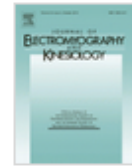




Diario de electromiografía y Kinesiología

Volumen 24, Número 5 de octubre de 2014, páginas 652-665



La actividad muscular y la carga sobre la columna vertebral durante los ejercicios de tracción: Influencia de las superficies de contacto estables y lábiles y de las instrucciones técnicas

Stuart M. McGill, Jordan Cannon, Jordan T. Andersen

Resumen

Este estudio examinó los ejercicios de tracción realizados sobre superficies estables y sobre correas de suspensión inestables. Las preguntas específicas incluyeron: qué ejercicios desafiaron músculos particulares, cuál fue la magnitud de la carga resultante sobre la columna vertebral, y si la instrucción técnica influyó sobre los resultados. Catorce hombres realizaron tareas de tracción mientras que la actividad muscular, la fuerza externa, y el movimiento corporal segmentario en 3D fueron registrados. Estos datos fueron procesados e introducidos en un sofisticado modelo anatómicamente detallado en 3D que utiliza la actividad muscular y la cinemática de los segmentos corporales para estimar la fuerza muscular, de esta manera el modelo fue sensible a la elección individual del control motor para cada tarea. Se utilizaron las fuerzas musculares y las cargas articulares segmentarias vinculadas para calcular las cargas sobre la columna vertebral. Se realizaron gradaciones de la actividad muscular y de las características de carga raquídea de cada tarea. Parece que las correas de suspensión alteran menos la actividad muscular en los ejercicios de tracción, que en comparación con los estudios que informan sobre los ejercicios de empuje. Los ejercicios de chin-up y pull-up provocaron la mayor carga sobre la columna vertebral, ya que requirieron la mayor activación muscular, a pesar de estar el cuerpo "suspendido" bajo la tracción de la carga gravitacional. La instrucción de centrar el hombro a través de la retracción aumentó la carga raquídea, pero, sin duda, añade rigidez proximal. Se construyó un atlas de ejercicios de compresión raquídea para ayudar con la decisión sobre el proceso de elección de ejercicios para cada individuo.

Palabras clave: Superficies de contacto lábiles; ejercicios de tracción; instrucción técnica; correas de suspensión

1. Introducción

Los movimientos de tracción son reconocidos como una categoría fundamental del movimiento humano (Santana, 2000). Como actividad funcional diaria común, son inherentes a cualquier programa de entrenamiento bien equilibrado. Dada la necesidad de orientar a aquellos que tienen que preparar la capacidad de tracción, nos vimos motivados por investigar mecanismos básicos de traccionar utilizando tanto superficies estables y lábiles en contacto con las manos.

Se han realizado varios estudios sobre ejercicios de tracción que han descrito la técnica (Graham, 2001, Graham, 2004 y Pierce, 1998) y sólo uno que ha abordado las estimaciones de la carga articular basada en los niveles de activación muscular (Fenwick et al., 2009). Sin embargo, hasta donde los autores son conscientes, no hay estudios que evalúen la posibilidad de entrenar la técnica de influir sobre la actividad muscular y la carga sobre la columna vertebral; aparte de un estudio en conjunción sobre la evaluación de ejercicios de empuje (McGill et al., 2014). Está claro que los músculos del tronco generan fuerza para crear momentos tridimensionales que trabajan tanto para iniciar como evitar el movimiento. Curiosamente, las comparaciones de la mecánica de traccionar y empujar a través del complejo del hombro, la espalda y el pecho, reveló que, si bien la

producción pico de fuerza fue ligeramente inferior al traccionar que empujar, la potencia producida y la velocidad de movimiento del tronco fue sustancialmente mayor en el esfuerzo máximo de tracción (Pearson et al., 2009). Al realizar contracciones isométricas estos esfuerzos musculares otorgan rigidez para estabilizar el torso y la columna vertebral. La rigidez y, por tanto, la estabilidad mejoran dos aspectos. En primer lugar, una columna vertebral más rígida es más resistente a la deformación lo que le permite soportar más carga con seguridad. En segundo lugar, la rigidez proximal (por ejemplo, la rigidez proximal del hombro y la cadera) fija la inserción proximal de cualquier músculo que cruza las caderas o los hombros para que el efecto mecánico se centre en la inserción distal, creando movimientos de las extremidades más rápidos y con más potencia en los brazos y las piernas (McGill, 2014). Los ejercicios de tracción han demostrado ser cualificados como ejercicios de entrenamiento del tronco justificables para cumplir con estos objetivos (Fenwick et al., 2009).

El uso de superficies lábiles (móviles) debajo del sujeto para el entrenamiento de la estabilidad es cada vez más popular (Anderson y Behm, 2005). En particular, el uso de correas de suspensión se utiliza en los centros de entrenamiento y son adaptados para crear entrenamientos contra resistencias en una amplia variedad de desafíos. El objetivo de este estudio fue investigar los mecanismos asociados con diversos ejercicios de tracción mediante la cuantificación de los patrones de activación muscular y calculando la carga raquídea resultante utilizando tanto superficies de contacto estables como lábiles. En concreto, se investigaron varias cuestiones:

- (1) Comparación de las demandas resultantes de superficies estables (es decir, de una superficie fija) frente a superficies lábiles (es decir, utilizando un sistema de entrenamiento mediante correas de suspensión) para ejercicios de tracción. Se planteó la hipótesis de que el uso de superficies lábiles aumentaría la activación muscular y la carga sobre la columna vertebral.
- (2) La influencia de la instrucción técnica sobre el resultado de la medida de la activación muscular y de la posición de la columna vertebral, siendo la hipótesis que la instrucción/corrección técnica de los ejercicios daría lugar a que los participantes adoptaran una postura más neutral del raquis durante todo el movimiento.
- (3) Remos con un solo brazo vs remos "fantasma". El remo fantasma sólo utiliza un brazo para realizar la tracción mientras que el brazo contralateral imita el patrón de movimiento de un remo con dos manos. Por lo tanto, tiene el potencial de eliminar patrones de movimiento perjudiciales (es decir, giro axial sobre la columna lumbar) a menudo observados en los ejercicios unilaterales (como el remo a un brazo). Se planteó la hipótesis de que el remo fantasma resultaría en una postura para la columna vertebral más neutral que el remo con un solo brazo.

2. Método

2.1. Participantes

Catorce participantes de sexo masculino, media (SD) de edad 21,1 años (2,0), altura 1.77 m (0.06) y peso de 74,6 kg (7,8), fueron reclutados de la población universitaria, ya que son fácilmente disponibles para participar, estaban sanos sin antecedentes de dolor de espalda o músculo-esquelético, todos familiarizados con las técnicas de entrenamiento de fuerza, y por tanto constituyeron una muestra apta para este estudio. El estudio fue aprobado por la Oficina de Ética Humana de la Universidad, y todos los participantes firmaron un consentimiento informado.

2.2. Instrumentación

Cada participante fue equipado con electrodos de electromiografía para el monitoreo de la actividad muscular junto con marcadores de seguimiento del movimiento corporal segmentario en 3D. Se recogieron las fuerzas generadas en las manos (a través de un transductor de fuerza) y en los pies (a través de plataformas de fuerza). Estos datos fueron procesados e introducidos en un

sofisticado modelo anatómicamente detallado en 3D que utiliza la actividad muscular y la cinemática de los segmentos corporales para estimar la fuerza muscular (ver Fig. 1). De este modo, el modelo era sensible a la elección individual de control motor seleccionado por cada persona y para cada tarea. Se utilizaron las fuerzas musculares y las cargas articulares segmentarias vinculadas para calcular las cargas sobre la columna vertebral. Se realizaron ejercicios de tracción que involucraron una superficie de contacto lábil con correas de suspensión TRX (TRX Fitness Anywhere, CA, EE.UU.). El transductor de fuerza, una serie de células de carga (Transducer Techniques, CA, EE.UU), fue unido en serie con las correas de suspensión TRX durante los ejercicios que utilizaron las correas.

