Aloma 2026, 44(1)
Revista de Psicologia, Ciències de l'Eduació i de l'Esport
ISSN: 1138-3194
Facultat de Psicologia, Ciències de l'Educació i de l'Esport Blanquerna
Universitat Ramon Llull

CC BY NC SA

Salto horizontal, asimetrías y déficit bilateral en escolares y su relación con el patrón motor: una evaluación con sensor inercial

Wilson Palomino, Brandon Sánchez, & Francisco Amú-Ruiz
Facultad de Educación y Pedagogía, Departamento de Educación Física y Deporte,
Universidad del Valle, Cali, Colombia

Recibido: 2025-07-14
Aceptado: 2026-03-25
Doi: 10.51698/aloma.2026.44.1.55-65

Salto horizontal, asimetrías y déficit bilateral en escolares y su relación con el patrón motor: una evaluación con sensor inercial

Resumen. *El presente estudio analizó la influencia del patrón motor (PM) sobre las variables cinemáticas, el déficit bilateral (DBL) y las asimetrías (%Asymm), en 79 escolares (56% de niños y 44% de niñas) de sexto grado, evaluadas mediante un sensor inercial (SI) durante las pruebas de salto horizontal bipodal (SHBI) y unipodal (SHU). Se observaron diferencias significativas en el SHU derecho: entre PM inicial vs. elemental (p = .006, TE = .407), inicial vs. maduro (p = .003, TE = .940); del SHU izquierdo: entre PM inicial vs. elemental (p = .050, TE = .524), inicial vs. maduro (p = .009, TE = .880); y del SHBI: entre PM inicial vs. elemental (p = .001, TE = .470), inicial vs. maduro (p = .050, TE = .980) y elemental vs. maduro (p = .003, TE = .880). Adicionalmente, se hallaron diferencias significativas (p < .050) en las aceleraciones medio lateral (ML) durante las fases de precarga, batida y aterrizaje. También se encontraron asimetrías contralaterales en el PM inicial y elemental, especialmente en batida y aterrizaje. En conclusión, el PM podría influir en el desempeño y control biomecánico del SH, y los SI sugieren ser herramientas eficaces para medir estas diferencias. No obstante, se requiere de un mayor volumen de sujetos y estudios experimentales que aporten evidencia sólida.*

Palabras clave: *salto horizontal; sensor inercial; patrón motor; déficit bilateral.*

Horizontal Jump, Asymmetries, and Bilateral Deficit in Schoolchildren and Their Relationship with Motor Patterns: An Evaluation Using an Inertial Sensor

Abstract. *The present study analyzed the influence of the Motor Pattern (MP) on kinematic variables, Bilateral Deficit (BD), and asymmetries (%Asymm) in 79 schoolchildren (56% boys and 44% girls) from sixth grade, evaluated through an inertial sensor (IS) during the Bipodal Horizontal Jump (BHJ) and Unipodal Horizontal Jump (UHJ) tests. Significant differences were found in the right UHJ: between initial vs elementary MP (p = .006, ES = .407), initial vs mature (p = .003, ES = .940); of the left UHJ: between initial vs elementary MP (p = .050, ES = .524), initial vs mature (p = .009, ES = .880); and of the BHJ: between initial vs elementary MP (p = .001, ES = .470), initial vs mature (p = .050, ES = .980) and elementary vs mature (p = .003, ES = .880). Additionally, we found significant differences (p < .050) in medio-lateral (ML) accelerations during the preload, takeoff, and landing phases. Also, contralateral asymmetries were found in the initial and elementary MP, in the takeoff and landing phases. In conclusion, the MP could influence the performance and biomechanical control of the BHJ and UHJ, and IS appears to be effective devices to evaluate kinematic differences in schoolchildren. Nonetheless, a larger volume of subjects and experimental studies are required to provide additional and conclusive evidence.*

Keywords: *horizontal jump; inertial sensor; motor pattern; bilateral deficit.*

Correspondencia:

Francisco Amu-Ruiz

Universidad del Valle, Cali, Colombia
francisco.amu@correounivalle.edu.co

Introducción

El salto horizontal (SH) es una acción balística que demanda tanto la coordinación de los segmentos corporales superiores e inferiores como la sinergia de las piernas, brazos, tronco y cadera (Mackala *et al.*, 2012). Este conjunto de estructuras genera una activación muscular que permite el ciclo de estiramiento-acortamiento (Fernández-Galván *et al.*, 2024) atravesando fases excéntricas, isométricas y concéntricas que culminan rápidamente en la generación de fuerza del tren inferior (Cáceres *et al.*, 2018; Markovic y Mikulic, 2010; Maulder y Cronin, 2005). En este contexto, el SH depende de la capacidad de producir fuerza en un tiempo determinado (*rate of force development* [RFD]) dado que su ejecución no supera los 250 milisegundos (ms) (Maffiuletti *et al.*, 2016). Debido a esta capacidad integradora de fuerza y coordinación, las pruebas de SH se han empleado frecuentemente para medir la fuerza que ejerce el tren inferior tanto en deportistas como en no deportistas, jóvenes y niños (Artero *et al.*, 2012; Cáceres *et al.*, 2018; Hara *et al.*, 2005; Maulder y Cronin, 2005; Thomas *et al.*, 2020). Sumado a esto, múltiples estudios han utilizado el SH como variable para medir la condición física en relación con la salud: estudio HELENA (Ortega *et al.*, 2011); Batería ALPHA-Fitness (Ruiz *et al.*, 2011) y FUPRECOL (Pacheco-Herrera *et al.*, 2016).

Por otra parte, el patrón motor (PM) descrito por Gallahue y Ozmun (2006) presenta un enfoque metodológico de tipo cualitativo, cuya información es esencial para valorar los patrones fundamentales de movimiento. En este marco, los niños van adquiriendo gradualmente un mayor número de gestos motrices que les permiten moverse de manera armoniosa y eficiente, los cuales se organizan en distintos estadios del patrón motor. En el caso del SH, se distinguen tres estadios motores: inicial, elemental y maduro. Por consiguiente, desde una perspectiva teórica, a mayor nivel de ejecución del patrón motor, mejores serán los resultados del salto (Hulteen *et al.*, 2019; Logan *et al.*, 2016; Márquez-Barquero y Rojas, 2023).

Sin embargo, cuando un estadio motor no está consolidado, su falta de dominio podría dar lugar a una desproporción entre la producción de fuerza de las extremidades inferiores y la fase de aterrizaje (Aerts *et al.*, 2013), lo cual puede generar efectos negativos en el rendimiento funcional y deportivo; además de incrementar, sobre todo, el riesgo de lesión de los niños en las pruebas isotónicas (como el SHU), cuando la diferencia entre las extremidades es mayor al 10-15% (Arboix-Alió *et al.*, 2018; Bishop *et al.*, 2021; Madruga-Parera *et al.*, 2019; Roso-Moliner *et al.*, 2023; Ruas *et al.*, 2014). A esta diferencia se la conoce como déficit bilateral (DBL) (Rejc *et al.*, 2010), y solo se puede obtener un resultado real cuando el sujeto ha realizado tareas que implican contracción bilateral máxima y tareas unilaterales, pues la suma de la fuerza producida unilateralmente es menor que la fuerza generada en acciones bilaterales máximas. De manera complementaría, la diferencia porcentual entre la fuerza producida por ambas extremidades se denomina asimetrías bilaterales (%Asymm) (Bishop *et al.*, 2018). Por lo tanto, las mejores pruebas para evaluar el DBL y %Asymm son el SH y el SHU o el salto en contramovimiento unipodal (Ojeda-Aravena *et al.*, 2021; Noyes *et al.*, 1991). En esta vía, algunos estudios han encontrado una estrecha relación entre la importancia de un correcto desarrollo motriz con la condición física relacionada con la salud de niños, es por esto que la educación física juega un rol fundamental al promover un estilo de vida saludable y prevenir factores conductuales perjudiciales para la salud, además de mejorar las cualidades físicas y desarrollar de manera adecuada los patrones fundamentales de movimiento de los niños (Stodden *et al.*, 2008).

Por otro lado, los sistemas de análisis de movimiento, como las cámaras que rastrean el desplazamiento de ciertos marcadores anatómicos, a menudo resultan una tecnología eficaz para llevar un control para diferenciar los distintos niveles de habilidad de las acciones biomecánicas que ocurren en las tareas motrices ejecutadas por los individuos, tanto en el ámbito del rendimiento como en el de la salud o la prevención de lesiones (Pueo y Jiménez-Olmedo, 2017). Sin embargo, la gran cantidad de marcadores requeridos, la recolección de los datos y su análisis resultan costosos e ineficientes debido al tiempo que se necesita invertir. Con base en esta limitación, diferentes estudios han resaltado el uso de los sensores inerciales (SI) como una tecnología no invasiva capaz de brindar una retroalimentación precisa de los procesos biomecánicos, a través de magnetómetros, acelerómetros y giroscopios (Adesida *et al.*, 2019; Castellanos-Ruiz *et al.*, 2020; Dejnabadi *et al.*, 2005; Mohammed *et al.*, 2016). Estos dispositivos son una alternativa para poder superar las limitaciones mencionadas anteriormente, ya que son capaces de registrar y evaluar las características cinemáticas del SH, debido a que su biorretroalimentación es inmediata (Düking *et al.*, 2017; Sgrò *et al.*, 2017).

