

Selected Papers from Impact

Fuerza Muscular y Control Neuromuscular en Dolor Lumbar: Deportistas de Élite Versus Población General

María Moreno Catalá^{1,2}, Arno Schroll^{1,2}, Gunnar Laube^{1,2} y Adamantios Arampatzis^{1,2}¹Departamento de Ciencias del Movimiento y Entrenamiento, Universidad Humboldt de Berlín, Berlín, Alemania²Escuela de Ciencias del Movimiento de Berlín, Berlín, Alemania

RESUMEN

El propósito del estudio fue investigar la especificidad deportiva de la fuerza muscular y el control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral en el dolor lumbar crónico inespecífico (LBP). Treinta deportistas de élite y 29 no deportistas de la misma edad con (15 deportistas y 14 no deportistas) y sin LBP (15 deportistas y 14 no deportistas) participaron en el estudio. La fuerza muscular se midió durante las contracciones isométricas máximas de tronco en flexión y en extensión. El control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral se analizó mediante la determinación de la stiffness del tronco, la amortiguación del tronco y los tiempos de activación de los músculos erectores espinales lumbares y torácicos después de perturbaciones repentinas (experimentos de liberación rápida), así como de los máximos exponentes de Lyapunov (estabilidad dinámica local) mediante el análisis no lineal de series temporales de los movimientos de levantamiento repetitivos. El LBP se evaluó mediante la escala visual analógica. Se encontraron momentos más bajos de extensión máxima de tronco ($p = 0,03$), mayor amortiguación del tronco ($p = 0,018$) y tiempos de activación más cortos ($p = 0,03$) de los músculos del tronco investigados en pacientes con LBP, tanto en deportistas como en no deportistas. La stiffness del tronco y la estabilidad dinámica local no mostraron diferencias ($p = 0,136$ y $p = 0,375$, respectivamente) entre los pacientes con LBP y los controles sanos en ambos grupos. Se puede concluir que, a pesar del alto nivel de entrenamiento de los deportistas, tanto deportistas como no deportistas con LBP mostraron el mismo acondicionamiento de los músculos extensores lumbares y desarrollaron estrategias similares para asegurar la estabilidad de la columna vertebral después de perturbaciones repentinas para protegerla del dolor y el daño. Los hallazgos destacan que las intervenciones de entrenamiento específicas para los músculos del tronco no sólo son cruciales para los individuos de la población general, sino también para los deportistas bien entrenados.

Palabras Clave: fuerza muscular del tronco, estabilidad dinámica local, liberación rápida, tiempo de inicio, erector de la columna, MiSpEx

ABSTRACT

The purpose of the study was to investigate the athletic-based specificity of muscle strength and neuromuscular control of spine stability in chronic non-specific low-backpain (LBP). Thirty elite athletes and 29 age-matched non-athletes with (15

athletes and 15 non-athletes) and without LBP (15 athletes and 14 non-athletes) participated in the study. Muscle strength was measured during maximal isometric trunk flexion and trunk extension contractions. The neuromuscular control of spine stability was analyzed by determining trunk stiffness, trunk damping, and onset times of the lumbar and thoracic erector spinae muscles after sudden perturbations (quick release experiments) as well as maximum Lyapunov exponents (local dynamic stability) using non-linear time series analysis of repetitive lifting movements. LBP was assessed using the visual analog scale. We found lower maximal trunk extension moments ($p = 0.03$), higher trunk damping ($p = 0.018$) and shorter onset times ($p = 0.03$) of the investigated trunk muscles in LBP patients in both athletes and non-athletes. Trunk stiffness and the local dynamic stability did not show any differences ($p = 0.136$ and $p = 0.375$, respectively) between LBP patients and healthy controls in both groups. It can be concluded that, despite the high-level of training in athletes, both athletes and non-athletes with LBP showed the same deconditioning of the lumbar extensor muscles and developed similar strategies to ensure spine stability after sudden perturbations to protect the spine from pain and damage. The findings highlight that specific training interventions for the trunk muscles are not only crucial for individuals of the general population, but also for well-trained athletes.

Keywords: trunk muscle strength, local dynamic stability, quick-release, onset time, erector spinae, MiSpEx

INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar (LBP) es un problema mundialmente reconocido que se ha convertido en uno de los principales problemas de los sistemas de salud pública con consecuencias dramáticas para la calidad de vida de los pacientes afectados (Deyo et al., 2006; Louw et al., 2007). Afecta hasta al 84% de la población general a lo largo de la vida (es decir, de 51 a 84%; Manchikanti et al., 2009; Taylor et al., 2014), teniendo un gran impacto en el costo de la atención de salud (Hammill et al., 2008; Balagué et al., 2012). Entre el 24 y el 80% de los pacientes informan haber experimentado un LBP recurrente y el 8% de la población total de pacientes desarrollan una patología crónica (Hoy et al., 2010; Reid et al., 2011). La gran mayoría de los pacientes con LBP se diagnostica con dolor lumbar "inespecífico", ya que falta el diagnóstico de una patología específica reconocible (van Tulder et al., 2006). El LBP afecta no sólo a los individuos de la población general, sino también a subgrupos específicos como los deportistas de élite. Los estudios epidemiológicos informan de una prevalencia muy alta durante la vida, que depende de la disciplina deportiva (Schulz et al., 2016). Se han informado tasas de prevalencia de hasta el 66% para los esquiadores de fondo (Eriksson et al., 1996) e incluso del 94% para los remeros (Ng et al., 2014). El LBP inespecífico puede tener consecuencias dramáticas en el rendimiento deportivo, que van desde lesiones crónicas hasta el ausentismo en el entrenamiento y la competición (Mortazavi et al., 2015). De hecho, el LBP ha demostrado ser una de las razones más comunes entre los jugadores profesionales de fútbol masculino para no haber jugado durante el tiempo de juego (Bono, 2004).

Existen múltiples factores de riesgo que predisponen a un individuo a desarrollar LBP y su interacción es extremadamente compleja (Cholewicki et al., 2005). Las alteraciones en los patrones de actividad muscular (Van Dieën et al., 2003), las reducciones en el tamaño y la fuerza muscular (Ebenbichler et al., 2001; Beneck y Kulig, 2012) y la alteración del control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral (Cholewicki et al., 2005) se han asociado con el LBP en la población general no deportista. Por ejemplo, el deterioro del control motor del tronco después de perturbaciones repentinas e inesperadas se ha relacionado con un mayor riesgo de lesión lumbar en un diseño experimental prospectivo (Cholewicki et al., 2005). Además, estudios previos informaron una reducción en el control motor en pacientes con dolor lumbar durante el movimiento dinámico repetitivo del tronco en comparación con los controles sanos (Graham et al., 2014; Ross et al., 2015). Usando un análisis no lineal de series temporales, los últimos estudios mencionados encontraron mayores máximos exponentes de Lyapunov en pacientes con LBP, lo que indica una mayor ocurrencia de errores de control motor en presencia de LBP. Por lo tanto, las intervenciones de ejercicio dirigidas a mejorar la fuerza muscular y la coordinación neuromuscular han sido generalmente aceptadas como uno de los tratamientos más efectivos para prevenir y reducir el dolor lumbar en la población general (Jeffries et al., 2007; Bigos et al., 2009; Choi et al., 2010).

En los deportistas, el entrenamiento de fuerza de alta intensidad y los ejercicios de coordinación altamente exigentes son la base diaria de su rutina de entrenamiento. Desde este punto de vista, es de esperar que este alto nivel de práctica produzca adaptaciones específicas en los músculos del tronco y el control neuromuscular de la columna vertebral en los deportistas. Por ejemplo, la percepción del dolor y la modulación del dolor en los deportistas pueden ser diferentes en comparación con los controles normalmente activos (Tesarz et al., 2012, 2013). Recientemente, se ha informado que los deportistas muestran perfiles de riesgo psicosocial y riesgos pronósticos significativamente más bajos en comparación con los no deportistas (Wippert et al., 2017). Aunque tanto la fuerza muscular como el control neuromuscular de la estabilidad del tronco se han investigado a menudo en no deportistas, los conocimientos sobre estas propiedades en deportistas de élite con y sin LBP inespecífico son limitados (Trompeter et al., 2017). No está claro si un deterioro en la fuerza muscular y

en el control neuromuscular de la estabilidad del tronco está asociado con el LBP en esta población. Especialmente en deportistas de élite, donde se requiere un alto volumen e intensidad de entrenamiento, la información relativa a estos dos factores de riesgo y su asociación con el LBP puede ser importante para el desarrollo de estrategias de tratamiento efectivas para reducir la aparición del dolor lumbar en la práctica deportiva.