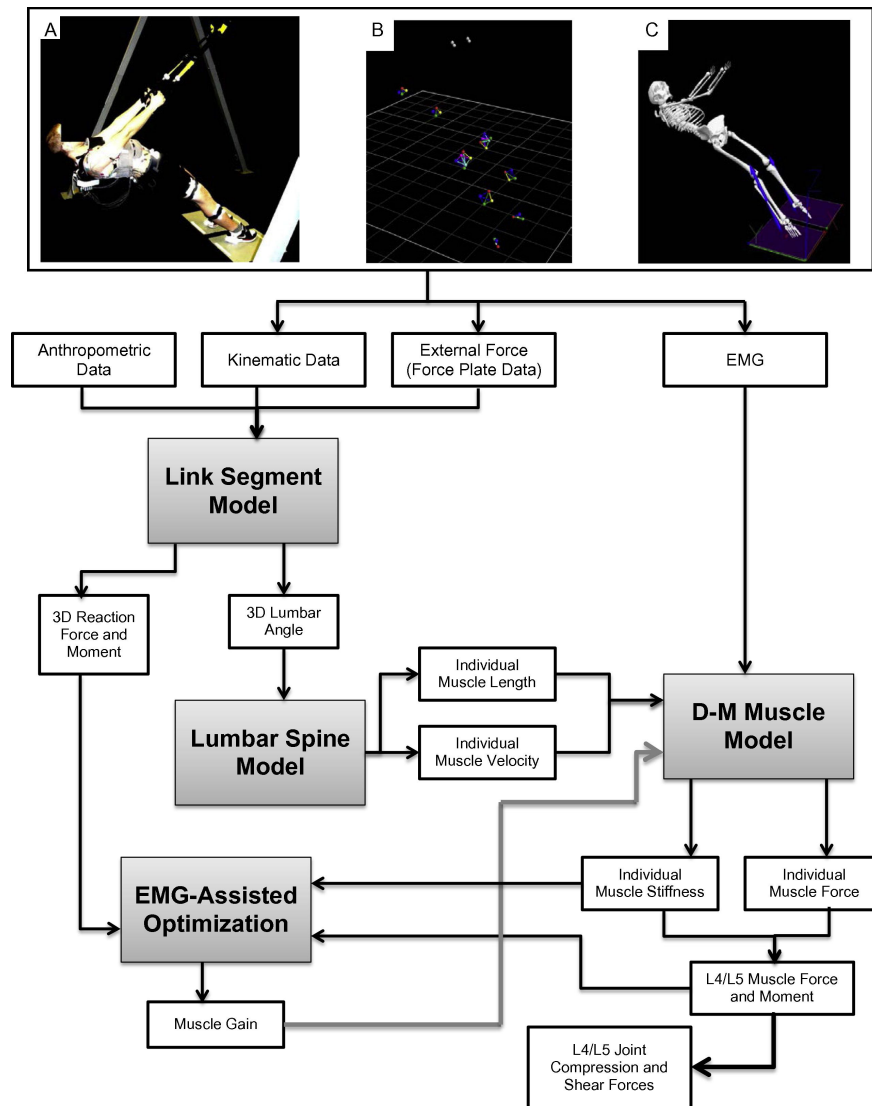


Fig. 1. Visualización de ejercicios utilizando marcadores reflectantes para el análisis cinemático 3D durante: (A) Recogida, (B) Reconocimiento marcador Vicon, (C) Reconstrucción visual 3D. Tener en cuenta los vectores de fuerza (flechas) proyectados desde los pies a través del cuerpo. El diagrama de flujo muestra los datos recogidos de los participantes e introducidos al modelo procesador EMG y vinculados al modelo segmentario. Los ángulos vertebrales conducen el Modelo de Columna Lumbar que prepara a las fuerzas musculares para el procesador de optimización EMG que equilibra los momentos previstos y medidos.

2.2.1. Electromiografía (EMG)

Quince canales de EMG se recogieron mediante la colocación de pares de electrodos a través de los siguientes músculos en el lado derecho del cuerpo: rectus abdominis (RRA): a 3 cm lateral del ombligo; oblicuo externo (REO): aproximadamente a 3 cm por fuera de la línea semilunar, al mismo nivel que los electrodos de RRA; oblicuo interno (RIO): a nivel de la espina ilíaca superior y medial a la línea semilunar, pero superior a la del ligamento inguinal; dorsal ancho (RLD): inferior a la escápula sobre el vientre muscular cuando el brazo se coloca a mitad del recorrido del hombro; erector superior (torácico) de la columna (RUES): a 5 cm lateral de la apófisis espinosa de T9; erector de la columna lumbar (RLES): a 3 cm lateral de la apófisis espinosa de L3; recto femoral (RRF): a medio camino entre la rótula y la espina ilíaca superior sobre el vientre del músculo; glúteo mayor (RGMAX): aproximadamente a 6 cm por fuera de la hendidura interglútea; glúteo medio (RGMED): aproximadamente a 5 cm por fuera de la parte posterior inferior ilíaca; bíceps braquial (BIC): con el codo flexionado a 90°, $\frac{2}{3}$ de la parte baja de la cara anterior de la parte superior del brazo entre el acromión y la fosa cubital; tríceps braquial (TRI): aspecto posterior de la parte superior del brazo en el mismo nivel del BIC; deltoides anterior (ANTDELTA): con el hombro en flexión de 90°, aproximadamente a 3 cm inferior al proceso acromión; trapecio superior (TRAP): a medio camino entre el acromión y C7; pectoral mayor (PECMAJ): con el brazo en abducción y el codo flexionado a 90°, a medio camino entre la axila y la areola; serrato anterior (SERRANT): con el brazo en abducción y el codo flexionado a 90°, sobre la inserción de la séptima costilla. Antes de que los electrodos se adherieran a la piel, la piel se afeitó y limpió con el gel abrasivo de preparación de la piel Nuprep™. Los pares de electrodos de superficie Ag-AgCl se colocaron a una distancia entre electrodos de aproximadamente 2,5 cm y se orientaron en serie, en paralelo a las fibras musculares. La señal de EMG se amplificó y se reconvirtió de señal analógica a digital con un convertidor de 16 bits a una frecuencia de muestreo de 2160 Hz utilizando el software de sistema de captura de movimiento VICON Nexus™ (Los Angeles, CA, EE.UU.). Aunque se recogieron múltiples músculos, no todos se incorporaron al análisis de modelos (véase la Sección 2.4.2 a continuación).

Cada participante realizó una contracción máxima voluntaria isométrica (MVC) de cada músculo para la normalización (después de Brown y McGill, 2009). Estas técnicas de normalización se han desarrollado durante más de 30 años en nuestro laboratorio para lograr la activación isométrica de manera que minimice el riesgo de lesión en la espalda y la avulsión muscular. Las contracciones dinámicas crean niveles más altos de actividad de la unidad motora de acuerdo a las conocidas relaciones de fuerza-velocidad - éstas fueron incorporadas al modelado de aproximación para estimar la fuerza muscular. En concreto, para los músculos abdominales (RRA, REO, RIO), los participantes adoptaron una postura de sentarse con el tronco aproximadamente a 45° respecto a la horizontal, con las rodillas y caderas flexionadas a 90°. Manualmente abrazados por un asistente de investigación, el participante se encargaba de producir un momento de flexión isométrica máxima seguido secuencialmente por un momento de torsión a derecha e izquierda y un momento de flexión lateral a derecha e izquierda. RLD se normalizó a la activación máxima alcanzada durante la fase estática en la parte superior del ejercicio de pull-up. Para los extensores de la columna vertebral (RLES, RUES) y RGMAX, se realizó una extensión máxima resistida en la posición Biering-Sorensen para su normalización. El RGMAX fue complementado para ayudar en la extensión de la cadera. La MVC del RRF involucró al participante a que se sentara en una camilla de terapia con las piernas colgando sobre el borde. El participante se agarraba al borde del banco detrás de él para apoyarse y realizar un momento de extensión de rodilla y la flexión de cadera mientras era resistido por un asistente de investigación. Los ensayos para el RGMED se realizaron en una posición lateral acostada durante la abducción de la cadera, junto con rotación externa y extensión de la cadera (es decir, una elevación de pierna recta lateral). La MCV de los BIC fue tomada mediante un ensayo de flexión de codo bilateral de pie, resistido mediante correas

que se fijaron al suelo en un ángulo que el participante sentía que podía provocar la activación muscular máxima. Para el ensayo de la MCV del TRAP se hizo uso de un conjunto de correas similares a las de la MCV de los BIC; sin embargo, los participantes fueron instruidos para que realizasen un esfuerzo de elevación del hombro máxima. El protocolo para la MVC del TRI, ANTDELT, PECMAJ y SERRANT se hizo a partir de un esfuerzo de empuje en posición supina. Se aseguraron unas correas al suelo en la cabeza del participante y se ajustaron a una longitud tal que el participante sintiera que podía lograr la activación máxima. Con las correas a máxima longitud, los codos se flexionan ligeramente desde extensión completa. El empuje se hizo isométricamente, con la indicación de que los tríceps extendieran el codo al final del empuje. La amplitud máxima observada durante la contracción de normalización para cada músculo se tomó como la activación máxima para ese músculo en particular.

2.2.2. Cinemática segmentaria corporal y ubicación de marcadores

Dieciocho marcadores reflectantes para el seguimiento de la cinemática de los segmentos vinculados fueron adheridos a la piel con cinta adhesiva hipoalergénica en los siguientes puntos de interés bilateral: cabeza del primer metatarsiano, cabeza del metatarsiano quinto, maleolo medial, maleolos lateral, cóndilos femorales mediales, cóndilos femorales laterales, trocánteres mayores, crestas ilíacas laterales y acromion. Diez cuerpos rígidos moldeados a partir de material de entablillado se adhirieron a la piel con cinta adhesiva hipoalergénica sobre las siguientes áreas: pie derecho e izquierdo, espinillas derechas e izquierdas, muslos derechos e izquierdos, sacro, 3 cm medial del EIAS derecho, en la parte inferior de la escápula izquierda a nivel de T12 y del esternón. Al menos 4 marcadores reflectantes se adhirieron con cinta a cada cuerpo rígido (el grupo del muslo se compuso de 6 marcadores) (Fig. 1). El sistema de captura de movimiento VICON Nexus™ (Los Angeles, CA, EE.UU.) rastreó las coordenadas tridimensionales de los marcadores reflectivos en los diferentes ensayos a una frecuencia de muestreo de 60 Hz.

2.2.3. Plataformas de fuerza para la medición de fuerza externa y análisis cinético

Los datos de la plataforma de fuerza también se recogieron a un ritmo de muestreo de 2.160 Hz. Siempre que fue posible, los participantes colocaron cualquiera de los dos pies en una posición fija sobre plataformas de fuerza separadas durante los ejercicios (obviamente los pull-ups no necesitaron instalar plataformas de fuerza).

2.3. Descripción de los ejercicios

Se pidió a los participantes que realizasen ejercicios de tracción. Se utilizó un metrónomo ajustado a 1 Hz (1 tiempo por segundo) para mantener los movimientos constantes en todos los ejercicios. Un asistente de investigación contaba en voz alta para ayudar a los participantes a mantener un ritmo constante. Se realizaron tres repeticiones de todos los ejercicios. Todos los ejercicios se muestran en la fig. 2.