Siguiendo esta línea de enfoque y considerando que el SH implica el desplazamiento del centro de gravedad desde la fase de batida hasta el aterrizaje, estudios como el realizado por Chen y Wu (2022), en adultos jóvenes, mostraron que existe una relación positiva entre el ángulo del centro de gravedad [° = 30.20 ± 3.28, z = –2.411, p < .005] su velocidad en batida [V (m/s) = 3.69 ± 0.30, z = –2.830, p = .005) y su velocidad en aterrizaje [V (m/s) = 3.82 ± 0.25, z = –2.132, p = .033] con un mejor resultado final de la longitud de salto [SH (mts) = 2.51mts ± 0.17, z = –2.271, p = .023]. Para nuestro estudio, se posicionó un SI en la región lumbar (L3-L5). Esta ubicación permite estimar el comportamiento del centro de gravedad y registrar variables cinemáticas (aceleración, tiempo de vuelo y desplazamiento) sin interferir con la ejecución del salto del niño.

Finalmente, el objetivo de este estudio fue analizar la influencia del estadio del PM sobre las variables cinemáticas, el DBL y el %Asymm, evaluados mediante sensores inerciales durante las pruebas de SHBI y SHU realizadas a escolares.

Después de las consideraciones anteriores, se formula la hipótesis de que los escolares en estadio ma-

duro de PM del SH presentarán menor déficit bilateral y menor asimetría bilateral junto con mejores variables cinemáticas en las fases de batida y aterrizaje, en comparación con los estadios inicial y elemental.

Método

Participantes

En el estudio participaron 79 estudiantes (56% de niños y 44% de niñas) de sexto grado de colegios de la ciudad de Cali. Entre ellos, 64 alumnos de colegios públicos (37 niños y 27 niñas) y 15 de un colegio privado (7 niños y 8 niñas) con una media de edad de 11.6 ± 1.02 años, talla: 1.51 ± 0.08 metros, peso corporal: 45.1 ± 9.3 kilogramos, y un IMC (índice de masa corporal) promedio de 19.5 ± 3.4 puntos. Los participantes reclutados no presentaban ningún dolor físico ni tenían discapacidades que les impidiera realizar las pruebas, por lo cual, sus tutores firmaron el consentimiento informado. El comité de ética de la Facultad de Educación y Pedagogía de la Universidad del Valle aprobó el proyecto (CEFEP-Nro. 010-2024). Las evaluaciones se realizaron durante las sesiones regulares de las clases de educación física de cada institución.

El rango etario de los participantes se seleccionó de acuerdo con el grado de escolaridad de los participantes que contaban con el nivel apropiado de competencia motora para realizar el SH y para el cual dominaban dicha acción motriz (Gallahue y Ozmun, 2006), por lo cual, el rango de edad considerado debió cumplir con diferentes estadios del patrón motor del SH.

Procedimiento

Profesionales con experiencia previa en la evaluación de los patrones motores de los escolares participaron en la investigación, y reunieron a los participantes en el patio del colegio para las evaluaciones. Los participantes fueron enlistados aleatoriamente y, antes de la evaluación, realizaron un calentamiento estandarizado de 15 minutos consistente en movilidad articular, activación muscular y familiarización con los SH que se evaluaban. Seguidamente, un evaluador les mostró a los participantes la forma correcta de ejecutar el SH y dio todas las indicaciones pertinentes para realizar un salto apropiado. Cada participante realizó dos saltos, con un tiempo de recuperación de 30 segundos entre cada salto. Antes de saltar, cada participante se colocaba detrás de la línea de salida, en posición erguida y con los brazos extendidos al lado del cuerpo de acuerdo con la metodología propuesta por Castro-Pinero *et al.* (2010).

Instrumento

Para evaluar el SH, un evaluador equipó a los participantes con un SI (MTx, 3DOF Human Orientation Tracker, Xsens Technologies B. V. Enschede, The Netherland) que combina nueve sensores MEMS individuales para proporcionar una orientación tridimensional (3D) sin deriva, así como datos cinemáticos: aceleración 3D, velocidad de giro 3D (giroscopio) y magnetómetro 3D. Como se puede ver en la Figura 1, se ubicó en la región lumbar de los participantes (entre L3 y L5) (Winter, 1995). Antes de comenzar la prueba, mientras los participantes se encontraban de pie en el suelo con la espalda erguida, el sistema de referencia fijado por el sensor se alineó con un sistema de referencia global (XYZ) fijado en la Tierra, cuyo eje Z era vertical y apuntaba hacia arriba, el eje X estaba en dirección medio lateral y el eje Y en dirección anteroposterior. Esta posición nos ayudó a controlar la trayectoria a la hora de evaluar las variables cinemáticas arrojadas por el salto horizontal (SH), tanto bilateral como unilateral. Además, nos permitió calcular las aceleraciones en los ejes previamente descritos y realizar una evaluación detallada de las aceleraciones en las fases de precarga, batida y amortiguamiento durante las fases de despegue, vuelo y aterrizaje de los saltos.

