos pasivos podría ser de gran importancia en términos de minimizar el potencial de pandeo de la columna vertebral.

McGill (9) discutió acerca de un efecto similar, "la co-contracción de la musculatura de la columna lumbar puede cumplir con el rol de cables de estabilización anclados a cada vértebra lumbar evitando el pandeo". Si la hipótesis de McGill y Norman es válida entonces la contención relacionada con el IAP y con la estabilización de la columna lumbar presentada en párrafos anteriores debería tener cierta validez.

Los resultados presentados sugieren que la fuerza abdominal esta asociada con la reducción del estrés provocado por la deformación transversal sobre la columna lumbar durante condiciones en las cuales el tronco está flexionado. La resistencia abdominal está asociada con la reducción del estrés provocado por la deformación transversal sobre la columna lumbar en condiciones en las cuales el tronco esta erguido. La fuerza de los erectores de la columna no estuvo relacionada con la descarga de la columna lumbar en cualquier posición. Sin embargo, se hallo que era efectiva en el mantenimiento de una lordosis normal durante las tareas de levantamiento, una vez que el tronco retorna a la posición erguida.

Los resultados respaldan la idea de que la fuerza y la resistencia abdominal dan sostén a la columna lumbar. De gran interés es la forma en la cual se le da sostén a la columna, reduciendo el estrés provocado por la deformación transversal. Cailliet (7) sugirió que los microtraumas acumulativos en las placas terminales de los discos como resultado de cargas de compresión derivan en la subsecuente privación de nutrientes al disco debido a la interrupción del proceso de inhibición. La degeneración de los discos, resulta en una siempre creciente probabilidad de lesión. Las propiedades mecánicas exhibidas por los discos lumbares sugieren que los discos fallan primero ante la deformación transversal que ante la deformación de compresión. Siendo este el caso, entonces se podría hipotetizar que las fallas en la interfase fibrilar de la placa terminal anular de los discos están relacionadas en mayor proporción al estrés provocado por la deformación transversal en oposición al estrés provocado por la deformación de compresión. Si bien anteriormente se propuso que los fallos agudos en la columna pueden estar ligados al pandeo de la columna, este fallo eventual agudo es sin lugar a dudas influenciado por la degeneración crónica de las placas terminales de los discos debido a las cargas de compresión y transversales. Si la fuerza y la resistencia abdominal son responsables de la reducción del estrés provocado por la deformación transversal en la columna lumbar, como lo sugieren los datos, entonces para mantener la salud de los discos intervertebrales es imperativo el mantenimiento y/o el desarrollo de dicha fuerza y resistencia. Además, si durante los

levantamientos la fuerza de los erectores de la columna está asociada con el mantenimiento de la lordosis lumbar normal con el tronco en posición erguida, entonces el desarrollo de dicha fuerza puede reducir el riesgo de dolor en la espalda baja asociado con la acentuación de la lordosis lumbar.

CONCLUSION

Dentro de las limitaciones de este estudio, se puede concluir que:

Los sujetos con mayor fuerza abdominal sufren menos estrés provocado por la deformación transversal en la columna lumbar, mientras realizan levantamientos desde posición inclinada con el tronco flexionado.

Los sujetos que tienen una mayor resistencia abdominal sufren menos estrés provocado por la deformación transversal en la columna lumbar, mientras realizan levantamientos con el tronco en posición erguida.

Los sujetos que tienen mayor fuerza en los erectores de la columna tienen una mayor capacidad para mantener la lordosis lumbar normal mientras realizan levantamientos con el tronco en posición erguida.

Para determinar si existe una relación causal entre estas variables, se debería realizar un estudio longitudinal. La premisa es que si los niveles de fuerza y resistencia del tronco son incrementados por medio de un programa de entrenamiento de la fuerza y de acondicionamiento, debería entonces tener lugar una reducción en el estrés lumbar durante tareas de levantamiento. Asumiendo que se manifieste una relación causal, entonces los profesionales de la salud tendrían precedentes para prescribir un programa de entrenamiento que tenga como objetivo la mejora de la fuerza y la resistencia abdominal, así como también la mejora de la fuerza de los erectores de la columna. Teniendo en cuenta la falta de un estudio longitudinal de estas características, los datos del presente estudio respaldan la idea de que una musculatura del tronco fuerte y bien acondicionada alivia el estrés encontrado por la columna lumbar.