El propósito del presente estudio fue investigar la especificidad deportiva de la fuerza muscular y el control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral en el dolor lumbar crónico inespecífico, realizando una comparación sistemática entre deportistas y no deportistas con y sin LBP inespecífico. Esperábamos encontrar efectos específicos relacionados con la patología en los deportistas, diferentes a los de los no deportistas. El ejercicio de fuerza muscular es un componente principal de la práctica de entrenamiento deportivo (Kraemer et al., 1998) y, por lo tanto, hipotetizamos que el LBP en los deportistas no se asociará a una reducción de la fuerza muscular. Sin embargo, es cuestionable una transferencia directa de la fuerza muscular a un control motor eficiente de la columna vertebral en respuesta a perturbaciones inesperadas repentinas y/o errores de control, que en realidad pueden iniciarse a partir de deficiencias en la percepción y procesamiento de la información sensorial (Steele et al., 2015). Por lo tanto, se planteó la hipótesis de una asociación del deterioro del control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral con el LBP en los deportistas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Una muestra total de 59 voluntarios (39 hombres y 20 mujeres) de entre 19 y 31 años de edad participaron en este estudio, ya sea deportistas de élite ("deportistas"; $n = 30$) o individuos de la población general ("no deportistas"; $n = 29$) y ya sea con ("LBP") o sin LBP crónico inespecífico ("sano") (Tabla 1). El grupo de no deportistas practicaba diversas actividades deportivas (por ejemplo, trotar, nadar y andar en bicicleta) a nivel recreativo (el promedio de horas de actividad deportiva regular por semana fue de $3,2 \pm 1,9$ y $3,5 \pm 3,8$ para los grupos sanos y de LBP, respectivamente). Sólo dos participantes en el grupo de LBP y otros dos participantes en el grupo de no deportistas sanos no practicaban ninguna actividad deportiva en absoluto. El grupo de deportistas incluyó participantes de diferentes deportes [fútbol, handball, judo, gimnasia y atletismo (lanzamiento de disco y jabalina)] que entrenaban al menos cuatro veces a la semana (un promedio de $10,4 \pm 2,7$ y $11,4 \pm 1,9$ horas semanales para los deportistas sanos y los deportistas con LBP, respectivamente) y participaban regularmente en competiciones nacionales o internacionales. Los criterios de inclusión para los participantes con LBP fueron (a) haber experimentado dolor lumbar crónico inespecífico (es decir, dolor no atribuible a una patología específica reconocible y conocida) en las últimas 12 semanas y (b) evidencia de limitaciones inducidas por el LBP durante las actividades diarias. Los criterios de exclusión incluyeron cualquier antecedente previo de operación de la columna vertebral, prolapso, hernias discales, artritis, enfermedades mentales, neurológicas o cardiovasculares, déficits sensorimotrices, cambios estructurales anormales de la columna vertebral, dependencia continua de medicamentos para aliviar el dolor, restricciones para participar en actividades deportivas por parte de un médico o someterse a tratamiento fisioterapéutico. Los controles sanos no habían experimentado dolor lumbar en las últimas 12 semanas. Los participantes firmaron un consentimiento informado para participar en este estudio, que fue aprobado por el comité de ética de la Charité ("Universitätsmedizin Berlin").

Tabla 1. Datos antropométricos, puntuación de escala visual analógica (VAS) y actividad deportiva regular en horas semanales (Sport) de los cuatro grupos investigados.

Group	Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	BMI (kg/m ²)	VAS (cm)	Sport (h/week)
Healthy non-athletes (<i>n</i> = 14; ♀ 5, ♂ 9)	24 ± 3	70.3 ± 11.2	1.75 ± 0.11	22.7 ± 2.5	0 ± 0	3.2 ± 1.9
LBP non-athletes (<i>n</i> = 15; ♀ 5, ♂ 10)	27 ± 1	78.0 ± 17.7	1.78 ± 0.07	24.3 ± 4.3	3.92 ± 1.70	3.5 ± 3.8
Healthy athletes (<i>n</i> = 15; ♀ 5, ♂ 10)	23 ± 3	73.4 ± 13.4	1.78 ± 0.09	22.8 ± 2.4	0 ± 0	10.4 ± 2.7
LBP athletes (<i>n</i> = 15; ♀ 5, ♂ 10)	23 ± 2	72.9 ± 10.7	1.75 ± 0.10	23.6 ± 1.6	4.54 ± 1.82	11.4 ± 1.9
<i>p</i> -value pain effect	0.054	0.315	0.909	0.123	0.000	0.410
<i>p</i> -value group effect	0.002	0.789	0.925	0.724	0.353	0.000
<i>p</i> -value interaction	0.094	0.253	0.227	0.587	0.353	0.639

Elite athletes (athletes), with (LBP), and without (healthy) chronic non-specific low-back pain and participants of the general population (non-athletes) with and without chronic non-specific low-back pain (means ± standard deviation and *p*-values). BMI, body mass index.

https://www.frontiersin.org/files/Articles/354097/fnins-12-00436-HTML/image_m/fnins-12-00436-t001.jpg

Evaluación de la Fuerza Muscular

La fuerza muscular del tronco se midió durante las contracciones isométricas máximas utilizando un dinamómetro (Biodex 3 Medical System Inc., Estados Unidos) con un asiento de doble posición de espalda en flexión/extensión. Los participantes estaban sentados en el asiento ajustable, sujetos con cintas de velcro sobre el torso, la cadera y el muslo para aislar el movimiento del tronco. El eje del dinamómetro se alineó con el espacio del disco intervertebral L5/S1 del sujeto (Granito et al., 2012).

Después de un calentamiento inicial que consistía en varias contracciones submáximas y dos a tres contracciones máximas, los participantes realizaron contracciones isométricas máximas de extensión y flexión de tronco en tres posiciones diferentes del tronco (ángulo del tronco de -15°, 5° y 30°). El ángulo del tronco de grado cero correspondía a la posición neutra del asiento (es decir, tronco perpendicular a los muslos) con valores negativos en extensión de tronco y positivos en flexión de tronco. En cada posición, los participantes completaron un ensayo en extensión y otro en flexión para evitar la aparición de la fatiga durante la prueba. Todas las contracciones se realizaron en orden aleatorio y, durante el experimento, los participantes fueron motivados verbalmente para asegurar el máximo esfuerzo. Se entrevistó a los participantes sobre su percepción del dolor y el esfuerzo durante las contracciones voluntarias máximas para excluir cualquier efecto agudo de dolor en las mediciones de la fuerza muscular. En todas las mediciones, los participantes no mencionaron ningún dolor durante ninguno de los ensayos. Se permitieron tres minutos de descanso entre las contracciones. Para el análisis, los valores de momento se normalizaron a masa corporal.

Evaluación de la Estabilidad del Tronco

El control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral se analizó mediante la determinación de la stiffness y la amortiguación instantáneas del tronco tras perturbaciones repentinas, así como la estabilidad dinámica local durante el movimiento repetitivo del tronco.

Coefficientes de Stiffness y Amortiguación

Los coeficientes de stiffness y amortiguación instantáneos del tronco se calcularon a partir de los datos cinemáticos de la respuesta del tronco durante un experimento de liberación rápida, en el que durante una flexión isométrica de tronco se generó una descarga súbita inesperada en el tiempo (liberación rápida) por un sistema de perturbación desarrollado a medida (Cholewicki et al., 2000; Radebold et al., 2000). Después de un calentamiento general de los músculos del tronco, los participantes se colocaron en una posición semi-sentada en un aparato especialmente construido, el cual fue diseñado para restringir el movimiento de la pelvis con almohadones de fijación colocados en la parte posterior y frontal de la pelvis, permitiendo que el tronco se mueva libremente en todas las direcciones (Figura 1). Al restringir el movimiento de la pelvis, excluimos cualquier ajuste postural a través de las articulaciones inferiores a la columna vertebral (es decir, cadera, rodilla y tobillo). La posición semi-sentada permitió a los participantes adoptar una posición vertical más cómoda de la columna lumbar antes de que la pelvis fuera sujeta. A continuación, se fijó un cable a un arnés de pecho a la altura de T9 (novena vértebra torácica) y se sujetó con un electroimán (Tremba GmbH, Alemania, ≥2,16 kN). Se colocó un sensor de fuerza (MEGATRON Elektronik GmbH & Co KG, Alemania, 0-5 kN, 2073 Hz) a lo largo del cable entre el arnés de pecho y el electroimán para medir la fuerza de flexión de tronco durante el experimento.