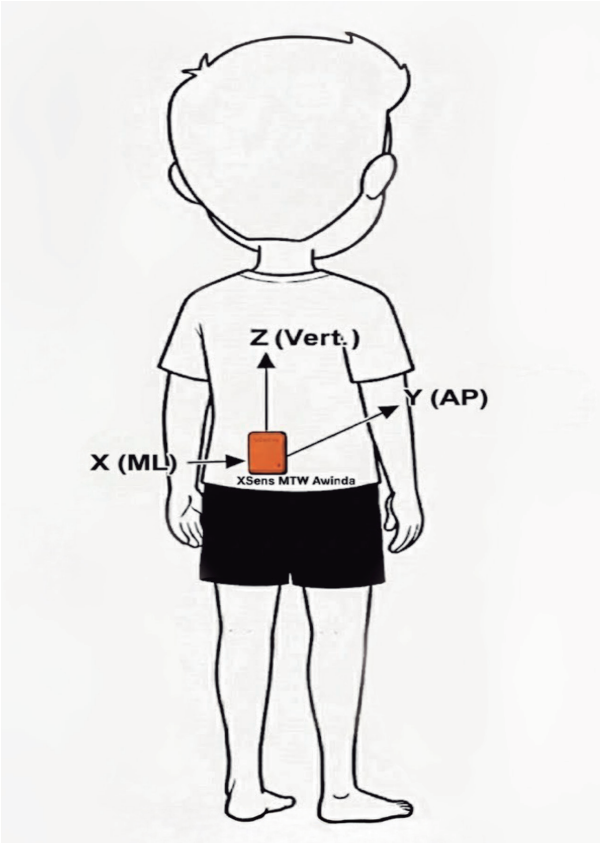

Figura 1. Sensor inercial. Esquema de ejes del sensor inercial sobre modelo humanizado.
Fuente: Elaboración propia asistida por Gemini AI.

Con el objetivo de seguir la trayectoria del centro de gravedad, se posicionó el sensor con ayuda de un cinturón elástico que lo mantenía fijado para reducir el movimiento relativo entre el dispositivo y el cuerpo humano. El SI recogió la información a una tasa de 100 Hz y las envió vía inalámbrica a un computador personal. Adicionalmente, cada SH fue filmado con una cámara (Nikkon D5100), ubicada en el ángulo perpendicular a la posición de salto con el lente óptico alineado a 90° en el plano de movimiento, con el objetivo

de realizar un análisis cualitativo posteriormente.

Evaluación

Análisis cualitativo

El PM en el SH fue interpretado por tres evaluadores independientes. Se utilizó el protocolo de Gallahue y Ozmun (2006), en el cual se segrega la proficiencia del salto en tres estadios; etapa inicial (1), etapa elemental (2) y etapa madura (3). Algunos estudios previos utilizaron este protocolo para definir los estados de desarrollo motor (Griffiths y Billard, 2013; Villera Coronado, 2024; Villouta *et al*., 2016). Además, una revisión sistemática realizada por Petrigna *et al*. (2021) reforzó la importancia de estas características cinemáticas del SH en relación con los segmentos corporales en las distintas fases del salto:

– Precarga: tronco recto, pies al ancho de los hombros y flexión profunda de rodilla.

– Batida: máxima explosividad y preferiblemente un ángulo de salida de 31-39°.

– Aterrizaje: con ambos pies juntos.

Así mismo, los evaluadores subdividieron cada etapa del salto con el ánimo de obtener una aproximación al estadio de los participantes (ver Tabla 1).

Los tres evaluadores independientes analizaron los vídeos de cada uno de los participantes por separado y calificaron si los criterios proporcionados en la cuadrícula habían sido dominados o no, lo que dio como resultado la etapa del patrón motor según lo establecido por Gallahue y Ozmun (2006).

