

# Control postural estático y estabilidad de la región lumbo-pélvica en deportistas de alto rendimiento

Static Postural Control and Core Stability in High Performance Athletes

Controle postural estático e estabilidade do core em atletas de alto desempenho

Diana María Rivera-Rujana, Mg.<sup>1</sup>

Andrés Villaquirán-Hurtado, Mg.<sup>1\*</sup>

Paola Vernaza-Pinzón, Mg.<sup>1</sup>

Enmanuel Portilla-Dorado, Mg.<sup>1</sup>

**Recibido:** 14 de junio de 2022 • **Aprobado:** 15 de abril de 2024

**Doi:** <https://doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.12106>

**Para citar este artículo:** Rivera-Rujana DM, Villaquirán-Hurtado A, Vernaza-Pinzón P, Portilla-Dorado E. Control postural estático y estabilidad de la región lumbo-pélvica en deportistas de alto rendimiento. Rev Cienc Salud. 2024;22(3):1-19. <https://doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.12106>

## Resumen

**Objetivo:** determinar la relación entre el control postural estático y la estabilidad de la región lumbo-pélvica en deportistas de alto rendimiento del departamento del Cauca (Colombia). **Método:** estudio descriptivo, realizado a 20 deportistas de alto rendimiento con proyección a los Juegos Deportivos Nacionales de 2019, a quienes se les evaluó el control postural estático en tercera dimensión y se les valoró la estabilidad de la región lumbo-pélvica mediante registro electromiográfico de superficie. **Resultados:** se encontró en los planos sagital y frontal presencia de cifosis por debajo de los 30° y curvaturas escolióticas por debajo de los 10°, al igual que la diferencia en la alineación del calcáneo entre derecha e izquierda de 8.36°. Respecto a la región lumbo-pélvica, se encontró un déficit en la resistencia (tiempo) en las pruebas: puente prono, puente lateral, resistencia de extensores y resistencia de flexores; además, se evidenció una relación estadísticamente significativa entre la estabilidad, la alineación de columna, la pelvis y el tobillo ( $p \leq 0.05$ ) con alta magnitud de asociación. **Conclusiones:** la estabilidad de la región lumbo-pélvica está relacionada con el control postural

1 Universidad del Cauca (Popayán, Colombia).

Diana María Rivera-Rujana, ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5862-8130>

Andrés Villaquirán-Hurtado, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6156-6425>

Paola Vernaza-Pinzón, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8918-4736>

Enmanuel Portilla-Dorado, ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4331-7633>

\* Autor de correspondencia: [avillaquiran@unicauca.edu.co](mailto:avillaquiran@unicauca.edu.co)

estático en columna, pelvis y tobillo, lo cual evidencia la necesidad de implementar programas preventivos para los deportistas que permitan cuidar su salud y disminuir la incidencia de lesión.

**Palabras clave:** postura; rendimiento deportivo; músculos abdominales; electromiografía; deportes.

## Abstract

*Objective:* The main purpose of this study was to determine the relationship between static postural control and Core stability in high performance athletes from the department of Cauca. *Method:* Descriptive study, carried out on 20 high performance athletes with projection to the National Sports Games 2019, who underwent static postural control evaluation in third dimension and Core stability assessment by means of surface electromyographic recording. *Results:* We found in the sagittal and frontal planes the presence of kyphosis below 30° and scoliotic curvatures below 10°, as well as the difference in the alignment of the calcaneus between right and left of 8.36°. Regarding the Core, a deficit in resistance (time) was found in the tests: prone bridge, lateral bridge, extensor resistance and flexor resistance, in addition, a statistically significant relationship was evidenced between core stability, spine alignment, pelvis and ankle ( $p \leq 0.05$ ) with high magnitude of association. *Conclusions:* Core stability is related to static postural control in spine, pelvis and ankle, evidencing the need to implement preventive programs for athletes to take care of their health and decrease the incidence of injury.

**Keywords:** posture; athletic performance; abdominal muscles; electromyography; sports.

## Resumo

*Objetivo:* o principal objetivo deste estudo foi determinar a relação entre o controle postural estático e a estabilidade do Core em atletas de alto rendimento de Cauca. *Método:* estudo descritivo, realizado com 20 atletas de alto rendimento com projeção para os Jogos Esportivos Nacionais de 2019, que foram submetidos a uma avaliação do controle postural estático na terceira dimensão e avaliação da estabilidade do core por meio de registro eletromiográfico de superfície. *Resultados:* nos planos sagital e frontal, observou-se a presença de cifose abaixo de 30° e curvaturas escolióticas abaixo de 10°, além de diferença no alinhamento do calcâneo entre direita e esquerda de 8,36°. Com relação ao core, foi encontrado déficit de resistência (tempo) nos testes: ponte prona, ponte lateral, resistência extensora e resistência flexora; além disso, foi evidenciada relação estatisticamente significativa entre estabilidade do core, alinhamento da coluna, pelve e tornozelo ( $p \leq 0.05$ ) com alta magnitude de associação. *Conclusões:* a estabilidade do core está relacionada ao controle postural estático da coluna vertebral, da pelve e do tornozelo, evidenciando a necessidade de implementar programas preventivos para que os atletas cuidem de sua saúde e diminuam a incidência de lesões.

**Palavras-chave:** postura; desempenho esportivo; músculos abdominais; eletromiografia; esportes.

## Introducción

La evaluación postural hace parte fundamental de la evaluación del deportista, cualquiera sea la razón que motive su realización (1). Previo al desarrollo tecnológico, la subjetividad de este examen generó controversia y puso en duda su valor en la emisión de objetivos (2,3).

En la actualidad, ese desarrollo permite el acceso a diferentes métodos que buscan terminar con el sesgo del observador y posibilitar la extracción de múltiples datos cuantificables. El ámbito deportivo no ha sido ajeno a este panorama, donde la evaluación postural se hace obligatoria,

toda vez que puede influenciar el rendimiento deportivo y ser explicativa de diferentes trastornos, como la ocurrencia de lesiones, la variación biomecánica del gesto deportivo, el sobreuso de ciertas cadenas musculares y la aparición de cuadros de dolor (4,5).

En los métodos de evaluación postural en deportistas se han descrito la observación visual, el método de la plomada, la goniometría, la fotografía digital, el método radiográfico y el método fotogramétrico (1). Este último cuenta con una excelente fiabilidad, puesto que es un sistema muy recomendado en la actualidad, debido a su relación costo-efectividad (1,6).