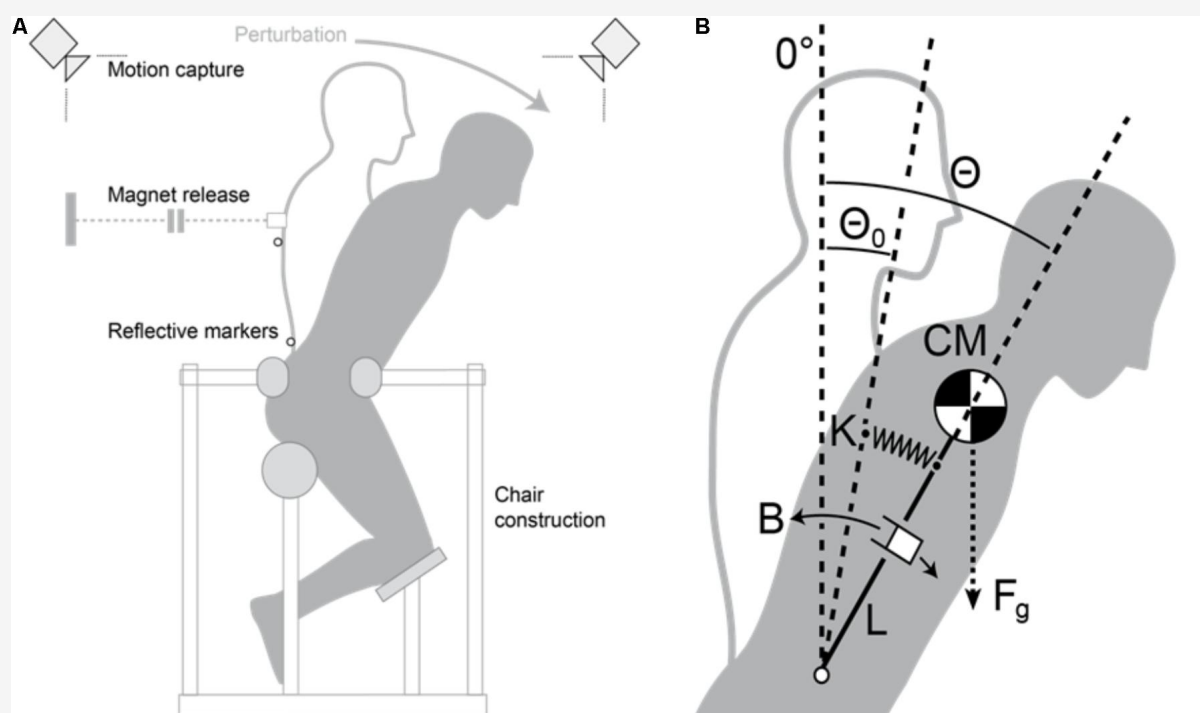


Figura 1. (A) Figura esquemática del sistema de perturbaciones desarrollado a medida para el experimento de liberación rápida. **(B)** Modelo de resorte del tronco con K stiffness, B amortiguación, θ_0 ángulo de reposo (hipotético ángulo de reposo de la stiffness de resorte), L longitud del tronco (medida desde las articulaciones L4/L5 a T9), F_g fuerza gravitacional del tronco, y $\theta(t)$ ángulo instantáneo del tronco.

Después de un segundo ejercicio de calentamiento que consistió en varias contracciones submáximas de flexión y extensión de tronco, se realizaron dos contracciones isométricas voluntarias máximas de flexión (MVC) en posición vertical. Después de las MVCs, los participantes realizaron cinco ensayos de liberación rápida. En cada ensayo, los participantes tiraron del electroimán hasta que ejercieron una fuerza de bracing abdominal del 35% de su más alta MVC mientras permanecían en una posición vertical neutra. Una vez que los participantes alcanzaron el 35% de la MVC, la liberación fue disparada al azar. Los participantes fueron instruidos para desacelerar el movimiento del tronco, recuperar el equilibrio y regresar a la posición vertical lo más rápido posible una vez liberados.

Los datos cinemáticos de dos puntos anatómicos (espacio del disco intervertebral L4/L5 como eje de rotación y novena vértebra torácica como centro de masa del tronco), así como la señal de fuerza, se registraron simultáneamente utilizando un sistema Vicon 624 (Vicon Motion Systems, Reino Unido, 250 Hz) para analizar la respuesta del tronco y asegurar que los participantes mantuvieran una posición vertical precisa durante todos los ensayos. El tronco fue modelado como un resorte amortiguador (representado por un sistema de ecuaciones diferenciales lineales de segundo orden), oscilando libremente después de la liberación del torque resistido (35% MVC). Así, el ángulo de rotación del tronco está determinado por I la inercia del tronco, B el coeficiente de amortiguación, K el coeficiente de stiffness, θ_0 el ángulo de reposo, m la masa del segmento y L la longitud del tronco (L4/L5-T9; Cholewicki et al., 2000):

$$I \cdot \theta''(t) + B \cdot \theta'(t) + K(\theta(t) - \theta_0) = m \cdot g \cdot L \cdot \sin(\theta(t)) \quad (1) \quad I \cdot \theta''(t) + B \cdot \theta'(t) + K(\theta(t) - \theta_0) = m \cdot g \cdot L \cdot \sin(\theta(t)) \quad (1)$$

El momento de inercia del tronco y la masa de los segmentos se calcularon a partir de los datos comunicados por Winter (1990). La stiffness y la amortiguación se estimaron con un algoritmo de ajuste de curvas, que calculó la mejor correspondencia entre los datos cinemáticos de rotación del tronco medidos y modelados, desde la liberación hasta el ángulo máximo de flexión de tronco. Para el análisis estadístico se utilizaron los valores promedio de B y K de los cinco ensayos normalizados a la masa corporal.

Para medir la actividad electromiográfica de los erectores espinales lumbares y torácicos se utilizaron leadoffs EMG bipolares (Biovision GmbH, Alemania) con preamplificación (ancho de banda 10-500 Hz). Se colocaron electrodos circulares diferenciales con sensores Ag/AgCl (Ambu BlueSensor N) con una distancia entre electrodos de 2 cm en el lado izquierdo del cuerpo (3 cm lateral a la cuarta/quinta vértebra lumbar y 3 cm lateral a la novena vértebra torácica) después de limpiar y rasurar la piel. Dado que utilizamos los registros EMG sólo para la evaluación del tiempo de activación de los músculos erectores espinales, limitamos el registro a un lado del tronco, asumiendo tiempos de activación similares de

ambos lados. Las señales EMG fueron registradas con el sistema Vicon a una frecuencia de muestreo de 2073 Hz. Se aplicó un filtro mediana con un ancho de ventana de 26 puntos de datos a la señal EMG rectificada de onda completa. Los tiempos de activación de ambos músculos erectores espinales se definieron como el tiempo entre la liberación y el momento en que la señal filtrada excedió la media más tres desviaciones estándar de la señal EMG en reposo. La señal EMG en reposo se tomó de la señal filtrada en el intervalo de 200 a 50 ms antes de la liberación (Morey-Klapsing et al., 2004). Para el análisis estadístico se utilizó el valor medio de cinco ensayos consecutivos para estimar mejor los tiempos de activación promedio de cada participante y reducir el posible sesgo metodológico.