Análisis cuantitativo
Evaluación del salto horizontal bipodal (SHB)

La evaluación de las características cuantitativas del nivel del PM se basó en los parámetros temporales y cinemáticos obtenidos de las señales del SI durante la ejecución del SH mediante el *software* desarrollado por Movalsys. Los parámetros derivados de las señales se analizaron según Setuain *et al*. (2016). El SI proporcionó la aceleración lineal y la velocidad de giro en un sistema de referencia cartesiano (XYZ) fijo. Cada SH se evaluó en diferentes fases para realizar un análisis biomecánico más completo. Esto requirió definir los diferentes eventos, determinados mediante las aceleraciones verticales proporcionadas por el SI. Una vez identificados los diferentes eventos de las tareas de SH, se pudieron definir las diferentes fases. Finalmente, se consideraron las variables de aceleración máxima (expresada en m/s^2) para cada una de las tareas de salto analizadas. Se definieron las fases de precarga (P), batida (B), vuelo (V) y aterrizaje (A) para los SH (bilateral y unilateral).

La fase de precarga (P) se determinó como la fracción del salto en la que el participante aceleró negativamente en relación con el esfuerzo de impulso activo (eventos T1-T2). La fase de batida (B) se estableció como la fracción del salto en la que el participante ejerció una fuerza positiva o una acción concéntrica activa contra el suelo (aceleraciones o fuerzas positivas en el eje vertical [eventos T2-T3]). La fase de vuelo (V) se determinó como la fracción del salto en la que el participante no ejerció ninguna fuerza contra el suelo (correspondiente a los eventos T3 a T5). Y finalmente, la fase de aterrizaje (A) se estableció como la fracción del salto en la que el participante entra en la fase de desaceleración o fase negativa del eje Z, haciendo contacto con el suelo (correspondiente a los eventos T5 y T6). Las fases del salto y sus eventos, anteriormente mencionados, se muestran en la Figura 2.

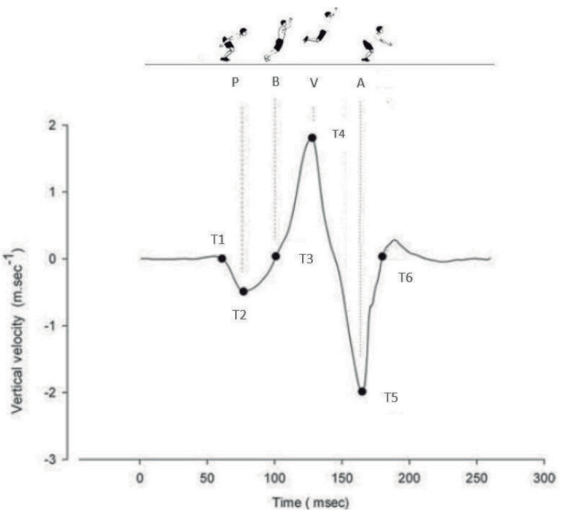

Figura 2. Curva de fuerza del salto horizontal
Nota: El eje vertical Z describe la curva de fuerza del salto horizontal por fracción de segundos. La fase de precarga (P) es intervenida por los eventos T1 y T2. La fase de batida (B) la explica el evento T2-T3. El vuelo (V) es intervenido por los eventos T3-T4 y T4-T5. Finalmente, la fase absortiva (A) corresponde a los eventos T5 y T6. Tomado y modificado de: Setuain, et al. (2016). Con permiso para su modificación.

Tabla 1. Patrón motor del salto horizontal bipodal

Patrón motor Criterio	Etapa inicial	Etapa elemental	Etapa madura
Movimiento de los brazos	Movimiento limitado; no desencadenan el movimiento al saltar. Se mueven hacia los lados y hacia abajo o hacia arriba para mantener el equilibrio durante el movimiento de vuelo.	Durante la envión, el tronco se mantiene en posición vertical, con poca participación a lo largo del salto.	La posición de flexión es limitada y poco consistente respecto al grado de flexión de las piernas. En el despegue y el aterrizaje el niño experimenta dificultades para utilizar ambos pies de forma simultánea, y una pierna puede preceder a la otra. La extensión de caderas, piernas y tobillos es incompleta en el despegue.
Movimiento de la cadera	Movimiento limitado, principalmente con movimientos de flexión y extensión simples.	Movimientos más coordinados, pero aún inestables y poco fluidos.	Movimientos controlados, fluidos y con un rango de movimiento adecuado.
Movimiento de las piernas	Movimientos básicos de flexión y extensión.	Mejora de la flexión, extensión y rotación, pero sin fluidez.	Coordinación avanzada de la cadera con movimientos dinámicos y controlados.

Nota: Esta tabla muestra los criterios que se han tenido en cuenta para la valoración cualitativa del salto horizontal bipodal. Basado en Gallahue y Ozmun (2006).

Además de las variables temporales y cinemáticas evaluadas con el SI, también se tuvo en cuenta la distancia del SHB mediante la utilización de una cinta métrica, en la cual se determinó la distancia del SH desde la línea de salida hasta la porción anterior del pie (talón) más cercana a esta. En el registro, se escogió el resultado del salto en el que el participante alcanzó la mayor distancia.