1. *Chin-up* (tracción vertical en suspensión): a partir de una posición de suspensión vertical con un agarre en supinación, los participantes traccionaban hacia arriba en 2 tiempos hasta que su barbilla estuviese a nivel con la barra. Se mantenían en la posición superior durante 1 tiempo antes de descender de nuevo a su posición original en 2 tiempos. Los participantes se mantenían en suspensión en la parte inferior durante 1 tiempo.

2. *Pull-up* (tracción vertical en suspensión): adoptando un agarre en pronación, los participantes realizaban el mismo ejercicio que el chin-up al mismo ritmo.

3. *Remo invertido*: suspendidos de una barra ligeramente mayor que la anchura de los hombros desde el suelo y con los dos pies sobre cada plataforma de fuerza, los participantes traccionaban sus cuerpos hacia la barra a 1 tiempo hasta que su pecho se quedaba a 10 cm de la barra. Mantenían la posición de su cuerpo en la parte superior durante 2 tiempos antes de bajar a más de 1 tiempo y haciendo una pausa en la parte inferior de 2 tiempos.

4. *Retracción de hombros estable*: comienza en la misma posición que el remo invertido, los participantes fueron instruidos para retraer sus hombros y volver a una posición suspendida. El ritmo de este ejercicio fue el mismo que para el remos invertido (es decir, 1 tiempo para subir, 2 tiempos de pausa en la parte superior, 1 tiempo para desplazarse hacia abajo, 1 tiempo de pausa en la parte inferior). Este ejercicio se llevó a cabo sin instrucciones técnicas (sin instrucción) y luego se repitió con la consigna de tirar de la escápula hacia abajo con los erectores de la columna vertebral, lo que impide el movimiento de la escápula y el aislamiento de la retracción de los húmeros (con instrucción).

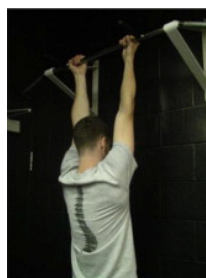
5. *Retracción de hombros con TRX*: los ejercicios de retracción (con y sin instrucción técnica) se repitieron con las correas del TRX en ángulo 2 (ver Tracciones de TRX abajo).

6. *Tracciones con TRX*: con una asidera TRX en cada mano, los participantes realizaron un remo de pie invertido con 2 longitudes de las correas diferentes (ángulo 1 [más corto] y el ángulo 2 [más largo]) al mismo ritmo que el remo invertido. Dado que los pies siempre fueron colocados en la misma posición sobre las plataformas de fuerza, el ángulo del cuerpo y la dificultad de los ejercicios fueron controlados con la longitud de las correas.

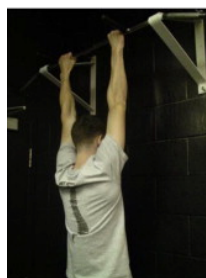
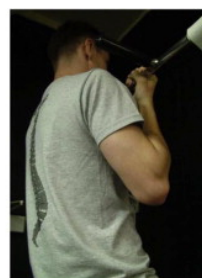
7. *TRX pull-up*: suspendidos de las correas TRX en la misma posición que el remo invertido, los participantes repitieron el movimiento del remo invertido al mismo ritmo.

8. *PowerPull*: con una mano sosteniendo la correa TRX en el ángulo 1 y la otra alcanzando la parte superior de las correas, los participantes extendían su brazo y rotaban su cuerpo para dirigirse de nuevo hacia el suelo a 1 tiempo. Se mantenían en la parte inferior durante 2 tiempos, para traccionar de nuevo de ellos mismos a 1 tiempo y mantenerse en la parte superior durante 2 tiempos. Este ejercicio se llevó a cabo sin ningún tipo de instrucción (sin instrucción) y luego se repitió con consignas para evitar cualquier torsión de la columna lumbar (con instrucción). A los participantes se les dijo que mantuvieran las costillas estáticas con respecto a la pelvis y rotaran el tronco utilizando sus caderas. Ambas variaciones del ejercicio se realizaron en los lados derecho e izquierdo.

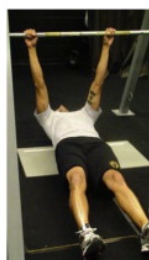
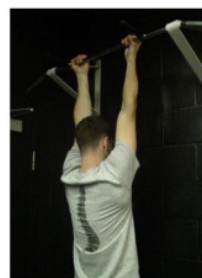
9. *Remo fantasma con TRX*: sosteniendo la correa TRX en una mano en el ángulo 1, los participantes realizaron un remo mientras imitaban el movimiento con la otra mano. Este ejercicio se llevó a cabo en ambos lados y realizó al mismo ritmo que el remo invertido.



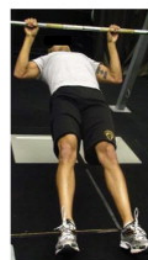
Chin Up



Pull Up



Inverted Row

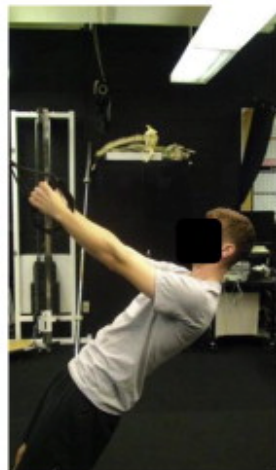
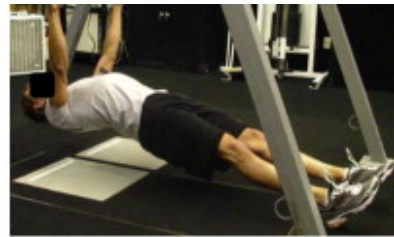


10. *Remo a un brazo con TRX*: se realizaba el mismo movimiento al mismo ritmo y ángulo que el remo fantasma con TRX, para ello los participantes pusieron el brazo que no traccionaba sobre la cadera para el remo a un brazo con TRX.

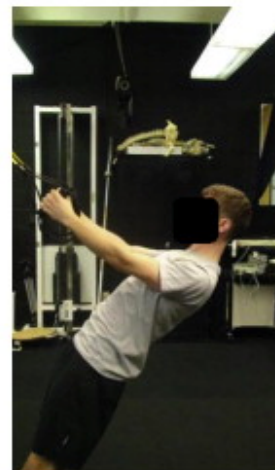
11. *Vuelos invertidos con TRX*: de pie con los brazos suspendidos rectos en el ángulo 1 de las correas del TRX, los participantes abducían y extendían sus brazos para traccionar de ellos mismos hacia adelante hasta una posición erguida de pie. El ritmo era el mismo que para el remo invertido.



Stable Shoulder Retraction



TRX Shoulder Retraction



TRX Pull Angle 1





TRX Pull Angle 2



TRX Pull Up



Powerpull



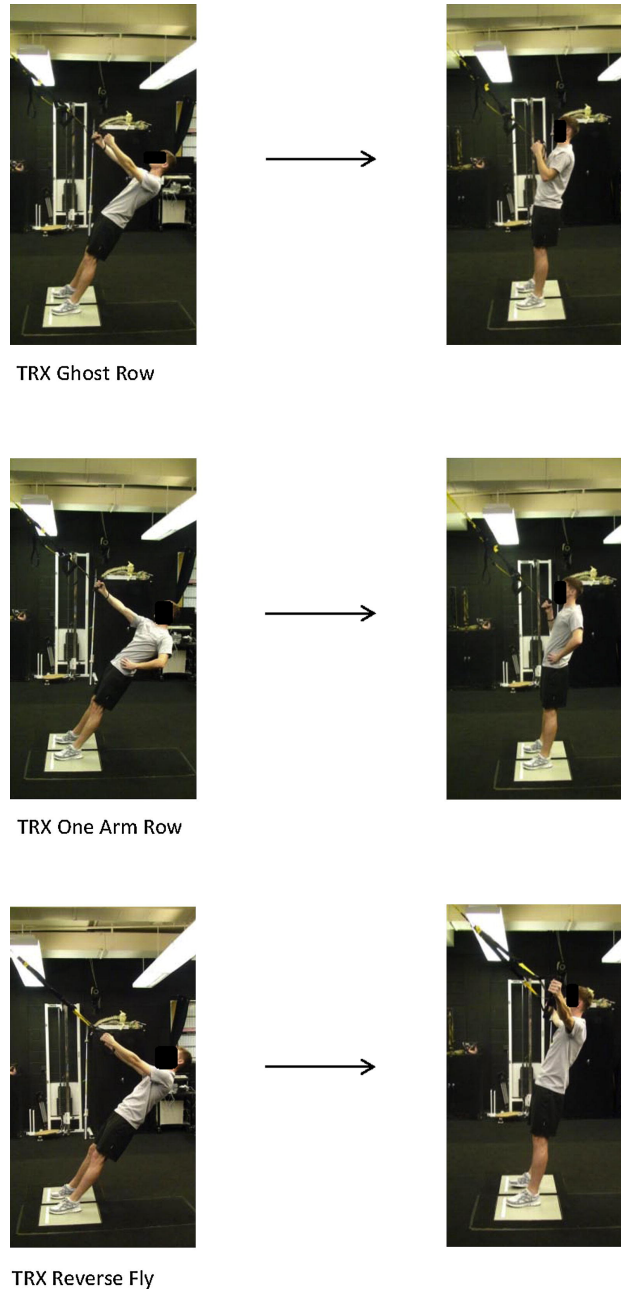


Fig. 2. Fotografías ejercicios.