Respecto a la estabilidad central proporcionada por la región lumbo-pélvica (*core* o núcleo), se ha demostrado una relación bidireccional con la alineación postural (7,8), que es importante para la generación de movimientos con características óptimas de transferencia y control de fuerzas, tanto a nivel central como a nivel periférico (9). En su conformación, la región lumbo-pélvica se ha descrito como aquella zona central constituida en la parte anterior por los músculos abdominales, los músculos paraespinales y glúteos en la porción posterior, el diafragma en la parte superior y los músculos del piso pélvico en el segmento inferior (10). Estos músculos actúan en conjunto con los principales movilizadores de los segmentos distales (dorsal ancho, pectoral mayor, isquiotibiales y cuádriceps), así como con los músculos estabilizadores (trapecio, rotadores de cadera y glúteos) (11).

En el deporte, una óptima estabilización lumbo-pélvica en la ejecución de un gesto deportivo es fundamental para el desarrollo de patrones motores adecuados (12); además, se ha evidenciado que reduce los índices de lesiones deportivas, mejora el rendimiento en atletas de élite e, incluso, favorece los procesos de rehabilitación a corto plazo (13). Por ello, a través de la electromiografía de superficie (EMG), también denominada *electromiografía cinesiológica*, podemos medir la activación de los músculos superficiales de la región lumbo-pélvica en movimientos y posturas determinadas, al permitir recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento, así como en acciones estáticas necesarias para mantener una postura (14). Ello ayuda a conocer la activación de los músculos de la región lumbo-pélvica en posturas adoptadas por los deportistas, la ejecución de gestos deportivos o en ejercicios propios de la preparación física, prevención de lesiones y procesos de rehabilitación (15).

Por lo anterior, este estudio tuvo como objetivo determinar la relación entre el control postural estático y la activación muscular de la región lumbo-pélvica en deportistas de alto rendimiento del departamento del Cauca (Colombia).

## Materiales y métodos

Este fue un estudio descriptivo-correlacional en 20 deportistas de alto rendimiento pertenecientes a las ligas de actividades subacuáticas, bádminton, judo, halterofilia y taekwondo, del departamento del Cauca, que se preparaban para los Juegos Deportivos Nacionales.

Como criterios de tipificación, los participantes hacían parte del listado de deportistas con proyección y priorización a los Juegos Deportivos Nacionales, por parte de la División Técnica del Instituto Departamental de Deportes. Además, los atletas eran reconocidos por sus ligas como pertenecientes a las selecciones Cauca que participaron en los Juegos Deportivos Nacionales de 2019, y quienes tenían la proyección de clasificarse a las siguientes justas deportivas y quienes aceptaron participar voluntariamente. Se excluyeron los deportistas que seis meses antes de la evaluación hubiesen presentado una lesión deportiva, quienes no aceptaran participar en el estudio y quienes no completaran toda la valoración.

Una vez aceptada la participación en el estudio por parte de los deportistas y entrenadores, mediante la firma del consentimiento informado por parte de los atletas mayores de edad y los tutores de los menores de edad, se procedió a recolectar información respecto de características deportivas, consignadas en una ficha de valoración funcional del Laboratorio de Desarrollo Cinético, teniendo en cuenta las siguientes variables: género, edad, deporte, modalidad, dominancia, frecuencia de entrenamiento, horas de entrenamiento, fase de entrenamiento y lesiones previas.

Posteriormente, se efectuó la evaluación postural, usando el método fotogramétrico, mediante el *software* ADiBAS Posture® y Kinect™, que permiten el análisis en 3D de la imagen tomada. Así, se siguió el protocolo recomendado, con capturas a una distancia de 2.50 m, con una altura vertical de 90 cm de la cámara y la calibración previa del escenario cada vez que se modificó la posición de la cámara. Se colocaron 40 marcadores mediante anatomía palpatoria y se realizaron tomas en la vista anterior, posterior y laterales derecha e izquierda (16). Seguidamente, se analizaron todas las imágenes con un protocolo preestablecido que permitió determinar las siguientes mediciones en la vista anterior: simetría pélvica en el plano frontal y transversal, longitud real y aparente de los miembros inferiores, ángulo Q y simetría rotuliana; en la vista posterior: simetría de la columna vertebral determinando los ángulos de cifosis y escoliosis, simetría pélvica en el plano frontal y transversal y ángulo de valgo de tobillo. En la vista lateral derecha e izquierda se determinaron el ángulo de alineación sagital de la rodilla.

Los participantes calentaron en una bicicleta durante 5 min, con movilidad articular con énfasis en los miembros inferiores y el tronco. Al término de la entrada en calor, se les realizaron las pruebas de estabilidad central: puente prono, puente lateral, resistencia de extensores y resistencia de flexores. Cada una de las pruebas estuvo acompañada de medición por electromiografía (17).

A cada deportista se le informó sobre el procedimiento, las condiciones en la ejecución de cada prueba y, seguidamente, se les preparó la piel con un gel abrasivo y alcohol. Cuando fue necesario, se afeitó la zona, todo esto para reducir la impedancia existente y obtener una señal eléctrica de calidad. A efectos de registrar la actividad electromiográfica, se utilizaron electrodos de superficie adhesivos de botón, con una distancia interelectrodo de 1 cm, los electrodos se ubicaron en los músculos de mayor activación para cada prueba, así:

1) puente prono: recto abdominal derecho e izquierdo y multifidos derecho e izquierdo; 2) puente lateral derecho e izquierdo: oblicuos interno y externo derechos e izquierdos; 3) resistencia de extensores: iliocostal, multifidos, longísimo derecho e izquierdo, y 4) resistencia de flexores: recto abdominal derecho e izquierdo, utilizando el protocolo de ubicación anatómica y alineación de los electrodos recomendaciones de la Sueface EMG for de Non invasive Assesment of muscles Seniam (18).

Para el caso de la musculatura oblicua y recto del abdomen, los electrodos se colocaron en el recto abdominal a 2.5 cm lateral al ombligo, en dirección de las fibras musculares; para el oblicuo externo, aproximadamente a 3 cm lateral a la línea semilunaris en el mismo nivel de los electrodos del recto abdominal, y para el oblicuo interno caudal a los electrodos del oblicuo externo, la espina iliaca anterosuperior y craneal al ligamento inguinal (19), bilateralmente. Se testeó la actividad del músculo registrado antes de iniciar cada prueba. Se censó toda la prueba y se procesó y analizó el 80 % de la señal, descartando el inicio y la finalización de la contracción muscular.