Evaluación del salto horizontal unipodal (SHU)

Para evaluar el SHU, los participantes se posicionaron detrás de la línea de partida en posición erguida, seguidamente flexionaron la pierna hacia atrás desde la articulación de la rodilla y realizaron un SH con su aterrizaje sobre cada pierna respectivamente, se tomó la distancia desde la línea de salida hasta la porción anterior del pie (talón) más cercana a esta. Se escogió el mejor salto con la mayor distancia alcanzada para cada pierna.

Una vez evaluados los saltos bipodales y unipodales, se procedió a calcular los siguientes índices: la asimetría bilateral (%Asymm) se calculó como el porcentaje de diferencia entre la mayor y la menor distancia alcanzada en los saltos unipodales, utilizando la ecuación propuesta por Bishop *et al*. (2018), que es la siguiente:

%Asymm = [(distancia de SHU mayor – distancia de SHU menor) / distancia de SHU mayor)] × 100

Igualmente, se calculó el déficit bilateral (DBL) que indica la relación entre los valores de SHBI y SHU por medio de la siguiente ecuación:

% DBL = [100 × (SHBI / Σ SHU (der. + izq.)] – 100

Análisis estadístico

La información de los parámetros temporales y cinemáticos se recolectó y se tabuló en una hoja de cálculo para un análisis preliminar. Se realizaron análisis descriptivos y una prueba de normalidad de las variables con la prueba de Shapiro-Wilk. De acuerdo con la anterior, se realizó una nueva prueba de Kruskal-Wallis para comparar los subgrupos según su PM, para identificar los parámetros que se diferencian entre niveles se realizaron pruebas de corrección para múltiples comparaciones *(post hoc)*. El tamaño del efecto (TE) de las comparaciones múltiples se cuantificó a través de la correlación de rango-biserial (*rrb*), calculada en el *software* Jamovi (v. 2.3). Para interpretar la magnitud de la *rrb*, los valores de .10 a .29 se consideraron como un efecto pequeño; de .30 a .49 como un efecto mediano; y los valores ≥ .50 como un efecto grande. Los procedimientos estadísticos se realizaron con el *software* estadístico SPSS (v. 27) para Windows y su nivel de significancia se estableció con un valor de $p < .05$.

Resultados

Los evaluadores clasificaron a los participantes de acuerdo con los patrones motores: inicial, elemental o maduro, con un promedio de confiabilidad interobservador del 72.2%. El coeficiente de correlación intraclase (CCI) para el acuerdo absoluto fue de .497 (IC 95%: .337 - .675). Las características antropométricas de los evaluados en los diferentes estadios de PM están reportadas en la Tabla 2; en el análisis de comparación de medias, no se encontraron diferencias significativas entre estas variables y el nivel del PM del SH ($p > .050$), lo que nos permite interpretar que el PM no se vio afectado por las variables antropométricas.

Tabla 2. Características antropométricas según el PM

Variable	Inicial	Elemental	Maduro
	(*n* = 25)	(*n* = 50)	(*n* = 4)
Edad	11.40 ± 0.71	11.88 ± 1.08	11.50 ± 1.73
Talla	1.53 ± 0.07	1.52 ± 0.09	1.47 ± 0.11
Masa	46.43 ± 8.34	44.93 ± 9.94	38.88 ± 6.25
IMC	19.91 ± 3.27	19.48 ± 3.55	18.06 ± 2.39

Nota: No se encontraron diferencias significativas entre los niveles de PM y la antropometría.

En la Tabla 3, se presentan las variables cinemáticas del SH, en donde se encontraron diferencias significativas en la distancia de salto unipodal realizado con la pierna derecha: entre el PM inicial vs. elemental ($p = .006$, TE = .407), y el inicial vs. maduro ($p = .003$, TE = .940); también se observaron diferencias en el SH realizado con la pierna izquierda: entre el inicial vs. elemental ($p = .05$, TE = .524), y el inicial vs. maduro ($p = 009$, TE = .880); y, del mismo modo, en el SH bilateral, donde se apreciaron diferencias entre los tres grupos de PM: inicial vs. elemental ($p = .001$, TE = .470), inicial vs. elemental ($p = .050$, TE = .980) y elemental vs. maduro ($p = .003$, TE =. 880). Así mismo, en la tabla 3, se presentan los valores de aceleración medio lateral (ML), anteroposterior (AP) y vertical (V) de los ejes X, Y y Z medidos con el SI en las diferentes fases del SH (unipodal y bipodal). Al igual que sucedió con las distancias alcanzadas en cada salto, también se encontraron diferencias significativas evidentes en el SH derecho, izquierdo y bilateral: en la fase de precarga en la aceleración ML del salto SHBI, entre el PM inicial vs. elemental ($p = .011$, TE = .375) e inicial vs. maduro ($p = .034$, TE = .667); en la fase de batida en la aceleración ML del SH izquierdo, entre inicial vs. elemental ($p = .011$, TE = .813) e inicial vs. maduro ($p = .017$, TE = .772); en la aceleración V del SH derecho, entre inicial vs. elemental ($p = .016$, TE = .353) e inicial vs. maduro ($p = .019$, TE = .750); en la aceleración V del SH izquierdo, entre el inicial vs. elemental ($p = .044$, TE = .297); y en la fase de aterrizaje, en la aceleración ML del SHU derecho, entre elemental vs. maduro ($p = .037$, TE = .639), y del SHBI, entre inicial vs. maduro ($p = .011$, TE = .813) y elemental vs. maduro ($p = .017$, TE = .733). No se encontraron diferencias significativas ($p > .050$) para las variables DBL y %Asymm entre estadios de PM.