Los participantes pasaron por un proceso de familiarización antes de la recogida de los datos. Se les instruyó sobre cómo posicionarse de forma general para cada tarea y se les dio la oportunidad de probar algunos de los ejercicios. Cada ejercicio se les explicó a fondo y se les demostró de inmediato antes de q

2.4. Análisis de los datos

2.4.1. EMG para capturar la activación muscular para el modelo de la columna vertebral

Los datos EMG se filtraron mediante el paso de banda entre 20 y 500 Hz (para reducir el movimiento y artefacto EKG tras DeLuca (1997)), rectificadas en onda completa, filtradas en paso bajo con un filtro de Butterworth de segundo orden con una frecuencia de corte de 2,5 Hz (para imitar la respuesta de frecuencia de los músculos del tronco tras Brereton y McGill (1998)), normalizado con la contracción voluntaria máxima de cada músculo para permitir la interpretación fisiológica, y mostrado hacia abajo a 60 Hz utilizando el software personalizado LabVIEW™.

2.4.2. Cinética y Cinemática de datos para predecir las cargas sobre la espalda

Las coordenadas tridimensionales de los marcadores se introdujeron en un paquete de software (Visual3D™, C-Motion, Germantown, MD, EE.UU.), que calculó los ángulos de curvatura del raquis, así como los momentos de reacción y las fuerzas sobre la columna lumbar (representado por la articulación L4/L5). Las señales normalizadas EMG y datos de la posición de la columna lumbar se introdujeron en un modelo anatómico detallado de la columna lumbar. Específicamente, el proceso de modelado procedió en 4 etapas:

1. Las coordenadas tridimensionales de los marcadores articulares impulsaron un modelo segmentario vinculado de los brazos, piernas y tronco construidos con Visual3D™. Esta salida del paquete de las posturas de la columna lumbar descritos como tres ángulos (flexión/ extensión, inclinación lateral y torsión), los ángulos bilaterales de la cadera y de la rodilla junto con los momentos de reacción y las fuerzas sobre la articulación L4-L5.
2. Las fuerzas de reacción desde el modelo segmentario vinculado se introdujeron en un "modelo de Columna Lumbar" que consistió en una caja torácica, la pelvis/sacro y 5 vértebras implicadas tridimensionales anatómicamente detalladas (Cholewicki y McGill, 1996). Más de 100 láminas de músculo, junto con los tejidos pasivos representados como un elemento parámetro de rigidez torsional agrupado, se modelaron sobre cada eje. Este modelo utiliza los datos de movimiento de la columna vertebral 3D medidos y asigna la rotación apropiada a cada uno de los segmentos vertebrales lumbares (tras los valores obtenidos por Blanco y Panjabi (1978)). Las longitudes musculares y velocidades se determinaron a partir de sus movimientos y puntos de fijación sobre el esqueleto dinámico desde los cuales el movimiento es impulsado desde la cinemática lumbar medida obtenida del participante. Además, la orientación de los segmentos vertebrales, junto con las relaciones de estrés/deformación de los tejidos pasivos se utilizaron para calcular el momento de restauración creado por los ligamentos y discos de la columna vertebral. Algunos cambios recientes en el modelo incluyen una representación mucho mejor de algunos músculos documentados por (Grenier y McGill, 2007).
3. El tercer modelo, denominado el "modelo de distribución del momento" (McGill, 1992 y McGill y Norman, 1986), se utilizó para calcular la fuerza muscular y los perfiles de rigidez para cada uno de los músculos. El modelo utiliza el perfil EMG normalizado de cada músculo junto con los valores calculados de la longitud del músculo y la velocidad de la contracción para calcular la fuerza muscular activa y cualquier contribución pasiva de los componentes elásticos en paralelo.
4. Cuando se introduce la información al modelo de la columna vertebral, estas fuerzas musculares se utilizan para calcular el momento para cada uno de los 18 grados de libertad de las 6 articulaciones intervertebrales lumbares. La rutina de optimización asigna un valor de ganancia individual para cada fuerza muscular con el fin de crear un momento alrededor de la articulación intervertebral que coincide con los calculados por el modelo segmentario vinculado para lograr validez matemática (Cholewicki y McGill, 1994). La función objetivo para la rutina de optimización es hacer coincidir los momentos con una cantidad mínima de cambio en los

perfiles de la fuerza EMG accionadas. Los perfiles de la fuerza muscular y rigidez ajustados son utilizados entonces en los cálculos de compresión y fuerzas de cizallamiento L4-L5.

De esta manera, el modelo fue sensible a las diferentes estrategias de activación muscular y patrones de movimiento de cada participante.

Los promedios de activación muscular (EMG), los ángulos de la columna vertebral y las fuerzas de compresión de L4/L5 (carga raquídea) se calcularon en 4 fases para las 3 repeticiones de cada ejercicio:

1. M1 - A medio camino entre el descanso y el pico (de fuerza) del ejercicio, mientras que el participante traccionaba de sí mismo hacia arriba; para los ejercicios del tronco, el punto donde estaban a mitad de camino a lo largo del movimiento.
2. P - En el pico del ejercicio: esto ocurrió en la parte superior de la tracción. El promedio se tomó durante el tiempo en el que el participante mantenía esta posición.
3. M2 - A medio camino entre el pico y el regreso a la posición de reposo, mientras que el participante se dejaba caer hacia el suelo.
4. E - Posición de reposo al final de cada ejercicio, la parte inferior de la tracción. El promedio se tomó durante el tiempo en el que el participante mantenía esta posición.

2.5. Análisis estadístico

Se utilizaron dos análisis de varianza unidireccionales separados con procedimientos post hoc de Tukey para determinar la influencia, y sus fuentes, del ejercicio sobre la compresión raquídea y la cizalla de los ejercicios de tracción seleccionados (es decir, chin-up; pull-up; remo invertido; Tracciones con TRX en ángulos 1 y 2; TRX pull-up, y vuelos invertidos con TRX). Los datos de compresión de los ejercicios de tracción analizados, sin embargo, no estaban distribuidos normalmente, determinado por el test de Levene para la igualdad de la varianza con SPSS Statistics 20.0 (IBM®). En consecuencia, los datos fueron transformados mediante el logaritmo natural y luego se vio que se distribuyeron con normalidad. Un ANOVA se utilizó para probar los datos transformados con procedimientos post hoc de Tukey.

Se utilizó un ANOVA unidireccional con post hoc de Tukey para determinar las diferencias en los cambios de ángulos de la columna vertebral de E a P para la tracción con TRX en ángulo 2 y la retracción de hombros con TRX con instrucción y sin instrucción. Estos movimientos fueron comparados porque los tres se realizaron a la misma longitud de la correa (es decir, tracción con TRX en ángulo 2).

Los participantes comenzaron los Powerpulls en la posición de "arriba", con el brazo de tracción flexionado por el codo y el brazo libre tocando la parte superior de las correas. Ya que las consignas de instrucción para estos movimientos fueron dirigidas hacia la restricción del giro de la columna vertebral, se utilizaron 2 t-test separados para determinar las diferencias en el giro P entre las variaciones con y sin instrucción de este ejercicio, tanto para el lado izquierdo como derecho. El Mann-Whitney U test fue utilizado para determinar las diferencias en la EMG del tronco (RLD, RUES, RLES, RRA, REO, RIO) durante la fase P entre las condiciones con y sin instrucción para los lados izquierdo y derecho. Este test se usó debido a que los datos no se distribuyeron con normalidad, según lo determinado por el test de Levene con SPSS Statistics 20.0 (IBM®).

3. Resultados

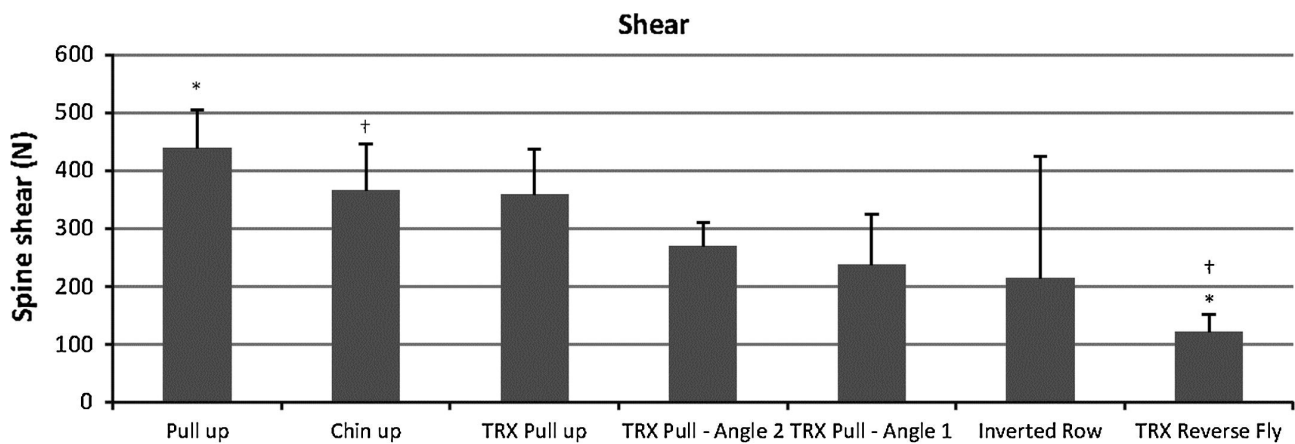
3.1. Estable versus lábil

El ejercicio que dio lugar a la mayor compresión columna vertebral fue el pull-up (2852 N), el siguiente fue el chin-up (2680 N), seguido de cerca por el TRX pull-up (2626 N) (Tabla 1). El pullup provocó la cizalla mayor sobre la columna vertebral de todos los ejercicios de tracción y se halló un efecto significativo del ejercicio sobre las fuerzas de cizalla ($F(6,81) = 2,98$, $p = 0,01$). Las

Table 1
Rank of mean spine compression at the P-phase of each exercise.