Los registros electromiográficos se realizaron a través del electromiógrafo inalámbrico de superficie MYON, con una velocidad de muestreo de 4000 Hz por canal, frecuencia de transmisión de 2.4 GHz, con una latencia de 16 ms constante. En el procesado de la señal se utilizó el programa PROEMG, se eliminaron los artefactos y cualquier tipo de contaminación del registro con los filtros Butterworth Low Pass filter, Butterworth High Pass filter y Notch Filter. Se rectificó la señal y, por último, se aplicó el algoritmo de suavizado media cuadrática (RMS, por sus siglas en inglés), que permite estudiar el parámetro de amplitud, como indicador de la actividad muscular, con el objetivo de obtener una imagen más próxima a la activación muscular y más fácil de observar. Los valores se normalizaron respecto a la contracción máxima voluntaria realizada previamente.

El deportista ejecutó cada una de las pruebas durante el mayor tiempo posible, manteniendo la posición sin compensaciones y sin temblor. Respecto a los resultados de la valoración final de la región lumbo-pélvica, se tuvieron en cuenta los valores normativos para pruebas de estabilidad de Heredia Elvar et al. (20) y la puntuación sugerida por los Lineamientos de Fisioterapia en el Deporte en Colombia (17).

Para la presente investigación se tuvo como referencia la Declaración de Helsinki (21), en la cual se establecen los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. De igual manera, se consideró la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, que determina las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud (22). Adicionalmente, este estudio tuvo la aprobación y el aval del Comité de Ética, con código 4925.

La información se procesó con los programas PSPP y R Wizard, de uso libre. En la interpretación de los datos se analizaron de forma descriptiva las distribuciones de frecuencia

y porcentaje. Posteriormente, se verificó la distribución de los datos de las variables cuantitativas a través de la curva de distribución normal, lo que permitió utilizar la media como medida estadística. Ahora bien, por el tipo de estudio descriptivo correlacional, se utilizaron pruebas de correlación estadística de Pearson ( $r$ ), que ayudaron a determinar el grado de correlación de las variables cuantitativas. No es la pretensión de este estudio encontrar las causas que subyacen de la correlación ni el establecimiento de hipótesis. Todas las pruebas se tomaron con un nivel de confianza del 95 %, y los investigadores asumimos una correlación positiva entre variables para valores de  $r > 0.5$ , con una significancia de  $p < 0.05$ .

## Resultados

De los 20 deportistas evaluados, 11 pertenecieron al género masculino (55%), y 9 de ellos, al género femenino (45%). La edad mínima de los participantes fue de 14 años, y la máxima, de 30 años. El promedio de edad de los deportistas estudiados fue de 20 años con una desviación estándar de  $\pm 4.65$  años. Estos deportistas de élite practicaban en promedio 3.3 h/día con una desviación estándar de  $\pm 1.2$  h/día, un mínimo de 1.5 y un máximo de entrenamiento diario de 5 h. En la tabla 1 se describen las características deportivas del grupo por modalidad deportiva, fase de entrenamiento, dominancia y frecuencia de práctica.

**Tabla 1.** Características deportivas de los participantes

|                                | Masculino |      | Femenino |      |
|--------------------------------|-----------|------|----------|------|
|                                | n         | %    | n        | %    |
| <b>Modalidad deportiva</b>     |           |      |          |      |
| <b><i>Pesas (kg)</i></b>       |           |      |          |      |
| <77                            | 1         | 9.1  | 0        | 0    |
| >105                           | 1         | 9.1  | 0        | 0    |
| 48                             | 0         | 0    | 1        | 11.1 |
| <b><i>Natación</i></b>         |           |      |          |      |
| Sin aletas                     | 2         | 18.2 | 0        | 0    |
| Con aletas                     | 1         | 9.1  | 0        | 0    |
| <b><i>Judo y taekwondo</i></b> |           |      |          |      |
| Combate                        | 4         | 36.4 | 2        | 22.2 |
| Figura y combate               | 0         | 0    | 1        | 11.1 |
| Figuras                        | 2         | 18.2 | 2        | 22.2 |
| Figuras por equipo             | 0         | 0    | 1        | 11.1 |
| <b><i>Bádminton</i></b>        |           |      |          |      |
| Mixto                          | 0         | 0    | 1        | 11.1 |
| Sencillo                       | 0         | 0    | 1        | 11.1 |

|   | Masculino |      | Femenino |      |
|---|-----------|------|----------|------|
|   | n         | %    | n        | %    |
| <b>Dominancia</b>                           |           |      |          |      |
| Diestro                                     | 8         | 72.7 | 9        | 100  |
| Zurdo                                       | 3         | 27.3 | 0        | 0    |
| <b>Fase de entrenamiento</b>                |           |      |          |      |
| Preparación física general                  | 3         | 27.3 | 4        | 44.4 |
| Preparación física específica               | 7         | 63.6 | 5        | 55.6 |
| Competitivo                                 | 1         | 9.1  | 0        | 0    |
| <b>Frecuencia de práctica (días/semana)</b> |           |      |          |      |
| 4   | 0         | 0    | 1        | 11.1 |
| 5   | 4         | 36.4 | 1        | 11.1 |
| 6   | 7         | 63.6 | 7        | 77.8 |

Respecto al análisis postural, se encontró para el ángulo de cifosis un promedio de 49.6°, con un mínimo de 28° y un máximo de 84.4°; para el ángulo de escoliosis, el promedio fue de 8.9°, con un mínimo de 0.2° y un máximo de 31°. Entre el promedio del ángulo de simetría pélvica en el plano frontal (rotación pélvica en grados) se observó una diferencia estadística de 1.4° (3.7°-2.3°); mientras que la diferencia entre los promedios del ángulo de simetría pélvica en el plano frontal (grados de inclinación pélvica) fue de 0.4° (1.8°-1.4°).

En cuanto a la simetría pélvica anterior y posterior, la diferencia del promedio fue tan solo de 0.19°. Ahora bien, respecto a las medidas real y aparente entre el miembro inferior izquierdo (MII) y miembro inferior derecho (MID), la diferencia fue de 0.8 cm. En lo que se refiere al ángulo Q, la diferencia del promedio entre el MII y el MID fue de 1.2°; de este modo, se encontró un promedio de asimetría rotuliana de 0.50 cm. Entre tanto, la diferencia entre el promedio de alineación de las rodillas derecha e izquierda en el plano sagital fue de 2.28°. El dato más destacado de alineación postural estuvo dado por la diferencia de promedio en la alineación del calcáneo derecho e izquierdo, que arrojó una diferencia estadística de 8.36° (figura 1).