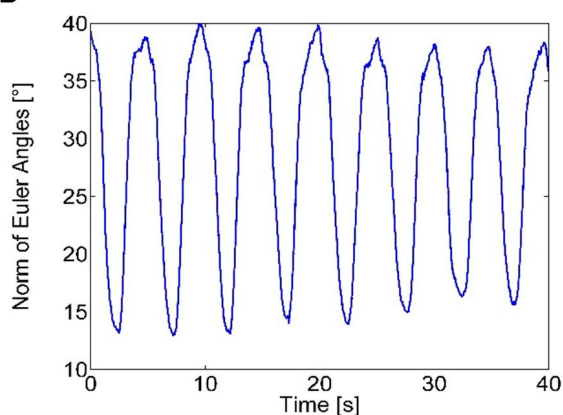
Máximo Exponente de Lyapunov

Se examinó la estabilidad dinámica local utilizando el máximo exponente de Lyapunov en tiempo finito ($\lambda_{\max}$) como criterio para la evaluación del control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral. Los participantes realizaron una prueba de levantamiento, en la que se movió cíclicamente una olla (1,5 kg) de un lado a otro entre dos mesas de diferentes alturas (90 y 53 cm; Figura 2). Las mesas se colocaron formando un ángulo de 90° entre sí, y el participante estaba de pie en el centro de ambas mesas para provocar 45° de rotación axial de tronco a cada lado. La colocación de las mesas fue estandarizada para todos los participantes con el fin de asegurar la validez ecológica, ya que por lo general las situaciones en la vida diaria son iguales para todos los individuos, independientemente de las medidas antropométricas. El ritmo de 12 ciclos/minuto (0,20 Hz) fue dado por un metrónomo. Anteriormente se ha informado de que tasas de repetición similares (0,24-0,28 Hz) son adecuadas para la evaluación de la estabilidad dinámica local (Dupeyron et al., 2013; Graham et al., 2014). Se evaluó un total de 40 ciclos para el análisis de series temporales. Se recogieron datos cinemáticos tridimensionales utilizando el sistema Vicon 624 (250 Hz) con 10 cámaras. Se colocaron marcadores (radio de 14 mm) en las espinas ilíacas anterior y posterior y se colocó una tríada de marcadores (radio de 6 mm) en T12 (12ª vértebra torácica). Los ángulos de rotación Euler 3D se calcularon con la secuencia Yaw-Pitch-Roll del sistema de coordenadas T12 con respecto a la cadera, de acuerdo con la recomendación de ISB (Wu et al., 2002). Para el análisis no lineal de series temporales, se utilizó la norma Euclidiana de los tres ángulos Euler remuestreados a 100 Hz. La reconstrucción de la dinámica del movimiento del tronco en el espacio de estado se realizó utilizando el método de integración retardada mediante la elección de un retardo de tiempo apropiado τ y la integración de la dimensión m de la siguiente manera:

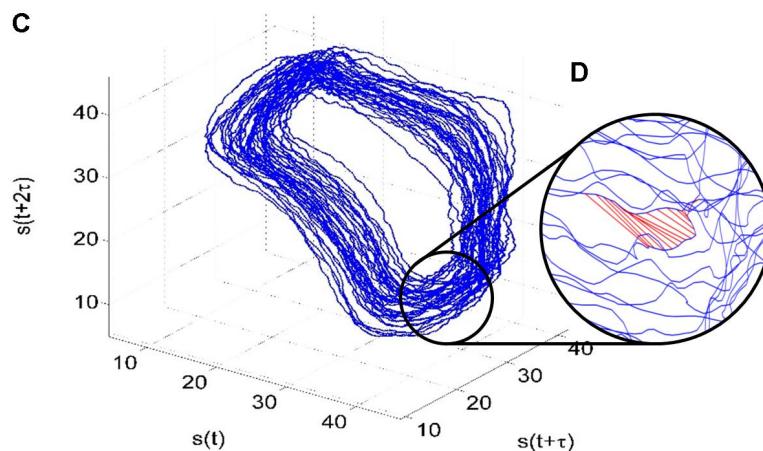
A



B



C



E

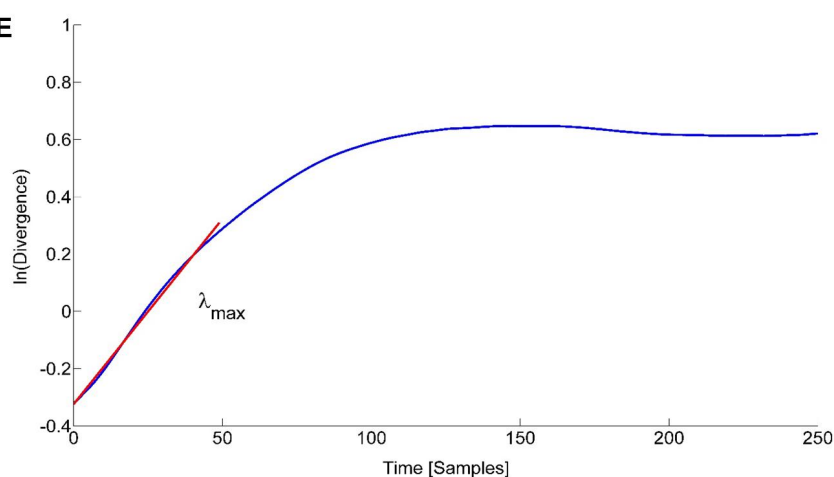


Figura 2. Evaluación de la estabilidad dinámica local del tronco durante la tarea de levantamiento. **(A)** Los participantes ejecutaron repetidamente una tarea de levantamiento desde la mesa izquierda a la derecha y a la inversa con una frecuencia de 12 ciclos por minuto (0,2 Hz) sosteniendo una olla con una masa de 1,5 kg. Se obtuvo el consentimiento informado por escrito del individuo para la publicación de esta imagen. **(B)** Análisis no lineal de series temporales. Datos instantáneos de la norma Euclídea de los ángulos Euler del tronco. **(C)** Espacio de estado reconstruido de la dinámica de la columna vertebral durante el movimiento de levantamiento utilizando la dimensión $m = 3$ y el retardo de tiempo $\tau = 1,2$ s. **(D)** Distancias Euclidianas divergentes de los pares vecinos más cercanos en el espacio de estado reconstruido. **(E)** Tasa logarítmica media de divergencia de todos los pares vecinos más cercanos a lo largo del tiempo y el máximo exponente de Lyapunov ($\lambda_{\max}$) como pendiente del ajuste lineal a la curva de divergencia resultante para 0 a 50 muestras (0,5 s).

$$S(t)=(s(t),s(t+\tau),s(t+2\tau),\dots,s(t+(m-1)\tau)) \quad (2)S(t)=(s(t),s(t+\tau),s(t+2\tau),\dots,s(t+(m-1)\tau)) \quad (2)$$

siendo $S(t)$ el vector de estado reconstruido m -dimensional, $s(t)$ la serie de normas unidimensionales Euclidianas, τ el retardo de tiempo, y m la dimensión de integración (Figura 2). El tiempo de retardo se calculó individualmente con el primer mínimo de la función de información mutua promedio (Fraser y Swinney, 1986), y la dimensión de reconstrucción requerida se determinó utilizando el análisis global del vecino más cercano falso (Kennel et al., 1992). La dimensión de tres fue suficiente para reconstruir el espacio de estado en todos los ensayos realizados, y el retardo temporal fue de $118,58 \pm 9,92$ pasos de tiempo (después de la reducción de muestreo a una frecuencia de muestreo de 100 Hz esto corresponde a unos 1,2 s). El máximo exponente de Lyapunov como una medida de la estabilidad dinámica local fue entonces calculado usando el algoritmo de Kantz (1994) en el rango de 0-0,5 s. Este parámetro describe la divergencia logarítmica media entre trayectorias inicialmente vecinas en el espacio de estado. Por lo tanto, cuanto menor sea el valor de $\lambda_{\max}$, más estable será el sistema localmente para responder a pequeñas variaciones o perturbaciones.

Análisis Estadísticos

El análisis de varianza bidireccional y las pruebas *post hoc* de Bonferroni se utilizaron para examinar las diferencias entre los grupos (deportistas y no deportistas) y las condiciones del LBP para la fuerza muscular, los tiempos de activación, la stiffness, la amortiguación y el máximo exponente de Lyapunov. La Prueba de Shapiro-Wilk se realizó para verificar la distribución normal de los datos y la prueba de Levene para evaluar la homogeneidad de las varianzas. El nivel de significancia se fijó en $\alpha = 0,05$.