Exercise	Rank	Mean spine compression (N)	SD
Pull Up	1	2852	1339
Chin Up	2	2680	1327
TRX Pull Up	3	2627	1182
Inverted Row	4	2294	767
TRX Pull – Angle 2	5	2288	764
Stable Shoulder Retraction, Coached	6	2221	775
TRX Pull – Angle 1	7	2042	715
Stable Shoulder Retraction, Not Coached	8	1997	634
TRX Shoulder Retraction, Coached	9	1707	620
TRX Shoulder Retraction, Not Coached	10	1599	656
TRX Reverse Fly	11	1596	531

diferencias estadísticamente significativas entre los ejercicios de tracción analizadas fueron entre los vuelos invertidos con TRX y el chin-up ($p = 0,04$) y el pull-up ($p = 0,02$) (Fig. 3).



*, †, ‡ denote significant differences ($p < 0.05$)

Tabla 1. Rango de compresión media sobre la columna en la fase P de cada ejercicio.

Fig. 3. Carga de cizalla de la columna vertebral durante la fase P de los ejercicios de tracción.

Para reducir los efectos de la variabilidad entre los participantes al interpretar las cargas de la columna vertebral, los ratios de carga de compresión y cizalla de los ejercicios de tracción se calcularon con el remo invertido como base. Como se muestra en la fig. 4, el TRX pull-up siguió una tendencia en la compresión de la columna vertebral similar al de chin-up y pull-up. Hubo un aumento en la carga a medida que los participantes traccionaban de ellos mismos hacia arriba, que alcanzó su punto máximo en la fase P con una carga mayor que el remo invertido (es decir, la

ratio era siempre mayor que 1). La compresión de la columna vertebral disminuyó entonces a través de M2 y alcanzó un valor bajo en E que era menor que en el remo invertido. Los otros ejercicios de tracción con TRX siguieron tendencias únicas, con el TRX en el ángulo 1 y los vuelos invertidos sin llegar nunca a alcanzar una mayor compresión que en el remo invertido. La compresión en el TRX en el ángulo 2 fue más baja para los participantes a medida que traccionaban de ellos mismos hacia arriba (M1) y la más alta a medida que bajaban (M2). Los ratios de carga de cizalla fueron más coherentes entre sí en sus tendencias. Todos los ejercicios produjeron la carga más alta de cizalla en la parte inferior del ejercicio (E) y disminuyeron a medida que los participantes traccionaban de ellos mismos hacia arriba (M1). La cizalla para cada ejercicio, excepto para los vuelos invertidos con TRX aumentó entonces en la fase P. El chin-up, el Pull-up y el TRX pull-up disminuyeron la cizalla a través de M2 antes de aumentar en E, mientras que la tracción con TRX en los ángulos 1 y 2 aumentó casi linealmente desde M1 a E.

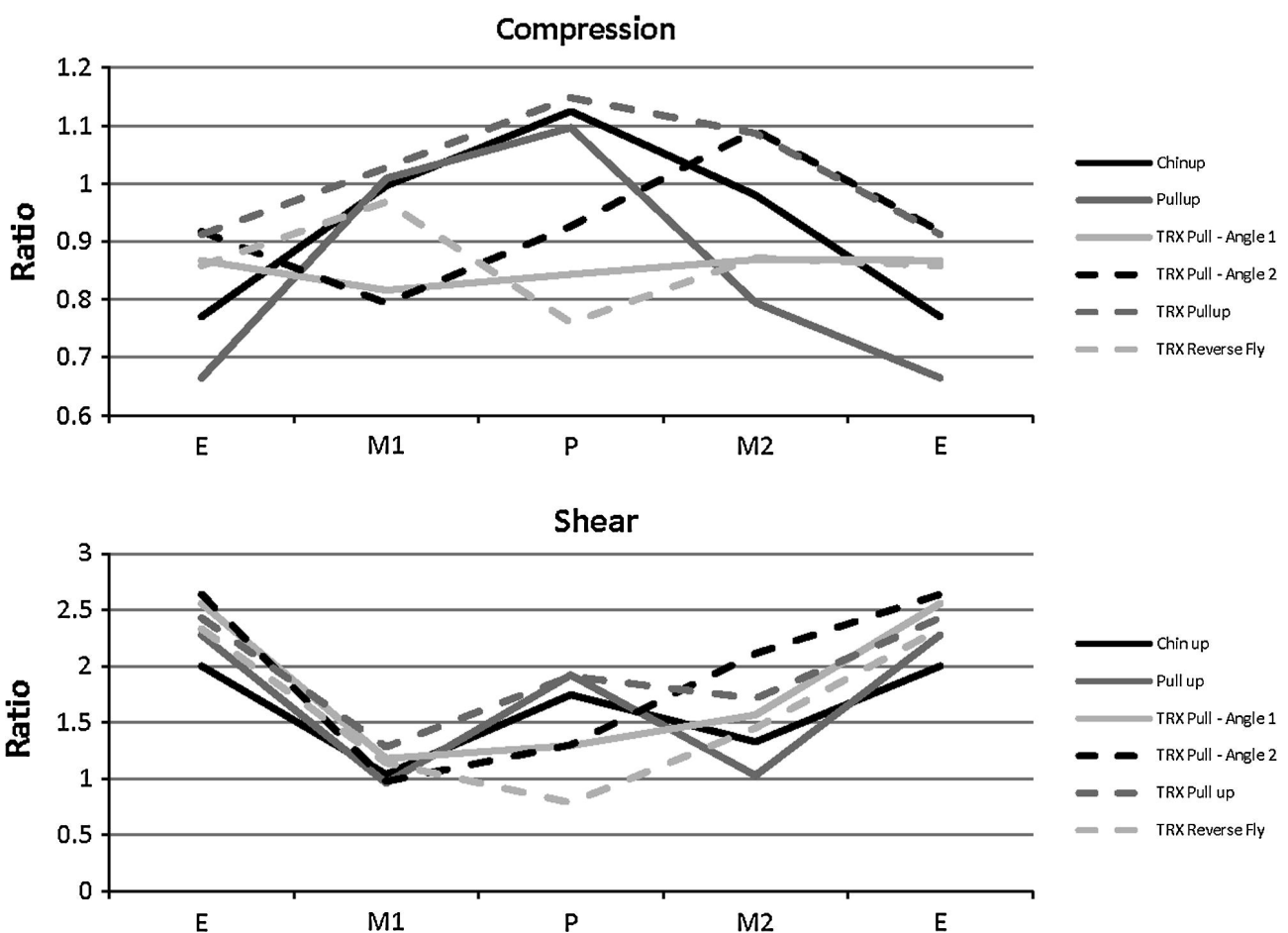


Fig. 4. Ratios de compresión de la columna vertebral y de cizalla calculados utilizando el remo invertido como referencia, para la comparación de los ejercicios de tracción.

La activación muscular de la espalda (RLD, RUES, RLES) durante los ejercicios de tracción con TRX aumentó a medida que el cuerpo se desplazaba hacia una posición horizontal (es decir, el ángulo 1 < ángulo 2 < TRX pull-up). La EMG de los músculos de la espalda durante la tracción con TRX era más comparable al remo invertido. De todos los ejercicios de tracción, el chin-up y el pull-up provocaron la mayor activación muscular abdominal, sobre todo en RRA. Los vuelos invertidos con TRX provocaron poca actividad muscular del tronco (<20% de media) (Fig. 5).

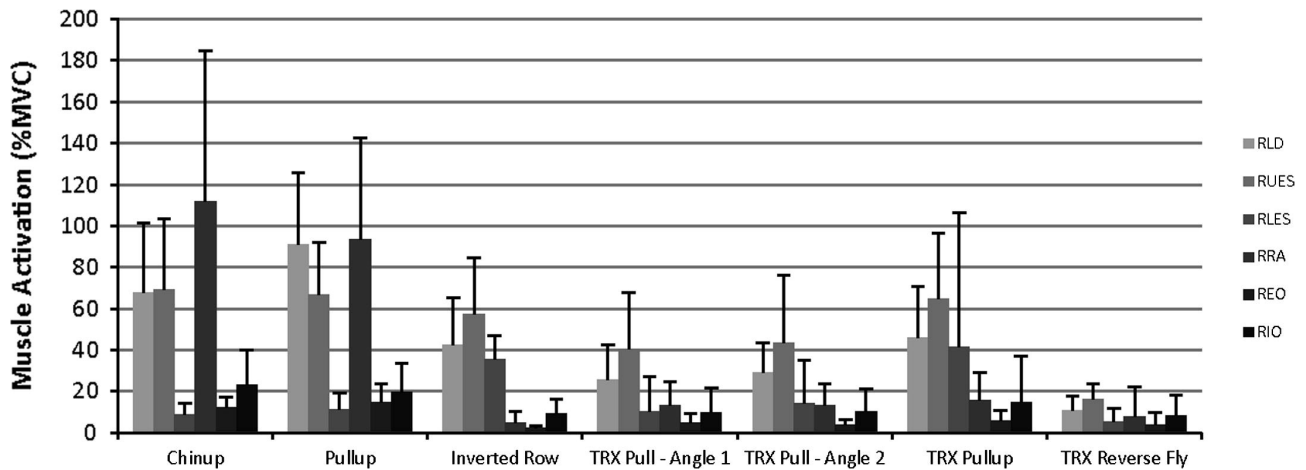


Fig. 5. Perfiles de activación muscular durante la fase P de los ejercicios de tracción.