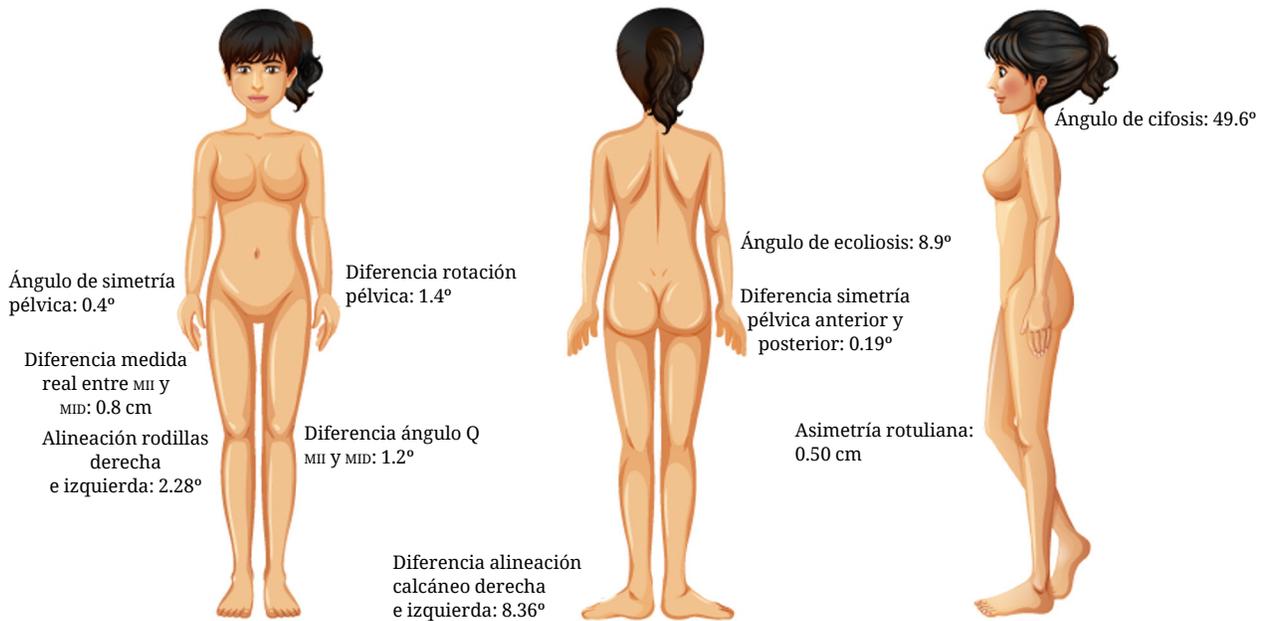


Figura 1. Análisis postural de los deportistas

En lo concerniente a la evaluación postural, la correlación de Pearson permitió conocer el grado de correlación de dos variables entre sí, entre las variables cuantitativas de tal manera que: en los ángulos de cifosis, escoliosis, simetría pélvica en el plano frontal (en centímetros y grados), ángulo Q (derecho-izquierdo), alineaciones de rodilla y tobillo arrojó una correlación significativa ( $p < 0.01$ ) para las variables: alineación del calcáneo izquierdo con ángulo de escoliosis ( $r = 0.55$ ); ángulo de inclinación pélvica posterior y ángulo de inclinación pélvica anterior ( $r = -0.87$ ); medida real de los miembros inferiores ( $r = 0.98$ ), y medida aparente de los miembros inferiores ( $r = 0.94$ ).

En lo referente a las pruebas de estabilidad de la región lumbo-pélvica, para la variable de resistencia (tiempo), las medidas de tendencia central para cada una de las pruebas fueron las siguientes: en cuanto a la medias para la resistencia de flexores, de  $43.8\text{ s}$ ; para el puente prono,  $45.8\text{ s}$ ; para el puente lateral derecho,  $30.6\text{ s}$ ; para el puente lateral izquierdo,  $32.5\text{ s}$ , y para los extensores,  $45.8\text{ s}$ . Respecto a los valores mínimos y máximos de resistencia/tiempo, las pruebas para flexores tuvieron un mínimo de  $20.4\text{ s}$ , y un máximo de  $184\text{ s}$ ; para el puente prono, el mínimo fueron  $22\text{ s}$  y el máximo fue de  $74\text{ s}$ ; para el puente lateral derecho, el mínimo fue de  $15.7\text{ s}$ , y el máximo, de  $50.7\text{ s}$ ; para el puente lateral izquierdo, el mínimo fue de  $12\text{ s}$ , y el máximo, de  $65\text{ s}$ . Entre tanto, para los extensores, el mínimo fue de  $1.2\text{ s}$ , y el máximo, de  $77.0\text{ s}$ .

En las pruebas de estabilidad de la región lumbo-pélvica y los promedios de EMG para los músculos registrados, específicamente el músculo oblicuo interno izquierdo en los deportistas evaluados, existen diferencias en el rendimiento del core ( $p < 0.05$ ; IC%:  $0.9\text{-}1.7$ ) (tabla 2). La correlación estadística entre las pruebas de estabilidad, en términos de la resistencia (tiempo) alcanzada y la activación muscular obtenida mediante la EMG, en el estadístico de Pearson

arrojó fuertes correlaciones: activación del recto anterior (RMS) en la prueba de resistencia flexora y en el puente lateral izquierdo; activación del recto anterior (RMS) en el puente prono y en el puente lateral izquierdo; activación de los multífidos (RMS) en el puente prono, en el puente lateral derecho y lateral izquierdo; activación del oblicuo externo (RMS) en el puente lateral izquierdo y en el puente lateral derecho, y, finalmente, activación del oblicuo interno (RMS) en el puente lateral izquierdo con resistencia flexora, puente lateral derecho y puente lateral izquierdo, tal como se indica en la tabla 3.