RESULTADOS

No hubo diferencias significativas en los datos antropométricos entre los cuatro grupos de participantes (Tabla 1). Se encontró un efecto de dolor significativo en los momentos de extensión isométrica máxima de tronco en las tres posiciones de tronco investigadas, lo que indica una menor fuerza de extensión en los pacientes con LBP en comparación con los controles sanos ($p = 0,013$ - $0,023$; tamaño del efecto $\eta^2 = 0,091$ - $0,108$) (Tabla 2). Sin embargo, para la flexión isométrica de tronco, no se encontraron diferencias significativas relacionadas con el dolor tanto en los deportistas como en los no deportistas ($p = 0,54$ - $0,92$). Los deportistas mostraron significativamente ($p = 0,001$ - $0,009$; tamaño del efecto $\eta^2 = 0,132$ - $0,186$) mayores momentos de extensión y flexión máximos bajo ambas condiciones (con y sin LBP) en comparación con los no deportistas (Tabla 2). No se encontraron efectos significativos de dolor ($p = 0,136$) o de grupo ($p = 0,477$) sobre la stiffness del tronco. La amortiguación del tronco fue significativamente mayor para los participantes con LBP ($p = 0,018$; tamaño del efecto $\eta^2 = 0,097$), pero no mostró ningún grupo por interacción de LBP ($p = 0,331$), lo que indica alteraciones similares tanto en deportistas como en no deportistas (Tabla 3). También se observó un efecto de dolor significativo en los tiempos de activación muscular de los erectores espinales lumbares ($p = 0,019$; tamaño del efecto $\eta^2 = 0,073$) y torácicos ($p = 0,025$; tamaño del efecto $\eta^2 = 0,091$), lo que evidenció tiempos de reacción muscular más cortos después de la liberación en los pacientes con dolor lumbar, tanto de los grupos de deportistas como de los no deportistas (Tabla 3). No se encontraron diferencias significativas en el $\lambda_{\max}$ entre los grupos o las condiciones de LBP ($p = 0,395$ y $p = 0,375$, respectivamente; Tabla 3).

Parameter	Non-athletes		Athletes	
	Healthy (n = 14)	LBP (n = 15)	Healthy (n = 15)	LBP (n = 15)
Isometric contractions				
Moment _{Ext.} -15° (Nm/kg) ^{#,*}	3.65 ± 1.16	2.76 ± 1.03	4.20 ± 1.10	3.78 ± 0.84
Moment _{Ext.} 5° (Nm/kg) ^{#,*}	3.86 ± 1.08	3.37 ± 1.33	4.87 ± 0.44	4.10 ± 0.65
Moment _{Ext.} 30° (Nm/kg) ^{#,*}	4.17 ± 1.13	3.61 ± 1.28	5.19 ± 0.75	4.48 ± 0.92
Moment _{Flex.} -15° (Nm/kg) [#]	2.06 ± 0.43	1.81 ± 0.43	2.23 ± 0.34	2.34 ± 0.52
Moment _{Flex.} 5° (Nm/kg) [#]	2.06 ± 0.37	1.85 ± 0.40	2.20 ± 0.27	2.38 ± 0.52
Moment _{Flex.} 30° (Nm/kg) [#]	1.98 ± 0.31	1.83 ± 0.43	2.06 ± 0.32	2.26 ± 0.36

[#]Significant ($p < 0.05$) group effect (athletes vs. non-athletes). *Significant ($p < 0.05$) low-back pain effect (healthy vs. LBP participants).

https://www.frontiersin.org/files/Articles/354097/fnins-12-00436-HTML/image_m/fnins-12-00436-t002.jpg

Tabla 2. Momentos de flexión y extensión isométricos máximos del tronco normalizados a masa corporal (Nm/kg) para los cuatro grupos de participantes: deportistas de élite (deportistas) con (LBP) y sin (sano) dolor lumbar crónico inespecífico y participantes de la población general (no deportistas), también con y sin dolor lumbar crónico inespecífico (media ± desviación estándar).

	Non-athletes		Athletes	
	Healthy (n = 14)	LBP (n = 15)	Healthy (n = 15)	LBP (n = 15)
Trunk stiffness coefficient [Nm/(rad*kg)]	15.06 ± 5.63	11.51 ± 2.33	12.34 ± 2.60	12.73 ± 4.64
Trunk damping coefficient [Nm*s/(rad*kg)]*	0.01 ± 0.47	0.32 ± 0.37	0.17 ± 0.31	0.36 ± 0.45
OnTime _{lumb} [ms]*	79 ± 5	78 ± 9	81 ± 7	74 ± 5
OnTime _{thorac} [ms]*	82 ± 8	77 ± 8	78 ± 2	73 ± 8
λ_{max}	1.91 ± 0.33	1.69 ± 0.31	1.84 ± 0.33	1.90 ± 0.36

*Significant ($p < 0.05$) low-back pain effect (healthy vs. low-back pain participants) in both groups (athletes and non-athletes).

https://www.frontiersin.org/files/Articles/354097/fnins-12-00436-HTML/image_m/fnins-12-00436-t003.jpg

Tabla 3. Los coeficientes de stiffness y amortiguación de tronco normalizados a la masa corporal, los tiempos de activación de los músculos erectores espinales lumbares (OnTime_{lumb}) y torácicos (OnTime_{thorac}) después de la liberación y el máximo exponente de Lyapunov (λ_{max}) para los cuatro grupos de participantes: deportistas de élite (deportistas), con (LBP) y sin (sanos) dolor lumbar crónico inespecífico y participantes de la población general (no deportistas), también con y sin dolor lumbar crónico inespecífico (medias ± desviación estándar).

DISCUSIÓN

En el presente estudio, se intentó investigar la especificidad deportiva de la fuerza muscular y el control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral en el dolor lumbar inespecífico. Por lo tanto, comparamos la fuerza muscular del tronco así como el control neuromuscular de la columna vertebral después de perturbaciones repentinas de liberación rápida y durante una tarea de levantamiento repetitivo en deportistas y no deportistas con y sin LBP. Se hipotizaron diferentes efectos relacionados con la patología en deportistas y no deportistas en la fuerza muscular del tronco y el deterioro relacionado con el LBP en el control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral en ambos grupos. Encontramos en deportistas y no deportistas una menor fuerza muscular de los extensores del tronco durante las contracciones isométricas máximas y un control neuromuscular de la columna vertebral adecuadamente adaptado después de la perturbación de liberación rápida en nuestros pacientes con LBP (es decir, tiempos de activación más cortos de los músculos erectores espinales y mayor amortiguación del tronco después de la liberación rápida en comparación con los controles sanos). Estos resultados indican alteraciones neuromusculares similares en deportistas y no deportistas, y por lo tanto nuestra hipótesis debe ser rechazada. De acuerdo con estudios anteriores (Fenety y Kumar, 1992; Cho et al., 2014; Grosdent et al., 2015), no encontramos ninguna diferencia en los momentos de flexión máxima de tronco entre los participantes sanos y los de LBP, tanto en el grupo de los deportistas como en el de los no deportistas, lo que indica que no hay ningún deterioro específico de los músculos flexores del tronco relacionado con el LBP.

Aunque el dolor lumbar crónico inespecífico es un proceso complejo y multifactorial, a menudo se ha asociado un desacondicionamiento de los músculos extensores lumbares al LBP crónico (Rossi et al., 2015; Pienaar y Barnard, 2017). Además, es ampliamente aceptado que el entrenamiento de la fuerza destinado a mejorar la fuerza de los músculos del tronco es una modalidad terapéutica exitosa para reducir el LBP y mejorar los resultados funcionales (Jeffries et al., 2007; Steele et al., 2015). El volumen medio de entrenamiento de los deportistas incluidos en el estudio fue de 11 horas semanales con ejercicios regulares de fuerza muscular. Por lo tanto, esperábamos al menos un menor desacondicionamiento de la fuerza muscular de los extensores del tronco en comparación con los no deportistas. Sin embargo, encontramos una disminución relacionada con el LBP similar en los momentos de extensión máxima de tronco de hasta un 24% en ambos grupos, lo que indica déficits en la fuerza de los músculos extensores del tronco, incluso al alto nivel competitivo de los deportistas. Una razón de este déficit podría ser el descuido del entrenamiento de fuerza específico centrado en la estabilización de la columna vertebral en los deportistas. Varios estudios de revisión (Bolger et al., 2015; Jones et al., 2016) revelaron que la mayoría de los practicantes reconocen los beneficios del entrenamiento de la fuerza en los deportistas, pero se centran principalmente en ejercicios para fortalecer los músculos que están directamente relacionados con el rendimiento deportivo específico, disminuyendo la importancia de los ejercicios suplementarios de estabilidad o fortalecimiento del tronco. Las recomendaciones de entrenamiento para deportistas de élite se dirigen principalmente a grandes grupos de músculos superficiales (Kraemer et al., 1998) y menos a los músculos más profundos y pequeños, que estabilizan la columna vertebral. El entrenamiento de fuerza específico para los músculos del tronco parece no estar integrado con éxito en la práctica deportiva en comparación con los ejercicios, que se dirigen a grupos de músculos que afectan principalmente al rendimiento deportivo. Existen varios informes que demuestran que el fortalecimiento de los músculos de las extremidades inferiores, como por ejemplo los flexores plantares, los extensores de rodilla y cadera y los isquiotibiales, proporcionan importantes beneficios de rendimiento en diferentes disciplinas