3.2. Instrucciones técnicas

3.2.1. Retracción

La retracción de los hombros desde una superficie estable colocó a los participantes en una ligera extensión de la columna lumbar. Se observó muy poca diferencia en los ángulos de flexión L4/L5 entre el remo invertido y las tareas de retracción con y sin instrucción. Los ejercicios de retracción con TRX, por otro lado, producen diferentes patrones en flexión de la columna entre los ejercicios. Mientras que la tracción con TRX en el ángulo 2 se mantuvo constante en el ángulo de la columna vertebral a través del movimiento (entre 2 y 6 grados de extensión); la retracción de los hombros que no fue instruida trasladó a los participantes desde más de 6 grados de flexión en una posición suspendida (E) a casi 11 grados de extensión en la parte superior del movimiento (P). La consigna de instrucción de ajustar las escápulas con los erectores de la columna vertebral atenuó el cambio en la flexión de la columna; sin embargo, las diferencias en el cambio del ángulo de la columna entre E y P para cada ejercicio no fueron significativas ($p = 0,12$) (Fig. 6).

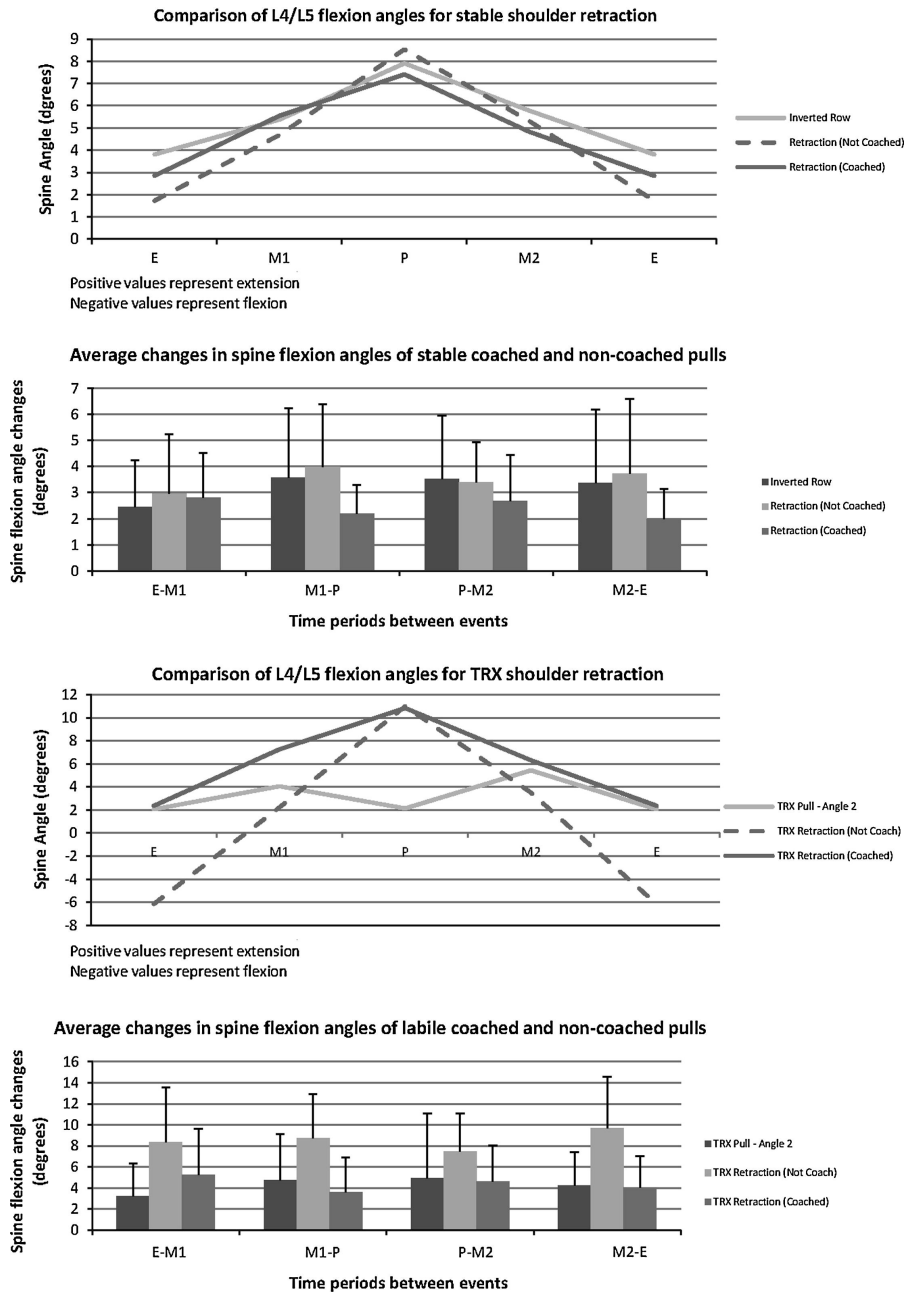
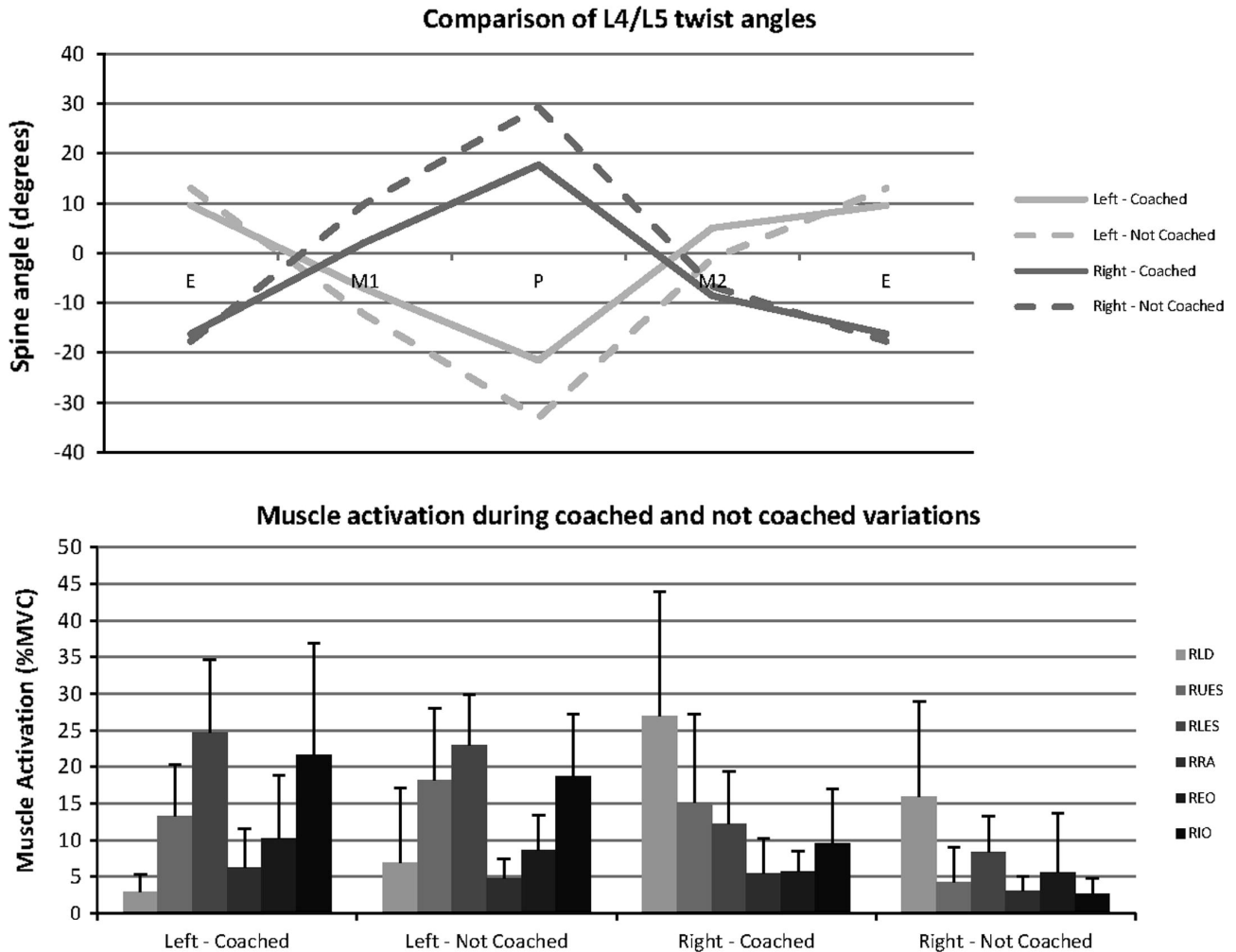


Fig. 6. Ángulos L4/L5 y cambios de ángulo de flexión de la columna vertebral durante condiciones de instrucción y no instrucción comparadas para ambos ejercicios de retracción del hombro sobre superficies estables y lábiles.

3.2.2. El PowerPull y la influencia de la instrucción técnica

La flexión de la columna y la inclinación lateral fueron similares entre las variaciones con y sin instrucción en el PowerPull (datos no presentados); sin embargo, los ángulos de giro en L4/L5



estuvieron sustancialmente más cerca del neutro en la fase P durante las condiciones instruidas en comparación con las condiciones no instruidas, tanto para los lados izquierdo ($t(18) = 2,87, p = 0,01$) y derecho ($t(18) = 3,45, p = 0,003$). La activación muscular del tronco (RLD, RUES, RLES, RRA, REO y RIO) fue muy similar entre las dos variaciones. Esto muestra que la demanda muscular de la tarea puede llevarse a cabo mientras se reduce la exposición de los movimientos de torsión a la columna lumbar (Fig. 7).