**Tabla 2.** Estadísticos para prueba de estabilidad de la región lumbo-pélvica y la electromiografía de superficie

| <b>Pruebas de estabilidad de la región lumbo-pélvica</b> | <b>Media (s)</b> | <b>Sig. (bilateral)</b> | <b>ic95%</b> |
|--|------------------|-------------------------|--------------|
| Resistencia flexores/tiempo                              | 52.67            | 0.003                   | (39.5-70.6)  |
| Puente prono/tiempo                                      | 47.87            | 0.001                   | (41.6-54.3)  |
| Puente lateral derecho/tiempo                            | 31.85            | 0.001                   | (27.5-36.3)  |
| Puente lateral izquierdo/tiempo                          | 32.94            | 0.001                   | (27.6-39.1)  |
| Resistencia extensores/tiempo                            | 48.15            | 0.001                   | (39.3-56.9)  |
| <b>Electromiografía de superficie</b>                    | <b>RMS (mV)</b>  | <b>Sig. (bilateral)</b> | <b>ic95%</b> |
| Flexor RMS recto anterior                                | 3.43             | 0.002                   | (2.4-4.6)    |
| Extensor RMS longísimo                                   | 9.84             | 0.001                   | (7.4-12.0)   |
| Extensor RMS multífido                                   | 8.05             | 0.001                   | (6.0-10.1)   |
| Extensor RMS iliocostal                                  | 5.74             | 0.001                   | (4.4-7.1)    |
| Puente prono RMS recto anterior                          | 3.19             | 0.001                   | (2.3-4.0)    |
| Puente prono RMS multífido                               | 0.52             | 0.001                   | (0.4-0.6)    |
| Puente lateral derecho RMS oblicuo externo               | 1.78             | 0.002                   | (1.2-2.3)    |
| Puente lateral derecho RMS oblicuo interno               | 1.19             | 0.002                   | (0.8-1.5)    |
| Puente lateral izquierdo RMS oblicuo externo             | 1.80             | 0.002                   | (1.3-2.2)    |
| Puente lateral izquierdo RMS oblicuo interno             | 1.33             | 0.001                   | (0.9-1.7)    |

s: segundos; RMS: media cuadrática; mV: milivoltios.

**Tabla 3.** Correlación estadística entre las pruebas de estabilidad de la región lumbo-pélvica (resistencia/tiempo) y la activación muscular (RMS)

| Región lumbo-pélvica/EMG                     |                    | Resistencia flexora/tiempo | Puente prono/tiempo | Puente lateral derecho/tiempo | Puente lateral izquierdo/tiempo | Resistencia extensores/tiempo |
|--|--------------------|----------------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------------------|-------------------------------|
| Resistencia flexora/RMS recto anterior       | Correl. de Pearson | 0.050                      | 0.271               | 0.5                           | 0.584                           | 0.398                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.833                      | 0.247               | 0.025                         | 0.007                           | 0.083                         |
| Resistencia extensora/RMS longísimo          | Correl. Pearson    | 0.223                      | 0.388               | 0.468                         | 0.411                           | 0.343                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.345                      | 0.091               | 0.037                         | 0.072                           | 0.139                         |
| Resistencia extensora/RMS multifido          | Correl. de Pearson | -0.059                     | 0.431               | 0.487*                        | 0.349                           | 0.396                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.805                      | 0.058               | 0.029                         | 0.132                           | 0.084                         |
| Resistencia extensora/RMS iliocostal         | Correl. de Pearson | -0.102                     | 0.302               | 0.398                         | 0.238                           | 0.318                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.670                      | 0.196               | 0.082                         | 0.312                           | 0.172                         |
| Puente prono/RMS recto anterior              | Correl. de Pearson | 0.341                      | 0.437               | 0.539                         | 0.627                           | -0.079                        |
|  | Sig. (bilat)       | 0.141                      | 0.054               | 0.014                         | 0.003                           | 0.739                         |
| Puente prono/RMS multifidos                  | Correl. de Pearson | 0.041                      | 0.794               | 0.722                         | 0.568                           | 0.162                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.863                      | 0.000               | 0.000                         | 0.009                           | 0.495                         |
| Puente lateral derecho/RMS oblicuo externo   | Correl. de Pearson | 0.075                      | 0.502               | 0.838                         | 0.546                           | 0.122                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.753                      | 0.024               | 0.000                         | 0.013                           | 0.607                         |
| Puente lateral derecho/RMS oblicuo interno   | Correl. de Pearson | 0.359                      | 0.548               | 0.816                         | 0.674                           | -0.098                        |
|  | Sig. (bilat)       | 0.120                      | 0.012               | 0.000                         | 0.001                           | 0.682                         |
| Puente lateral izquierdo/RMS oblicuo externo | Correl. de Pearson | 0.124                      | 0.541               | 0.628                         | 0.464                           | 0.068                         |
|  | Sig. (bilat)       | 0.604                      | 0.014               | 0.003                         | 0.039                           | 0.776                         |
| Puente lateral izquierdo/RMS oblicuo interno | Correl. de Pearson | 0.714                      | 0.494               | 0.607                         | 0.816                           | -0.174                        |
|  | Sig. (bilat)       | 0.000                      | 0.027               | 0.005                         | 0.000                           | 0.463                         |

EMG: electromiografía de superficie.

Para la correlación entre puntuación total de la prueba de la región lumbo-pélvica y las variables alineación de pelvis, alineación de tobillo y alineación de la columna se encontró una relación estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ). En la correlación se consideró la

magnitud de asociación ( $r_A$ ), expresada en el valor de la prueba cercano a uno ( $r_A \geq 0.5$ ). Se encontró que a mayor estabilidad de la región lumbo-pélvica, mayor alineación de columna, simetría pélvica y alineación del tobillo (tabla 4).

**Tabla 4.** Correlación estabilidad de la región lumbo-pélvica (*core*) y la alineación postural

| VARIABLES   | PEARSON | SIGNIFICANCIA | INTERPRETACIÓN                  |
|---|---------|---------------|---------------------------------|
| Estabilidad <i>core</i> /alineación de la columna | 0.999   | 0.001         | Correlación directa, muy fuerte |
| Estabilidad <i>core</i> /alineación de la pelvis  | 0.952   | 0.000         | Correlación directa, muy fuerte |
| Estabilidad <i>core</i> /alineación del tobillo   | 0.838   | 0.001         | Correlación directa, fuerte     |

## Discusión

La postura del individuo es la expresión física de su cuerpo, que se modifica a lo largo de la vida y está determinada por las características anatómicas particulares que afectan la biomecánica de la columna vertebral. Sus cualidades son entrenables, modificables e influenciadas a partir de estrategias como la actividad física y el deporte (1). Los resultados de la presente investigación demostraron que la postura y el rendimiento de la musculatura central están en directa relación y se influyen de manera bidireccional, en términos de la alineación y simetría postural de los deportistas participantes y el desempeño muscular en las diferentes pruebas, en términos de la resistencia o duración y la variable amplitud de energía muscular.

Al respecto, Zemková y Zapletalová (23), en 2022, encontraron que una adecuada estabilidad postural y de la región lumbo-pélvica en el deporte favorecen la eficacia de los movimientos funcionales; así mismo, destacaron que el conocer la relación de los mecanismos pasivos, activos y neurales para el control de la postura de la columna podría ser una herramienta que lleve al desarrollo de estrategias de entrenamiento específicas para cada deporte y que mejore la respuesta ante las exigencias de cada disciplina, porque también contribuye a la prevención de lesiones deportivas (23).