deportivas (Cristea et al., 2008; Cook et al., 2014; Keiner y Sander, 2014). Por el contrario, un estudio reciente de revisión sistemática y meta-análisis (Prieske et al., 2016) evidenció que el entrenamiento de fuerza de los músculos del tronco muestra una asociación limitada con el rendimiento deportivo. Sin embargo, nuestros resultados indican un desacondicionamiento de los músculos del tronco, no sólo en la población general sino también en deportistas bien entrenados con LBP. Estos resultados sugieren que el entrenamiento de fuerza específico de los músculos del tronco podría ayudar a los pacientes a reducir el LBP no sólo en la población general sino también en una población altamente entrenada como los deportistas de élite. Una reducción del dolor lumbar en la práctica deportiva no sólo mejoraría la salud de los deportistas, sino que también tendría efectos beneficiosos a largo plazo en el rendimiento deportivo (por ejemplo, debido a una reducción de la ausencia relacionada con el dolor en las sesiones de entrenamiento o competiciones). Se necesitan estudios prospectivos adicionales para evaluar la efectividad de las terapias de acondicionamiento específicas para la prevención del LBP en la población deportista.

Además de la reducción de la fuerza muscular, los déficits en el control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral han sido informados como otro posible factor de riesgo para el surgimiento del dolor lumbar. Especialmente después de perturbaciones repentinas, la capacidad del sistema nervioso para percibir señales sensoriales y generar comandos motores adecuados que estabilizan la columna vertebral puede ser un elemento crucial para protegerla de lesiones y dolor (Cholewicki et al., 2005; van Dieën et al., 2010). En nuestro experimento, no encontramos ninguna diferencia en la stiffness del tronco entre los participantes sanos y los que de LBP, ni en los deportistas o en los no deportistas, lo que indica una estabilización efectiva de la columna vertebral después de la perturbación de liberación rápida. El desafío de estabilizar el tronco después de la perturbación inducida era bastante alto, y por lo tanto la stiffness apropiada del tronco era importante para generar un desplazamiento más pequeño y lento del tronco para contrarrestar la perturbación. Los pacientes con LBP tanto en el grupo de deportistas como en el de no deportistas mostraron un coeficiente de amortiguación más alto y tiempos de activación más cortos de los músculos erectores espinales (a nivel lumbar y torácico). Una actividad anterior de los músculos del tronco en respuesta a perturbaciones repentinas puede representar una estrategia para la prevención del dolor y las lesiones (Cholewicki et al., 2005; Gildea et al., 2015). La amortiguación es un factor intrínseco importante en el sistema musculoesquelético y un componente esencial del control de la estabilidad de la columna vertebral (Reeves et al., 2007). Los valores de amortiguación más altos reflejan un control eficaz de la columna vertebral porque un sistema de tronco mal amortiguado continuaría oscilando después de una perturbación repentina (Reeves et al., 2007; Hodges et al., 2009). Por lo tanto, un aumento de la amortiguación después de perturbaciones repentinas se ha interpretado anteriormente como beneficioso para el control efectivo de la estabilidad de la columna vertebral en presencia de LBP (Hodges et al., 2009; Gildea et al., 2015). Estos resultados indican un control de la columna vertebral correctamente adaptado después de la perturbación de liberación rápida en nuestros pacientes con dolor lumbar. Podemos argumentar que los deportistas y no deportistas con LBP incluidos en nuestro estudio no presentaron ningún déficit en el control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral, al menos en comparación con los controles sanos.

Los máximos exponentes de Lyapunov no difirieron entre los grupos o las condiciones de LBP, indicando que la estabilidad dinámica local del movimiento del tronco era independiente de la presencia de LBP tanto en deportistas como en no deportistas. Resultados similares (es decir, sin efectos del LBP sobre la estabilidad dinámica local de la cinemática del tronco) también fueron informados por Graham et al. (2014) y Asgari et al. (2015). Un estudio reciente (Arampatzis et al., 2017) también encontró estabilidad dinámica local sin cambios en el movimiento del tronco a pesar de una reducción significativa del LBP después de una terapia de ejercicio. Hasta donde sabemos, el único estudio que informó un aumento en la inestabilidad de la cinemática del tronco en presencia de LBP (Ross et al., 2015) utilizó un modelo de calor-capsaicina para introducir el LBP. Parece que un aumento agudo simulado en el LBP puede afectar la capacidad del sistema medular para contrarrestar y compensar los errores de control neuromuscular a fin de mantener la estabilidad de la columna vertebral de una manera diferente a la del LBP crónico real en los pacientes. Se puede argumentar que nuestros pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico fueron capaces de superar las inestabilidades y controlar los errores durante la tarea de levantamiento repetitivo.

Conclusión

Se encontraron consecuencias similares relacionadas con el LBP en los deportistas de élite y en los no deportistas, tanto para la fuerza muscular como para los parámetros de control neuromuscular de la estabilidad de la columna vertebral. Aunque se esperaría que el entrenamiento intensivo y completo en los deportes de competición diferenciara las consecuencias y los ajustes de control motor del LBP, tanto los deportistas como los no deportistas mostraron el mismo acondicionamiento de los músculos extensores lumbares y desarrollaron mecanismos similares para proteger la columna vertebral del dolor y el daño. Se necesita una evaluación adicional de las intervenciones de entrenamiento específicas para fortalecer los músculos del tronco, no sólo para los individuos de la población general sino también para los deportistas bien entrenados. La masa corporal y el IMC no fueron diferentes entre deportistas y no deportistas. Sin embargo, podría ser posible que los deportistas con el mismo valor de IMC muestren una mayor proporción entre masa muscular y masa grasa que afecte la normalización de la fuerza muscular a la masa corporal y la comparación entre deportistas y no

deportistas. Sin embargo, nuestro principal hallazgo fue que tanto en deportistas como en no deportistas los participantes con LBP mostraron valores de fuerza muscular más bajos, y este resultado no puede ser afectado por la normalización utilizada. Aunque las recomendaciones generales para las pruebas de MVC sugieren la realización de más de un ensayo (Wyse et al., 1994), se decidió realizar sólo un ensayo en cada posición de tronco para poder medir la fuerza máxima en varias posiciones angulares y así evaluar las diferencias entre los grupos en la relación fuerza-longitud. Nuestros resultados mostraron diferencias similares entre los grupos y la condición de dolor en todas las posiciones del tronco utilizadas en nuestro diseño experimental, lo que indica resultados estables dentro de las diferentes posiciones del tronco. Por lo tanto, confiamos en nuestros hallazgos.

Una limitación de este estudio fue la falta de registros EMG de los músculos abdominales. Estudios de Cholewicki et al. (2002, 2005) que utilizan métodos similares han demostrado que la latencia de shut-off de los músculos abdominales es un factor de riesgo preexistente significativo para la aparición de una lesión lumbar. En la población de deportistas, los individuos que sufrieron lesiones lumbares mostraron latencias en un promedio de 14 ms más largas que los que no sufrieron ninguna lesión lumbar en un estudio prospectivo (Cholewicki et al., 2005). Para la evaluación de los tiempos de activación muscular, se minimizaron los posibles errores metodológicos mediante el uso de dispositivos EMG de cable y el uso de valores promedio de cinco ensayos. Por lo tanto, podemos asumir que las diferencias significativas encontradas estaban relacionadas con las características de la muestra y no con alguna limitación metodológica. Sin embargo, las pequeñas diferencias en los tiempos de activación entre individuos con y sin LBP, incluso si alcanzan el criterio de Cohen para efectos medios ($\eta^2 = 0,091$ para los músculos torácicos y $\eta^2 = 0,073$ para los lumbares; Cohen, 1977), podrían no ser lo suficientemente grandes como para ser consideradas de relevancia clínica.