Fig. 7. Los ángulos de torsión de la columna vertebral y la activación muscular del ejercicio PowerPull durante condiciones de instrucción y no instrucción.

3.3. TRX con un brazo frente a los remos fantasma

Se observaron perfiles de EMG del tronco similares entre el remo a un brazo con TRX y el remo fantasma tanto para el lado izquierdo y derecho. Los ejercicios de remo con un solo brazo resultaron en menos cambio en la flexión de la columna que los remos fantasmas; sin embargo, hubo más cambios en la torsión de la columna vertebral con los remos a un solo brazo. Los ángulos de inclinación lateral fueron similares entre los dos ejercicios y, como era de esperar, estaban sesgados del lado contrario del que los participantes traccionaban (Fig. 8).

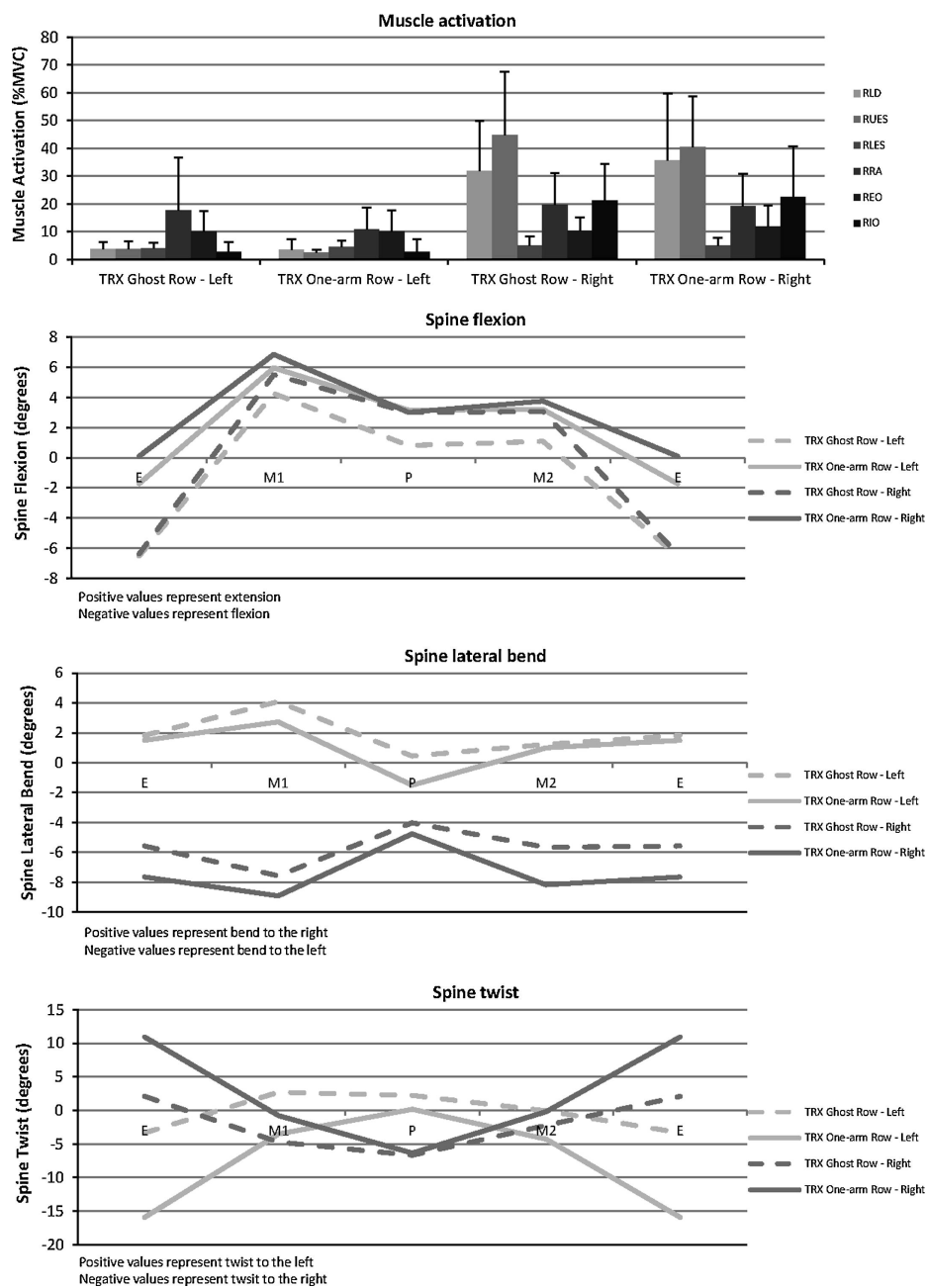


Fig. 8. Patrones de activación muscular, flexión de la columna, inclinación lateral de la columna y rotación de la columna comparados entre los remos con un solo brazo y remos fantasma.

3.4. Atlas Ejercicio

El sofisticado enfoque de modelado facilitó la creación de un listado atlas de ejercicios por graduación. Todos los ejercicios, en los que se pudo calcular la compresión L4/L5, se clasificaron según la carga de la columna vertebral en la fase P (ver Tabla 1). La tracción con TRX en ángulo 2 produjo casi idéntica carga sobre la columna vertebral como el remo invertido, con la tracción en un ángulo de 1 (una posición más vertical) que resultó en menos carga que estos dos ejercicios. El ejercicio de tracción con la mayor carga compresiva fue el pull-up (aún por debajo de 3.000 N), seguido por el chin-up y el TRX pull-up. Estos 2 últimos produjeron casi idéntica carga sobre la columna vertebral. La Tabla 2 enumera los niveles de EMG en la fase pico de cada ejercicio.

	RLD	RUES	RLES	Biceps	Triceps	Anterior Deltoid	Upper Trapezius	Pectoralis Major	RRA	REO	RIO	Serratus Anterior
Chin up	66	66	8	29	18	7	8	57	108	12	22	48
	36	34	6	33	11	5	3	65	75	7	17	44
Pull up	85	62	10	31	22	9	10	79	87	14	18	50
	48	33	9	25	15	9	8	97	58	11	16	57
Inverted Row	30	39	44	25	7	10	29	7	4	2	7	10
	28	35	74	22	6	9	32	10	5	2	8	14
Stable Shoulder Retraction, Coached	24	43	33	2	10	8	31	5	4	3	11	21
	15	20	36	3	10	12	49	5	3	2	16	31
Stable Shoulder Retraction, Not Coached	28	46	43	2	12	5	39	4	3	2	6	14
	17	21	53	3	16	7	43	5	2	2	5	18
TRX Shoulder Retraction, Coached	17	33	12	4	9	6	10	5	3	4	7	17
	11	15	10	4	9	8	9	6	3	4	9	22
TRX Shoulder Retraction, Not Coached	16	27	13	3	6	3	23	3	2	1	5	10
	14	18	18	2	6	4	21	4	2	2	10	14
TRX Pull, Angle 1	22	35	9	22	5	6	13	7	12	4	8	14
	18	28	16	17	3	6	11	8	13	5	12	15
TRX Pull, Angle 2	27	40	13	28	7	11	27	8	12	3	9	14
	17	34	21	18	4	10	27	11	13	3	11	14
TRX Pull Up	41	58	37	41	8	9	23	12	14	5	13	28
	29	37	63	25	5	8	21	16	14	6	23	33
Powerpull, Coached (left)	2	10	37	2	10	16	15	5	5	8	16	34
	3	9	68	2	10	21	16	5	5	9	18	42
Powerpull, Not Coached (left)	4	12	32	1	10	5	16	2	3	6	11	7
	9	12	66	2	10	7	20	3	3	6	12	10
Powerpull, Coached (right)	19	11	14	20	5	5	11	23	4	8	6	28
	20	12	26	20	5	5	11	22	5	16	8	42
Powerpull, Not Coached (right)	11	3	7	8	4	6	20	14	2	4	2	21
	15	7	7	11	5	11	24	22	3	7	3	31
TRX Ghost Row (left)	2	3	8	4	1	1	6	7	15	9	2	31
	3	3	16	3	1	3	6	9	20	8	4	39
TRX Ghost Row (right)	29	40	12	25	6	8	13	8	17	9	19	18
	20	26	28	22	4	9	12	10	12	6	14	17
TRX One-Arm Row (right)	33	37	14	19	6	7	12	9	17	11	20	20
	26	22	36	13	5	6	11	11	13	8	19	20
TRX Reverse Fly	11	16	5	4	31	25	22	5	8	4	8	9
	7	8	7	4	11	19	13	6	15	6	10	10

Tabla 2. Activación muscular en % MVC (media y desviación estándar) en la fase pico de los ejercicios de tracción.