Uno de los determinantes más claros de la postura corporal es la alineación y biomecánica de la columna vertebral, susceptible de mediciones con métodos como los 3D fotogramétricos (1-3), usados en este estudio. La posibilidad de contar con un método para la caracterización postural sistemática de la columna vertebral es un recurso objetivo esencial en busca de obtener patrones normales o de control de la morfología espinal de la población (4). El uso de la evaluación postural como elemento constitutivo del control postural, como herramienta para potenciar el rendimiento deportivo y como posibilidad para la prevención de lesiones

en los deportistas, viene describiéndose ampliamente desde la década de 1980, con un el surgimiento de la posturología científica.

Sobre la alineación postural, los participantes del estudio mostraron, en promedio, parámetros de alineación de la columna dentro de los rangos de normalidad. Entre tanto, la alineación en los planos sagital y frontal, con contadas excepciones, presentaron cifosis por encima de los 30° y curvaturas escolióticas por encima de los 10°. Tales situaciones requieren evaluación y seguimiento, por su potencial para provocar mecanismos compensatorios capaces no solo de afectar el rendimiento deportivo y modificar el gesto, sino también de hacer propenso al deportista al desarrollo de lesiones (5-7).

Así mismo, la literatura ha descrito ampliamente la estrecha interrelación de la región axial: columna, cinturones y miembros inferiores, y ha dado claridad de la relación entre la alineación de la columna y los mecanismos compensatorios de rotación y oblicuidad pélvica y viceversa, al evidenciarse en los participantes que los parámetros de normalidad en la alineación de la columna son coherentes con los parámetros de normalidad, en promedio, para la alineación pélvica (6,8); la simetría en la longitud de las piernas con una diferencia de tan solo 0.8 mm, que se sortean biomecánicamente sin generar compensaciones (9); la simetría en la alineación de las piernas en el plano frontal, expresadas en el ángulo Q (10), y la alineación de la rótula (11), con desviaciones de menos de 1 cm y menores a los 3°.

En cuanto a la alineación del tobillo, cuya normalidad se describe en la literatura como un ángulo fisiológico en valgo de unos 5° y de hasta 7° en individuos sanos (12,13), la población estudiada mostró diferencias de promedio en la alineación del calcáneo derecho e izquierdo de 8,36°. Como marcador importante de asimetría, sin embargo, esta discrepancia hacia proximal no muestra el desarrollo de compensaciones según los resultados ya descritos. Además, es importante mencionar que el control sobre la aducción o abducción del calcáneo puede afectar la rotación de la tibia y el astrágalo, lo que puede estar relacionado con el inicio de lesiones de rodilla por sobreuso (24). Así mismo, Goff y Crawford (25) mencionaron que uno de los factores de riesgo asociados con la fascitis plantar es la pronación del calcáneo, esto es, puede presentarse debido a una alteración del mecanismo de Windlass durante la marcha, porque afecta biomecánicamente la elevación y compactación del arco medial del pie, durante la preparación de la fase de despegue, sobrecargando la fascia plantar en la inserción calcánea.

Finalmente, sobre este aspecto, las correlaciones encontradas ratifican la estrecha relación entre la alineación sagital vertebral, la alineación pélvica y de los miembros inferiores y la alineación del tobillo con la alineación vertebral frontal, simetría pélvica y longitud de los miembros inferiores, como relaciones próximo-distales y disto-proximales, además del efecto de la mala alineación o asimetría en un plano biomecánico correspondiente. Dicha situación podría corregirse con ayudas ortésicas o el entrenamiento específico de cadenas y

grupos musculares; de ahí que la reeducación postural sea un gran reto en el trabajo dinámico con los deportistas (12,13).

En las últimas dos décadas, el ejercicio de los músculos centrales de la región lumbo-pélvica ha ganado un gran interés en los deportes profesionales. La investigación se ha centrado en la prevención de lesiones y el aumento del rendimiento deportivo; de allí el auge de la producción científica y la inclusión del entrenamiento de esta musculatura en los programas de las diferentes disciplinas deportivas, desde dos perspectivas: la estabilidad y la fuerza (14).

Diversos estudios han demostrado que el déficit en el control neuromuscular y la debilidad de la región lumbo-pélvica se asocia con lesiones de la columna vertebral y las extremidades, así como con un menor control postural en sedente y bípedo y lesión de diferentes estructuras de la rodilla, principalmente en mujeres deportistas (14,15).

Para el presente estudio se encontraron bajas calificaciones (malo y regular) para las pruebas de estabilidad central de la región lumbo-pélvica en términos de resistencia/tiempo, con tiempos por debajo del mínimo esperado para el desempeño en las pruebas: puente prono, puente lateral derecho e izquierdo, resistencia de extensores y resistencia de flexores. Así mismo, Villaquirán et al. (26) encontraron que el 79 % de los deportistas universitarios tenía una mala calificación para la estabilidad de la región lumbo-pélvica. Sobre esto, según Sasaki et al. (27), programas de entrenamiento de 8 semanas pueden influir positivamente en el control neuromuscular del tronco y las extremidades inferiores, así como disminuir el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior. Ello demuestra la importancia de evaluar la estabilidad de la región lumbo-pélvica en los deportistas de rendimiento.

Además, Frizziero et al. (28) afirmaron que en el manejo de dolores crónicos de espalda baja se deben incluir estrategias de tratamiento que incluyan ejercicios de estabilidad de la región lumbo-pélvica, dado que estos pueden favorecer la reducción del dolor, la capacidad funcional y la activación de los músculos del núcleo. Aun cuando el presente estudio no describió patologías presentes en la población, sí es importante pensar en programas de entrenamiento que incluyan su estabilidad.

En cuanto a la activación muscular medida con la EMG (18,27,28-32), las correlaciones describen, en general, para todas las pruebas realizadas, una activación asimétrica de la musculatura derecha/izquierda para el mismo grupo muscular en el mismo individuo, y una diferencia amplia en los valores mínimos y máximos de activación RMS. La mayor activación se registró para el músculo longísimo izquierdo; sin embargo, los músculos extensores muestran poca influencia sobre las diferentes pruebas realizadas, a diferencia del recto abdominal y los oblicuos, tanto internos como externos.

Respecto a lo anterior, la actividad muscular en diferentes posiciones en ejercicios de estabilidad de la región lumbo-pélvica, Chanthapetch et al. (33) encontraron que para las posiciones de tumbado en cuclillas, tumbado en decúbito prono, arrodillado en cuatro puntos y de pie apoyado en la pared hay diferencias significativas en la actividad EMG recto

abdominal, oblicuo abdominal externo y transverso abdominal/oblicuo abdominal interno durante el vaciado abdominal. Por otro lado, Escriche et al. (34), muestran que los datos obtenidos mediante electromiografía en ejercicios del core, permiten establecer una estrategia de planeación más acorde, tanto para la valoración como para la prescripción de estos ejercicios de acuerdo con los niveles de actividad muscular.