Tabla 3. Características cinemáticas de los SHU y SHBI según el PM medidos con el SI en las diferentes fases del salto

Característica	Variable	Inicial	Elemental	Maduro	*p*(TE)	*p*(TE)	*p*(TE)
		(*n*= 25) Me (Mín. - Máx.)	(*n*= 50) Me (Mín. - Máx.)	(*n*= 4) Me (Mín. - Máx.)	Inicial vs. Elemental	Inicial vs. Maduro	Elemental vs. Maduro
	SH derecho (m)	0.81 (0.56 - 1.19)	0.97 (0.57 - 1.50)	1.19 (1.12 - 1.35)	.006(.407)	.003(.940)	-
	SH izquierdo (m)	0.78 (0.57 - 1.12)	0.97 (0.55 - 1.40)	1.11 (0.92 - 1.45)	.050(.524)	.009(.880)	-
	SH bilateral (m)	1.09 (0.71 - 1.56)	1.28 (0.85 - 1.84)	1.66 (1.50 - 1.85)	.001(.470)	.050(.980)	.003(.880)
	% Asymm	9.04 (0 - 33.7)	10.07 (0 - 36.7)	11.01 (6.9 - 17.9)	-	-	-
	% DBLw	–48.98 (–114 - 3.33)	–51.64 (–104 - –15.6)	–38.53 (–51.4 - –20.7)	-	-	-
Fase de salto	**Eje (m/s²)**						
Precarga	ML-derecho	4.05 (2.00 - 11.0)	5.29 (0.30 - 18.0)	6.03 (4.00 - 11.0)	-	-	-
	ML-izquierdo	4.18 (1.30 - 11.0)	6.27 (1.50 - 35.0)	5.78 (1.70 - 8.80)	-	-	-
	ML-bilateral	4.85 (1.00 - 9.50)	6.81 (1.50 - 21.0)	7.70 (4.60 - 10.0)	.011(.375)	.034(.667)	-
	AP-derecho	3.90 (0.80 - 17.0)	4.20 (0.50 - 15.0)	4.75 (3.10 - 6.00)	-	-	-
	AP-izquierdo	3.97 (1.40 - 10.0)	5.50 (0.90 - 27.0)	4.28 (2.10 - 30.0)	-	-	-
	AP-bilateral	3.70 (0.03- 15.0)	3.81 (0.06 - 12.0)	3.03 (1.10 - 5.50)	-	-	-
	V-derecho	7.74 (1.90 -14.0)	**6.90 (0.60 - 17.0)** µ	8.08 (6.10 - 13.0)	-	-	-
	V-izquierdo	7.56 (2.30 - 18.0)	**8.71 (2.10 - 30.0)** µ	5.23 (2.90 - 11.0)	-	-	-
	V-bilateral	12.2 (1.20 - 25.0)	9.33 (0.90 - 20.0)	7.65 (5.90 - 9.50)	-	-	-
Batida	ML-derecho	10.79 (4.70 - 19.0)	13.01 (3.90 - 27.0)	13.40 (8.60 - 18.0)	-	-	-
	ML-izquierdo	9.03 (3.40 - 17.0)	13.06 (4.40 - 33.0)	14.5 (11.0 - 19.0)	.011(.813)	.017(.772)	-
	ML-bilateral	13.6 (0 - 25.0)	19.6 (0.02 - 44.0)	18.2 (7.00 - 28.0)	-	-	-
	AP-derecho	14.6 (4.40 - 26.0)	12.6 (1.10 - 33.0)	11.4 (7.70 - 21.0)	-	-	-
	AP-izquierdo	13.3 (5.40 - 27.0)	14.6 (1.10 - 46.0)	7.55 (4.80 - 13.0)	-	-	-
	AP-bilateral	8.13 (0.06 - 22.0)	8.13 (0.10 - 25.0)	6.13 (4.60 - 7.80)	-	-	-
	V-derecho	12.66 (8.70 - 27.0)	14.79 (8.30 - 25.0)	18.50 (13.0 - 23.0)	.016(.353)	.019(.750)	-
	V-izquierdo	13.2 (8.40 - 27.0)	16.4 (8.10 - 87.0)	12.0 (8.50 - 17.0)	.044(.297)	-	-
	V-bilateral	17.8 (9.10 - 27.0)	18.2 (8.80 - 28.0)	19.7 (17.0 - 24.0)	-	-	-
Aterrizaje	ML-derecho	42.0 (15.0 - 77.0)	**52.7 (4.90 - 95.0)** µ	28.2 (1.00 - 51.0)		-	.037(.639)
	ML-izquierdo	47.9 (6.20 - 79.0)	**42.7 (2.80 - 95.0)** µ	47.2 (17.0 - 63.0)	-	-	-
	ML-bilateral	55.91 (14.0 - 100)	52.5 (9.70 - 110)	22.1 (8.6 - 44.0)	-	.011(.813)	.017(.733)
	AP-derecho	**40.9 (7.40 - 76.0)** µ	53.1 (7.00 - 150)	58.2 (32.0 - 71.0)	-	-	-
	AP-izquierdo	**48.4 (21.0 - 110)** µ	50.1 (5.40 - 120)	48.2 (12.0 - 77.0)	-	-	-
	AP-bilateral	28.7 (2.00 - 73.0)	33.6 (2.70 - 140)	22.4 (3.60 - 52)	-	-	-
	V-derecho	50.1 (19.0 - 110)	60.2 (14 - 130)	47.2 (15.0 - 73.0)	-	-	-
	V-izquierdo	47.5 (12.0 - 87.0)	51.0 (8.40 - 94.0)	45.7 (19.0 - 61.0)	-	-	-
	V-bilateral	55.5 (25.0 - 120)	61.3 (17.0 - 120)	52.0 (21.0 - 93.0)	-	-	-