Dirección para el envío de correspondencia

M. DeBeliso, Center for Orthopaedic and Biomechanics Research, Department of Kinesiology, Boise State University, 1910 University Drive, Boise, Idaho 83725. Teléfono: (208) 426-1056; Fax: (208) 426-1894; correo electrónico: mdebelis@boisestate.edu

REFERENCIAS

1. Imker FW (1994). The back support myth. *Ergonomics in Design 9-12*
2. Andersson GBJ (1981). Epidemiological aspects on low back pain in industry. *Spine; 6:53-60*
3. Pope MH, Andersson GBJ, Frymoyer JW, Chaffin DB (1991). Occupational Low Back Pain: Assessment, Treatment and Prevention. *St. Louis: Mosby Year Book*
4. Mitchel LV et al (1994). Effectiveness and cost-effectiveness of employer-issued back belts in areas of high risk for back injury. *J Occup Med; 36(1):90-94*
5. American Academy of Orthopedic Surgeons (2000). Low Back Pain. *http://orthoinfo.aaos.org*
6. Apts DW (1992). Back injury prevention handbook. *Boca Raton, FL: Lewis*
7. Cailliet R (1988). Low Back Pain Syndrome. *Philidalphia: F. A. Davis*
8. Wilby J, Linge K, Reilly T, Troup JDG (1987). Spinal shrinkage in females: circadian variation and the effects of circuit weight-training. *Ergonomics; 30(1):47-54*
9. McGill S (2002). Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation. *Champaign: Human Kinetics*
10. Wiltse LL, Winter RB (1983). Terminology and measurement of spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg; 65A (6):768-772*
11. Waters TA, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics; 36(7):749-776*
12. National Institute for Occupational Health and Safety (1994). Workplace use of back belts (DHHS Publication No. 94-122). *Cincinnati, OH: National Institute for Occupational Safety and Health*
13. Tyrrell AR, Reilly T, Troup J (1985). Circadian variations in stature and the effect of spinal loading. *Spine; 10 (2): 161-164*
14. Boocock MG, Garbutt G, Linge K, Troup J (1988). The effects of gravity inversion on exercise-induced spinal loading. *Ergonomics; 31(11):1631-1637*
15. Bourne ND, Reilly T (1991). Effect of a weight lifting belt on spinal shrinkage. *Br J Sports Med; 25 (4):209-212*
16. Comstock CP, Carragee EJ, O'Sullivan GS (1994). Spondylolisthesis in the young athlete. *The Phys Sports Med; 22 (12):39-46*

17. Kanayama M, Tadano S, Kaneda K, Ukai T, Abumi K, Ito M (1995). A cineradiographic study of the lumbar disc deformation during flexion and extension of the trunk. *Clin Biomech; 10(4):193-199*
18. Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG, Theiler R, Grob D (1991). Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine: Flexion-extension and lateral bending. *Spine; 16(5):562-571*
19. Bland JM, Altman DG (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet; 1:307-310*
20. Farrel M, Richards JG (1986). Analysis of the reliability and validity of the kinetic communicator exercise device. *Med Sci Sports Exerc; 18(1): 44-49*
21. Mayhew TP, Rothstein JM, Finucane SD (1989). Reliability and accuracy of an isokinetic dynamometer. *Kin-Com Clinical Resource Kit, Chattanooga, TN: Chattecx Corp*
22. Donatelle R, Snow C, Wilcox A. Wellness (1999). Choices for Health and Fitness (2nd). *Belmont, CA: Wadsworth Publishing Company*
23. Thomas JR, Nelson JK (1985). Introduction to Research in Health, Physical Education, Recreation, and Dance. *Champaign: Human Kinetics*
24. Cohen J (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. *Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates*
25. McGill SM, Norman RW (1993). Low back biomechanics in industry: The prevention of injury through safer lifting. *In M. D. Grabiner (Ed.), Current Issues in Biomechanics. Champaign: Human Kinetics*
26. Gere JM, Timoshenko SP (1990). Mechanics of Materials. *Boston: PWS-KENT*
27. Farfan HF (1973). Mechanical disorders of the low back. *Philadelphia: Lea & Febiger*
28. Gracovetsky S, Farfan HF, Lamy C (1981). Mechanisms of the lumbar spine. *Spine; 6(1):249-262*
29. McGill SM, Norman RW (1988). The potential of lumbodorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts. *J Biomed Eng; 10:312-318*

Cita Original

M. DeBeliso, J. P. OShea, C. Harris, K. J. Adams, M. Climstein The Relation Between Trunk Strength Measures and Lumbar Disc Deformation During Stoop Type Lifting. JEPonline; 7 (6): 16-26, 2004.