Llama la atención de los resultados que, a pesar de que la dominancia predominante fue la derecha, los músculos izquierdos mostraron mayor activación; además, la participación del oblicuo interno izquierdo fue determinante en el rendimiento de las pruebas de estabilidad, situación que debe estudiarse más a fondo. En este sentido, algunos estudios han valorado la simetría de los músculos de la región lumbo-pélvica: por un lado, Mitchell et al. (29) encontraron que corredores de fondo activaban el lado derecho del músculo transverso del abdomen y los multifidos en sentido medio lateral, aunque es importante mencionar que esta diferencia de activación se disminuye con la edad de entrenamiento. De la misma manera, se han encontrado asimetrías en la activación de rotadores de tronco significativamente mayores en la fuerza de rotación del lado derecho en corredores de modalidad salto de vallas (30).

Finalmente, las correlaciones estadísticas fuertes entre la alineación de la columna y la pelvis y, en menor medida pero significativa con la alineación del tobillo, con la puntuación total de las pruebas de estabilidad de la región lumbo-pélvica, permiten observar que la postura y el rendimiento de la musculatura central están directamente relacionadas y se influyen de manera bidireccional (31,32,34,35). Sobre lo anterior, Terada et al. (36) afirmaron que pacientes con inestabilidad crónica de tobillo presentaron déficit del control postural y que ello generó cambios sensoriomotores en el movimiento, sobre todo en las articulaciones de la cadera y el tronco.

Por otra parte, los tejidos fasciales son un factor clave en la adaptación a los diferentes movimientos deportivos (37), debido a que una ineficiente transmisión del gesto deportivo por poca activación de las cadenas musculares se ha relacionado con la aparición más frecuente de lesiones en los miembros inferiores (38). Esto puede darse por un control deficiente del complejo lumbopélvico, producto de su inestabilidad dinámica, que afecta la producción y transferencia del movimiento desde el centro a las extremidades inferiores, a través de la cadena cinética (39).

## Conclusiones

La postura y la estabilidad de la región lumbo-pélvica están directamente relacionadas, puesto que la eficacia en los diferentes movimientos funcionales depende de las estructuras pasivas, activas y de control neuromuscular para el manejo de la columna vertebral, que permita un menor riesgo de lesión y una respuesta adecuada ante las exigencias deportivas.

Sobre la alineación postural, los participantes del estudio mostraron, en promedio, parámetros de alineación de la columna dentro de los rangos de normalidad, aunque se encontró un ángulo en la alineación del calcáneo mayor a lo estandarizado como normal en la literatura. Ello debe tenerse en cuenta para el control y el riesgo de lesión, pues este indicador se ha relacionado con lesiones de rodilla.

En esta investigación se documentaron bajas calificaciones en las pruebas de estabilidad de la región lumbo-pélvica, en términos de resistencia, lo cual es un resultado importante para los planes de intervención preventiva en los deportistas. También es importante mencionar que en las pruebas realizadas se encontró una activación asimétrica de la musculatura derecha/izquierda para el mismo grupo muscular en el mismo individuo y una diferencia amplia en los valores mínimos y máximos de activación  $RMS$ . Tal vez ello puede contribuir a un aumento del riesgo de lesión de los miembros inferiores, lo que implicará el desarrollo de nuevos estudios que encuentren las causas que subyacen de la correlación.

## Agradecimientos

**A** la Universidad del Cauca, al programa de Fisioterapia, y al Laboratorio de Desarrollo Cinético, por el apoyo constante y decidido con la investigación.

## Contribución de los autores

**D**iana María Rivera-Rujana: búsqueda bibliográfica, redacción del borrador original, análisis de datos y redacción del artículo.

Paola Vernaza-Pinzón: búsqueda bibliográfica, redacción del borrador original y análisis de datos.

Andrés Felipe Villaquirán-Hurtado: diseño de la investigación, redacción del borrador original, revisión y edición, y dirección de la investigación.

Enmanuel Portilla-Dorado: diseño de la investigación, análisis de los datos y redacción del borrador original.

## Fuentes de financiación

**N**inguna por declarar.

## Conflicto de intereses

Ninguno por declarar.

## Referencias

1. Singla D, Veqar Z. Methods of postural assessment used for sports persons. *J Clin Diagnostic Res.* 2014;8(4):2-5.
2. Reyes M, Revilla JR, Radeva P, Escalera S. ADiBAS: sistema multisensor de adquisición automática de datos corporales objetivos, robustos y fiables para el análisis de la postura y el movimiento [internet]. Universidad de Barcelona; s. f. [citado 2019 abr 6]. Disponible en: <http://www.maia.ub.es/~sergio/linked/iberdiscap.pdf>
3. Furlanetto TS, Sedrez JA, Candotti CT, Loss JF. Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: a systematic review. *World J Orthop.* 2016;7(2):136.
4. Pedro PS, Blaya F, D'Amato R, Juanes JA, Gallego Morales LT, Rodríguez Montes JA. Geometric model for the postural characterization in the sagittal plane of lumbar raquis. *J Med Syst.* 2019;43(5):130. <https://doi.org/10.1007/s10916-019-1249-x>
5. Diebo BG, Varghese JJ, Lafage R, Schwab FJ, Lafage V. Sagittal alignment of the spine: What do you need to know? *Clin Neurol Neurosurg.* 2015;139:295-301. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2015.10.024>
6. Ferrero E, Liabaud B, Challier V, Lafage R, Diebo BG, Vira S, et al. Role of pelvic translation and lower-extremity compensation to maintain gravity line position in spinal deformity. *J Neurosurg Spine.* 2016;24(3):436-46. <https://doi.org/10.3171/2015.5.SPINE14989>
7. Chow GCC, Fong SSM, Chung JWY, Chung LMY, Ma AWW, Macfarlane DJ. Determinants of sport-specific postural control strategy and balance performance of amateur rugby players. *J Sci Med Sport.* 2016;19(11):946-50. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.02.016>
8. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(3):346-53. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000152379.54463.65>
9. Coffey D, Hudson-Phillips SP, Radha SS, Ball S. Leg length discrepancy: the importance of a complete history and examination. *BMJ Case Rep.* 2017;2017:bcr-2017-220985. <https://doi.org/10.1136/bcr-2017-220985>
10. Kulli HD, Yeldan I, Unyildirim N. Influence of quadriceps angle on static and dynamic balance in young adults. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2019;32(6):857-62. Available from: <https://doi.org/10.3233/BMR-181332>
11. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ. Landing biomechanics in participants with different static lower extremity alignment profiles. *J Athl Train.* 2015;50(5):498-507. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.6.03>
12. Morize A, Kapoula Z. Reeducation of vergence dynamics improves postural control. *Neurosci Lett.* 2017;656:22-30. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2017.07.025>