Dado que la etiología del LBP inespecífico es efectivamente multifactorial (Cholewicki et al., 2005), esta patología no sólo está relacionada con los déficits neuromusculares. Los factores psicosociales como las creencias cognitivas, los estados emocionales, la angustia o el contexto social también desempeñan un papel importante en la aparición y evolución del LBP crónico (Refshauge y Maher, 2006; Wippert et al., 2017). Estos factores estaban fuera del alcance del presente estudio y no fueron considerados en el análisis.

Declaraciones de Disponibilidad de Datos

Los conjuntos de datos están disponibles a petición. Los datos brutos que sustentan las conclusiones de este manuscrito serán puestos a disposición de cualquier investigador cualificado por los autores, sin reservas indebidas.

Declaración de Ética

Este estudio se llevó a cabo de acuerdo con las recomendaciones de la Charité - Universitätsmedizin Berlin con el consentimiento informado por escrito de todos los sujetos. Todos los sujetos dieron su consentimiento informado por escrito de conformidad con la Declaración de Helsinki. El protocolo fue aprobado por el comité de ética de la Charité - Universitätsmedizin Berlin.

Contribuciones de los Autores

AA, MMC, GL y AS contribuyeron a la concepción y diseño del estudio. MMC y GL planearon y llevaron a cabo los experimentos. AS realizó los cálculos numéricos para el experimento sugerido. AA y MMC contribuyeron a la interpretación de los resultados, escribieron el manuscrito y revisaron críticamente el importante contenido intelectual. Todos los autores contribuyeron a la revisión del manuscrito, leyeron y aprobaron la versión presentada.

Financiación

El presente estudio fue financiado por el Instituto Federal Alemán de Ciencias del Deporte en nombre del Ministerio Federal del Interior de Alemania como principal fuente de financiación. Se realiza dentro de MiSpEx - Red Nacional de Investigación para la Medicina en el Ejercicio de la Columna Vertebral (Grant No. IIA1-080 102A/11-14). Declaramos que los resultados del estudio se presentan de forma clara, honesta y sin fabricación, falsificación o manipulación inadecuada de los datos.

Declaración de Conflicto de Intereses

Los autores declaran que la investigación se llevó a cabo en ausencia de relaciones comerciales o financieras que pudieran interpretarse como un potencial conflicto de intereses.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Instituto Federal Alemán de Ciencias del Deporte (Ministerio Federal del Interior de Alemania)

como el principal financiador en el marco del MiSpEx - Red Nacional de Investigación para la Medicina en el Ejercicio de la Columna Vertebral. También agradecen el apoyo de la Fundación Alemana de Investigación (DFG) y el Fondo de Publicaciones de Acceso Abierto de la Universidad Humboldt de Berlín.

REFERENCIAS

1. Arampatzis, A., Schroll, A., Catalá, M. M., Laube, G., Schüler, S., and Dreinhofer, K. (2017). A random-perturbation therapy in chronic non-specific low-back pain patients: a randomised controlled trial. *Eur. J. Appl. Physiol.* 117, 2547-2560. doi: 10.1007/s00421-017-3742-6
2. Asgari, M., Sanjari, M. A., Mokhtarinia, H. R., Moeini Sedeh, S., Khalaf, K., and Parnianpour, M. (2015). The effects of movement speed on kinematic variability and dynamic stability of the trunk in healthy individuals and low back pain patients. *Clin. Biomech.* 30, 682-688. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.05.005
3. Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., and Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *Lancet* 379, 482-491. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60610-7
4. Beneck, G. J., and Kulig, K. (2012). Multifidus atrophy is localized and bilateral in active persons with chronic unilateral low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 300-306. doi: 10.1016/j.apmr.2011.09.017
5. Bigos, S. J., Holland, J., Holland, C., Webster, J. S., Battie, M., and Malmgren, J. A. (2009). High-quality controlled trials on preventing episodes of back problems: systematic literature review in working-age adults. *Spine J.* 9, 147-168. doi: 10.1016/j.spinee.2008.11.001
6. Bolger, R., Lyons, M., Harrison, A. J., and Kenny, I. C. (2015). Sprinting performance and resistance-based training interventions. *J. Strength Cond. Res.* 29, 1146-1156. doi: 10.1519/JSC.0000000000000720
7. Bono, C. M. (2004). Low-back pain in athletes. *J. Bone Joint Surg.* 86, 382-396. doi: 10.1177/036354657900700612
8. Cho, K. H., Beom, J. W., Lee, T. S., Lim, J. H., Lee, T. H., and Yuk, J. H. (2014). Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann. Rehabil. Med.* 38, 234-240. doi: 10.5535/arm.2014.38.2.234
9. Choi, B. K. L., Verbeek, J. H., Tam, W. W.-S., and Jiang, J. Y. (2010). Exercises for prevention of recurrences of low-back pain. *Cochrane Database Syst. Rev.* CD006555. doi: 10.1002/14651858.CD006555.pub2
10. Cholewicki, J., Greene, H. S., Polzhofer, G. K., Galloway, M. T., Shah, R. A., and Radebold, A. (2002). Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 32, 568-575. doi: 10.2519/jospt.2002.32.11.568
11. Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K., et al. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine* 30, 2614-2620. doi: 10.1097/01.brs.0000188273.27463.bc
12. Cholewicki, J., Simons, A. P. D., and Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *J. Biomech.* 33, 1377-1385. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00118-4
13. Cohen, J. (1977). Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. New York, NY: Academic Press.
14. Cook, C. J., Kilduff, L. P., Crewther, B. T., Beaven, M., and West, D. J. (2014). Morning based strength training improves afternoon physical performance in rugby union players. *J. Sci. Med. Sport* 17, 317-321. doi: 10.1016/j.jsams.2013.04.016
15. Cristea, A., Korhonen, M. T., Häkkinen, K., Mero, A., Alén, M., Sipilä, S., et al. (2008). Effects of combined strength and sprint training on regulation of muscle contraction at the whole-muscle and single-fibre levels in elite master sprinters. *Acta Physiol.* 193, 275-289. doi: 10.1111/j.1748-1716.2008.01843.x
16. Deyo, R. A., Mirza, S. K., and Martin, B. I. (2006). Back pain prevalence and visit rates. *Spine* 31, 2724-2727. doi: 10.1097/01.brs.0000244618.06877.cd
17. Dupeyron, A., Rispens, S. M., Demattei, C., and Van Dieën, J. H. (2013). Precision of estimates of local stability of repetitive trunk movements. *Eur. Spine J.* 22, 2678-2685. doi: 10.1007/s00586-013-2797-2
18. Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J., and Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33, 1889-1898. doi: 10.1097/00005768-200111000-00014
19. Eriksson, K., Németh, G., and Eriksson, E. (1996). Low back pain in elite cross-country skiers. A retrospective epidemiological study. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 6, 31-35. doi: 10.1111/j.1600-0838.1996.tb00067.x
20. Fenety, A., and Kumar, S. (1992). Isokinetic trunk strength and lumbosacral range of motion in elite female field hockey players reporting low back pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 16, 129-135. doi: 10.2519/jospt.1992.16.3.129
21. Fraser, A. M., and Swinney, H. L. (1986). Independent coordinates for strange attractors from mutual information. *Phys. Rev. A Gen. Phys.* 33, 1134-1140. doi: 10.1103/PhysRevA.33.1134
22. Gildea, J. E., Van Den Hoorn, W., Hides, J. A., and Hodges, P. W. (2015). Trunk dynamics are impaired in ballet dancers with back pain but improve with imagery. *Med. Sci. Sports Exerc.* 47, 1665-1671. doi: 10.1249/MSS.0000000000000594
23. Graham, R. B., Oikawa, L. Y., and Ross, G. B. (2014). Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *J. Biomech.* 47, 1459-1464. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.033
24. Granito, R. N., Aveiro, M. C., Renno, A. C. M., Oishi, J., and Driusso, P. (2012). Comparison of thoracic kyphosis degree, trunk muscle strength and joint position sense among healthy and osteoporotic elderly women: a cross-sectional preliminary study. *Arch. Gerontol. Geriatr.* 54, e199-e202. doi: 10.1016/j.archger.2011.05.012
25. Grosdent, S., Demoulin, C., Souchet, M., Tomasella, M., Crielaard, J. M., and Vanderthommen, M. (2015). Trunk muscle profile in elite tennis players with and without low back pain. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 55, 1354-1362.
26. Hammill, R. R., Beazell, J. R., and Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of low back pain and core dysfunction. *Clin.*

27. Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A., and Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J. Biomech.* 42, 61–66. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.001
28. Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., and Buchbinder, R. (2010). The epidemiology of low back pain. *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.* 24, 769–781. doi: 10.1016/j.berh.2010.10.002
29. Jeffries, L. J., Milanese, S. F., and Grimmer-Somers, K. A. (2007). Epidemiology of adolescent spinal pain. *Spine* 32, 2630–2637. doi: 10.1097/BRS.0b013e318158d70b
30. Jones, T. W., Smith, A., Macnaughton, L. S., and French, D. N. (2016). Strength and conditioning and concurrent training practices in elite rugby union. *J. Strength Cond. Res.* 30, 3354–3366. doi: 10.1519/JSC.0000000000001445
31. Kantz, H. (1994). A robust method to estimate the maximal Lyapunov exponent of a time series. *Phys. Lett. A* 185, 77–87. doi: 10.1016/0375-9601(94)90991-1
32. Keiner, M., and Sander, A. (2014). Long-term strength training effects on change-of-direction sprint performance. *J. Strength* 28, 223–231. doi: 10.1519/JSC.0b013e318295644b
33. Kennel, M. B., Brown, R., and Abarbanel, H. D. (1992). Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction. *Phys. Rev. A* 45, 3403–3411. doi: 10.1103/PhysRevA.45.3403
34. Kraemer, W. J., Duncan, N. D., and Volek, J. S. (1998). Resistance training and elite athletes: adaptations and program considerations. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 28, 110–119. doi: 10.2519/jospt.1998.28.2.110
35. Louw, Q. A., Morris, L. D., and Grimmer-Somers, K. (2007). The Prevalence of low back pain in Africa: a systematic review. *BMC Musculoskelet. Disord.* 8:105. doi: 10.1186/1471-2474-8-105
36. Manchikanti, L., Singh, V., Datta, S., Cohen, S. P., and Hirsch, J. A. (2009). Comprehensive review of epidemiology, scope, and impact of spinal pain. *Pain Physician* 12, E35–E70. doi: 10.1016/j.jmpt.2008.08.003
37. Morey-Klapsing, G., Arampatzis, A., and Brüggemann, G. P. (2004). Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG integrals in a joint stability study. *Clin. Biomech.* 19, 196–201. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.10.010
38. Mortazavi, J., Zebardast, J., and Mirzashahi, B. (2015). Low back pain in athletes. *Asian J. Sports Med.* 6:e24718. doi: 10.5812/asjms.6(2)2015.24718
39. Ng, L., Perich, D., Burnett, A., Campbell, A., and O’Sullivan, P. (2014). Self-reported prevalence, pain intensity and risk factors of low back pain in adolescent rowers. *J. Sci. Med. Sport* 17, 266–270. doi: 10.1016/j.jsams.2013.08.003
40. Pienaar, A. W., and Barnard, J. G. (2017). Development, validity and reliability of a new pressure air biofeedback device (PAB) for measuring isometric extension strength of the lumbar spine. *J. Med. Eng. Technol.* 41, 216–222. doi: 10.1080/03091902.2016.1253794
41. Prieske, O., Muehlbauer, T., and Granacher, U. (2016). The role of trunk muscle strength for physical fitness and athletic performance in trained individuals: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* 46, 401–419. doi: 10.1007/s40279-015-0426-4
42. Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M., and Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 25, 947–954. doi: 10.1097/00007632-200004150-00009
43. Reeves, N. P., Narendra, K. S., and Cholewicki, J. (2007). Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clin. Biomech.* 22, 266–274. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.11.011
44. Refshauge, K. M., and Maher, C. G. (2006). Low back pain investigations and prognosis: a review. *Br. J. Sports Med.* 40, 494–498. doi: 10.1136/bjsm.2004.016659
45. Reid, K. J., Harker, J., Bala, M. M., Truyers, C., Kellen, E., Bekkering, G. E., et al. (2011). Epidemiology of chronic non-cancer pain in Europe: narrative review of prevalence, pain treatments and pain impact. *Curr. Med. Res. Opin.* 27, 449–462. doi: 10.1185/03007995.2010.545813
46. Ross, G. B., Mavor, M., Brown, S. H. M., and Graham, R. B. (2015). The effects of experimentally induced low back pain on spine rotational stiffness and local dynamic stability. *Ann. Biomed. Eng.* 43, 2120–2130. doi: 10.1007/s10439-015-1268-9
47. Rossi, D. M., Morcelli, M. H., Cardozo, A. C., Denadai, B. S., Gonçalves, M., and Navega, M. T. (2015). Discriminant analysis of neuromuscular variables in chronic low back pain. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 28, 239–246. doi: 10.3233/BMR-140509
48. Schulz, S. S., Lenz, K., and Büttner-Janzen, K. (2016). Severe back pain in elite athletes: a cross-sectional study on 929 top athletes of Germany. *Eur. Spine J.* 25, 1204–1210. doi: 10.1007/s00586-015-4210-9
49. Steele, J., Bruce-Low, S., and Smith, D. (2015). A review of the specificity of exercises designed for conditioning the lumbar extensors. *Br. J. Sports Med.* 49, 291–297. doi: 10.1136/bjsports-2013-092197
50. Taylor, J. B., Goode, A. P., George, S. Z., and Cook, C. E. (2014). Incidence and risk factors for first-time incident low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J.* 14, 2299–2319. doi: 10.1016/j.spinee.2014.01.026
51. Tesarz, J., Gerhardt, A., Schommer, K., Treede, R.-D., and Eich, W. (2013). Alterations in endogenous pain modulation in endurance athletes: An experimental study using quantitative sensory testing and the cold-pressor task. *Pain* 154, 1022–1029. doi: 10.1016/j.pain.2013.03.014
52. Tesarz, J., Schuster, A. K., Hartmann, M., Gerhardt, A., and Eich, W. (2012). Pain perception in athletes compared to normally active controls: a systematic review with meta-analysis. *Pain* 153, 1253–1262. doi: 10.1016/j.pain.2012.03.005
53. Trompeter, K., Fett, D., and Platen, P. (2017). Prevalence of back pain in sports: a systematic review of the literature. *Sports Med.* 47, 1183–1207. doi: 10.1007/s40279-016-0645-3
54. van Dieën, J. H., Koppes, L. L. J., and Twisk, J. W. R. (2010). Low back pain history and postural sway in unstable sitting. *Spine* 35, 812–817. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bb81a8
55. Van Dieën, J. H., Selen, L. P. J., and Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 333–351. doi: 10.1016/S1050-6411(03)00041-5
56. van Tulder, M., Becker, A., Bekkering, T., Breen, A., Gil, del Real, M. T., et al. (2006). Chapter 3 European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur. Spine J.* 15, s169–s191. doi:

57. Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Hoboken, NJ: Wiley.
58. Wippert, P.-M., Puschmann, A.-K., Arampatzis, A., Schiltenswolf, M., and Mayer, F. (2017). Diagnosis of psychosocial risk factors in prevention of low back pain in athletes (MiSpEx). *BMJ Open Sport Exerc. Med.* 3:e000295. doi: 10.1136/bmjsem-2017-000295
59. Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J. Biomech.* 35, 543-548. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00222-6
60. Wyse, J. P., Mercer, T. H., and Gleeson, N. P. (1994). Time-of-day dependence of isokinetic leg strength and associated interday variability. *Br. J. Sports Med.* 28, 167-170. doi: 10.1136/BJSM.28.3.167

Cita Original

Moreno Catalá M, Schroll A, Laube Gand Arampatzis A (2018) MuscleStrength and Neuromuscular Controlin Low-Back Pain: Elite AthletesVersus General Population. *Front. Neurosci.* 12:436. DOI: 10.3389/fnins.2018.00436