4. Discusión

En esta descripción sobre las exigencias biomecánicas de los ejercicios de tracción estables y lábiles, las diferentes gradaciones de la actividad muscular y las características de carga de la columna vertebral para cada tarea quedan claras. Los ejercicios chin-up y pull-up generaron la actividad más alta en la parte superior de la espalda, el pecho y musculatura anterior del core, mientras que el remo invertido dio lugar a la mayor actividad de los extensores de la espalda baja. Además, los ejercicios de retracción estables provocaron una mayor activación muscular a lo largo de la espalda que los ejercicios de retracción con TRX. Por lo tanto, la activación muscular relativa

a la hipótesis 1 queda probada. Puede resultar una sorpresa observar que la mayor carga de compresión sucedió durante las dos "tracciones en suspensión" (pull-up y chin-up) la cual tracciona de la columna vertebral bajo fuerzas gravitacionales. Sin embargo, la fuente de la compresión fue la elevada actividad muscular del core y de la espalda necesaria para tirar hacia arriba que, debido a que abarcan la longitud del tronco, impone una carga de compresión sustancial a las articulaciones de la columna. Aunque no hubo diferencias significativas entre el pull-up y el chin-up con los vuelos invertidos con TRX, todos los ejercicios de tracción indujeron una carga de cizalla inferior a 500 N (límite sugerido por McGill, 2007). Ninguno de los ejercicios infringió el límite superior de compresión o cizalla; sin embargo los ejercicios que provocaban mayores cargas deberían equipararse adecuadamente sólo al individuo capacitado.

Los datos de este estudio sugieren que las superficies lábiles para los ejercicios de tracción no son tan influyentes como para los ejercicios de empuje. Por ejemplo, Anderson y Behm (2005) comentaron en su revisión sobre ejercicios lábiles versus estables que el consenso general es que el entrenamiento lábil supone una mayor activación muscular del tronco. Los ejemplos específicos incluyen un estudio realizado por Freeman et al. (2006) sobre los efectos de los diferentes ejercicios de empuje sobre la activación muscular del tronco y las cargas sobre la columna vertebral. Estos investigadores informaron de hallazgos similares a esta investigación respecto que los empujes lábiles (las manos se colocaron sobre pelotas de baloncesto) resultaron en una mayor activación muscular pero causaron mayor carga sobre la columna vertebral que un push-up estándar. Beach et al. (2008) informaron de resultados similares que los push-up lábiles (realizados utilizando correas) al inducir una activación muscular significativamente mayor y, en consecuencia, compresión L4/L5. El conjunto de datos generado aquí se suma a esta base de datos.

La instrucción de centrar el hombro para otorgar rigidez, y por lo tanto control, logró posturas más neutras (lo que verifican la hipótesis 2) y parece alterar sustancialmente el costo con la contracción muscular asociada (Tabla 1). Nuestro análisis sobre los remos a un solo brazo y remos fantasmas con TRX fueron interesantes pero no concluyentes en el sentido que los dos ejercicios pueden presentar diferentes desafíos en términos de patrones motores y posición de la columna vertebral. Contrariamente a la hipótesis 3 los remos fantasmas provocaron mayor cambio en la flexión de la columna, revelando que estuvo menos neutra en todo el movimiento que con los remos con un solo brazo. Sin embargo, la hipótesis se verificó con respecto al giro de la columna vertebral, en donde los remos fantasmas permitieron a la columna vertebral permanecer más neutral en comparación con los remos a un solo brazo. Las personas que se recuperan de una lesión en el brazo o el hombro pueden encontrar beneficio en la realización de remos fantasmas, ya que pueden mover su extremidad a recuperar con los mismos movimientos que el brazo sano pero en un esfuerzo sin carga. En concordancia con la terapia de restricción inducida (Taub et al., 1999), los remos fantasmas pueden mejorar el tiempo de recuperación de algunos individuos, aunque esto sigue siendo un tema de investigación futura.

En general, el sistema de entrenamiento con TRX ha ayudado a la creación de variedad del reparto de la carga entre las piernas y los brazos/correas. Los ejercicios estudiados aquí proporcionaron cierta oportunidad para variar la carga de la columna vertebral y la activación muscular. Por lo tanto, el contexto y la conveniencia de la selección del programa podrían ser guiados según las características del individuo en términos de historial de lesiones, los objetivos de entrenamiento y el nivel de condición física actual. El verdadero experto en prescripción del ejercicio armoniza la demanda de entrenamiento con el objetivo de entrenamiento, a la vez que tiene en cuenta cualquier variable especial como el historial específico de lesiones. Para ayudar en este proceso de toma de decisiones, se ha proporcionado un atlas de compresión de la columna vertebral en la Tabla 1. Es de esperar que esto ayude en la elección de los ejercicios basados en la tolerancia a la carga de la columna vertebral. Esta tabla junto con los datos de la EMG ayudará en el análisis del costo-beneficio involucrado en la prescripción del ejercicio experta.

La importancia y las limitaciones de este estudio incluyen la población de la muestra, que estaban sanos y relativamente en forma. Los participantes variaron en altura de 1,62 cm a 1,84 cm, resultando en una ligera discrepancia respecto del ángulo del cuerpo al realizar cada ejercicio, aunque esta diferencia también pudo ser acomodada por diferentes posiciones de las manos. Por lo tanto, la interpretación de la varianza a través de los valores de desviación estándar debe ser considerada en términos de sujeto no-homogéneo junto con variables específicas del ejercicio. Sin embargo, los sujetos abarcaron un espectro variado desde nadadores de nivel universitario, corredores de fondo y velocistas, quienes puede que no hicieran regularmente entrenamiento de fuerza, hasta deportistas recreacionales que entrenan habitualmente en el gimnasio. El modelo de la columna vertebral ha sido desarrollado durante los últimos 30 años; en cuanto a la validez del contenido de los diversos componentes individuales han sido sometidos a controles de validez interna y análisis de sensibilidad.

Este enfoque de validación del componente se basa en la premisa de que los modelos construidos de componentes bien validados probablemente sean válidos (Lewandowski, 1982). Mientras que una comparación directa de la carga sobre la columna vertebral y otros sustitutos medidos tales como la presión interdiscal (por ejemplo, Schultz et al., 1982) parecen ser muy comparables, la capacidad de los modelos para comenzar con la medición directa de señales biológicas de la cinemática y de los patrones de activación muscular, permite la predicción de momentos medidos en una amplia variedad de actividades dinámicas multiplanares (ver por ejemplo: Cholewicki et al, 1995, McGill, 1992 y McGill y Norman, 1986). Esto demuestra la validez predictiva. La representación anatómica de los tejidos de la columna se establece en el percentil 50 masculino. Los errores en los momentos previstos guían el ajuste de la ganancia de músculo (término de error) para actuar como una variable escalada para las personas mayores o menores que el percentil 50 masculino. De esta manera, el modelo es sensible a las variaciones en el programa de control de motor de cada individuo. Específicamente, una gran ventaja de este enfoque es que los patrones de co-contracción muscular crean la rigidez de control necesaria de un raquis lumbar flexible para soportar la carga sin colapsar. Ningún otro enfoque ha tenido éxito en la demostración de este comportamiento.

Estos datos proporcionan una percepción de estos ejercicios de tracción para ayudar a aquellos que desarrollan progresiones de ejercicios.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación de Fitness Anywhere, EE.UU., y Natural Sciences and Engineering Research Council, Canadá.

Referencias.

Anderson K. & Behm DG. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*. 2005; 35: 43-53.

Beach TAC, Howarth SJ & Callaghan JP. Muscular contribution to low-back loading and stiffness during standard and suspended push-ups. *Human Movement Science*. 2008; 27: 457-472.

Breton LC & McGill SM. Frequency response of spine extensors during rapid isometric contractions: effects of muscle length and tension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1998; 8: 227-232.

Cholewicki J & McGill SM. EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *Journal of Biomechanics*. 1994; 27: 1287-1289.

Cholewicki J & McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*. 1996; 11: 1-15.

- Cholewicki J, McGill SM & Norman RW. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Towards development of a hybrid approach. *J Biomech.* 1995; 28: 321-31.
- DeLuca, CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomech.* 1997; 13: 135-163
- Fenwick CMJ, Brown SHM & McGill SM. Comparison of different rowing exercises: Trunk muscle activation, and lumbar spine motion, load and stiffness. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 2009; 23(5): 1408-1417.
- Freeman S, Karpowicz A, Gray J & McGill SM. Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 2006; 38: 570-577.
- Graham JF. Exercise techniques: Dumbell one arm row. *J. Strength Cond. Res.* 2001; 23: 59-60.
- Graham JF. Barbell upright row. *J. Strength Cond. Res.* 2004; 26 :60-61.
- Grenier SG & McGill SM. Quantification of lumbar stability using two different abdominal activation strategies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2007; 88: 54-62.
- McGill SM. A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *J Biomech.* 1992; 25: 395-414.
- McGill SM. *Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation.* Second Edition. Human Kinetics. Chicago, IL. 2007.
- McGill SM. *Ultimate Back Fitness and Performance.* Fifth Edition, Backfitpro Inc. Waterloo, Canada. 2014.
- McGill SM & Norman RW. Partitioning of the L4-5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. *Spine.* 1986; 11: 666-78.
- Pearson SN, Cronin JB, Hume PA, Slyfield D. Kinematics and kinetics of the bench press and bench pull exercises in a strength-trained sporting population. *Sports Biomechanics.* 2009; 8(3): 245-254.
- Pierce K. Exercise of the month: Horizontal row and dumbell weight swing. *J. Strength Cond. Res.* 1998; 20: 50-52.
- Santana JC. Back to Basics. In: *Functional Training: Breaking the Bonds of Traditionalism.* Boca Raton, FL: Optimum Performance Systems. 2000, pp. 27.
- Schultz, A., Andersson, G., Ortengren, R., Haderspeck, K & Nachemson, A. Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *J Bone Joint Surg Am.* 1982; 64 (5): 713-20.
- Taub E, Uswatte G & Pidikiti R. Constraint-induced movement therapy: A new family of techniques with broad application to physical rehabilitation - A clinical review. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 1999; 36: 237-251.
- White A & Panjabi M. The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine.* 1978; 3: 12-20.