13. Lozano-Quijada C, Poveda-Pagán EJ, Segura-Heras JV, Hernández-Sánchez S, Prieto-Castelló MJ. Changes in postural sway after a single global postural reeducation session in university students: a randomized controlled trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 2017;40(7):467-76. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2017.06.005>
14. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche L Vanden, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2018;30:48-56. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076>
15. Vera-García FJ, Barbado D, Moreno-Pérez V, Hernández-Sánchez S, Juan-Recio C, Elvira JLL. Core stability: concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Rev Andal Med Deport.* 2015;8(2):79-85. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.004>
16. Cha JY, Shin DC, Shin SH, Lee MM, Lee KJ, Song CH. Electromyographic activities of trunk muscles due to different exercise intensities during pulley-based shoulder exercises on an unstable surface. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(5):749-51. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.749>
17. Departamento Administrativo del Deporte la Recreación y el Aprovechamiento del Tiempo Libre. Lineamientos de política pública en ciencias del deporte en Fisioterapia. 2015; 1-349.
18. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok JH, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM Project [internet]. 1999 [citado 2023 jul 9]. Disponible en: <http://www.seniam.org/pdf/contents8.PDF>
19. Badiuk BW, Andersen JT, McGill SM. Exercises to activate the deeper abdominal wall muscles: the Lewit: a preliminary study. *J Strength Cond Res.* 2014 Mar;28(3):856-60. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182aac3f3>
20. Heredia Elvar JR, Donate FI, Mata Ordóñez F, Moral S, Peña G. Revisión de los métodos de valoración de la estabilidad central (Core). *PubliCE.* 2012.
21. Asociación Médica Mundial. Declaración de Helsinki de la AMM: principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos [internet]. 2017 [citado 2019 ene 10]. Disponible en: <https://www.wma.net/es/policies-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-in>
22. Resolución 008430 del 4 de octubre de 1993, por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud [internet]. [Citado 2019 ene 10]. Disponible en: [https://www.minsalud.gov.co/Normatividad\\_Nuevo/RESOLUCION%208430%20DE%201993.pdf](https://www.minsalud.gov.co/Normatividad_Nuevo/RESOLUCION%208430%20DE%201993.pdf)
23. Zemková E, Zapletalová L. The role of neuromuscular control of postural and core stability in functional movement and athlete performance. *Front Physiol.* 2022;13:796097. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.796097>
24. Fischer KM, Willwacher S, Arndt A, Brüggemann GP. Calcaneal adduction and eversion are coupled to talus and tibial rotation. *J Anat.* 2018;233(1):64-72. <https://doi.org/10.1111/joa.12813>
25. Goff JD, Crawford R. Diagnosis and treatment of plantar fasciitis. *Am Fam Physician.* 2011;84(6):676-82.
26. Villaquirán-Hurtado A, Molano-Tobar NJ, Portilla-Dorado E, Tello A. Flexibilidad, equilibrio dinámico y estabilidad del core para la prevención de lesiones en deportistas universitarios. *Univ Salud.* 2020;22(2):148-56. <https://doi.org/10.22267/rus.202202.186>

27. Sasaki S, Tsuda E, Yamamoto Y, Maeda S, Kimura Y, Fujita Y, Ishibashi Y. Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. *J Athl Train.* 2019;54(9):959-69. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-113-17>
28. Frizziero A, Pellizzon G, Vittadini F, Bigliardi D, Costantino C. Efficacy of core stability in non-specific chronic low back pain. *J Funct Morphol Kinesiol.* 2021;6(2):37. <https://doi.org/10.3390/jfmk6020037>
29. Mitchell UH, Johnson AW, Owen PJ, Rantalainen T, Belavy D. Transversus abdominis and multifidus asymmetry in runners measured by MRI: a cross-sectional study. *BMJ Open Sport Exerc Med.* 2019;5(1):e000556. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000556>
30. Adams L, Pace N, Heo A, Hunter I, Johnson AW, Mitchell UH. Internal and external oblique muscle asymmetry in sprint hurdlers and sprinters: a cross-sectional study. *J Sports Sci Med.* 2022;21(1):120-126. <https://doi.org/10.52082/jssm.2022.120>
31. Cobb SC, Bazett-Jones DM, Joshi MN, Earl-Boehm JE, James CR. The relationship among foot posture, core and lower extremity muscle function, and postural stability. *J Athl Train.* 2014;49(2):173-80. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.2.02>
32. Toprak Çelenay Ş, Özer Kaya D. An 8-week thoracic spine stabilization exercise program improves postural back pain, spine alignment, postural sway, and core endurance in university students: a randomized controlled study. *Turk J Med Sci.* 2017;47(2):504-513. <https://doi.org/10.3906/sag-1511-155>
33. Chanthapetch P, Kanlayanaphotporn R, Gaogasigam C, Chiradejnant A. Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions. *Man Ther.* 2009 Dec;14(6):642-6. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.12.009>
34. Escriche-Escuder A, Calatayud J, Aigude R, Andersen L, Ezzatvar Y, Casana J. Core muscle activity assessed by electromyography during exercises for chronic low back pain: a systematic review. *Strength Cond J.* 2019;41(4):55-69. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000456>
35. AlAbdulwahab SS, Kachanathu SJ. Effects of body mass index on foot posture alignment and core stability in a healthy adult population. *J Exerc Rehabil.* 2016;12(3):182-7. <https://doi.org/10.12965/jer.1632600.300>
36. Terada M, Morgan KD, Gribble PA. Altered movement strategy of chronic ankle instability individuals with postural instability classified based on Nyquist and Bode analyses. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2019;69:39-43. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.06.020>
37. Zügel M, Maganaris CN, Wilke J, Jurkat-Rott K, Klingler W, Wearing SC, et al. Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: consensus statement. *Br J Sports Med.* 2018;52(23):1497. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099308>
38. Van Pletzen D, Venter RE. The relationship between the bunkie-test and physical performance in rugby union players. *Int J Sports Sci Coach.* 2012;7(3):543-53. <https://doi.org/10.1260/1747-9541.7.3.543>

39. De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, Vanden Bossche L, Danneels L, Roosen P. Impaired core stability as a risk factor for the development of lower extremity overuse injuries: a prospective cohort study. *Am J Sports Med.* 2019;47(7):1713-21. <https://doi.org/10.1177/0363546519837724>