Nota: Me: mediana; Mín.: valor mínimo; Máx.: valor máximo; µ: diferencias significativas entre derecha e izquierda; [-]: no se presentaron diferencias significativas ($p > 0.050$).

Discusión

El objetivo de este estudio fue analizar la influencia del estadio del PM sobre las variables cinemáticas, el DBL y el %Asymm, evaluados mediante sensores inerciales durante las pruebas de SHBI y SHU realizadas a escolares.

Los hallazgos de Hraski *et al.* (2015) y Veligekas *et al.* (2012) coinciden en que las variables antropométricas podrían influir en el desempeño del PM, dado que un estado de maduración más avanzado de los jóvenes se asociaría con un incremento de la distancia del SHBI. Adicionalmente, algunos estudios realizados en diferentes partes del mundo muestran la relación entre la edad y la longitud alcanzada en el SHBI, lo que sugiere que, a mayor edad, mayor longitud se alcanza en el salto (Holm *et al.*, 2008; Pacheco-Herrera *et al.*, 2016). De igual manera, Kinnunen (2003) y Gómez-Campos *et al.* (2019) mostraron que existe relación entre el porcentaje de grasa corporal y el desempeño del SHBI. No obstante, Kapetanakis *et al.* (2010) y Hraski *et al.* (2016) sostienen que el SH no se ve afectado por variables antropométricas como peso, talla o índice de masa corporal, sino únicamente por la edad. En contraste, los resultados obtenidos en nuestro estudio constatan que las características antropométricas no influyeron en el nivel del PM ($p > .050$). Sin embargo, es necesario investigar más profundamente para que esta premisa se considere concluyente.

Por otro lado, desafortunadamente, hasta la fecha, no se han encontrado artículos que relacionen la longitud del SHU y el PM, por lo cual puede ser una línea de investigación emergente estudiar la incidencia del PM en el desempeño del SH y el SHU en particular, debido al pico de crecimiento que se da en edades escolares (la distancia alcanzada en las pruebas de SHU y SHBI se muestra en la Tabla 3). A pesar de lo mencionado previamente, algunos estudios sí asocian otros factores con un mejor desempeño en cuanto a la longitud del SH, como la madurez física (Suits *et al.*, 2024); y la longitud del SH alcanzada con cada pierna nos permitió valorar la asimetría de los miembros inferiores (MM. II.) y su implicación en el SH bilateral, a pesar de que en nuestro estudio no hubo diferencias significativas en el porcentaje de asimetría; hecho que difiere de lo enunciado por Holm *et al.*, 2008, quienes plantean que la dominancia lateral en la distancia de salto alcanzada unilateralmente es muy relevante.

En cuanto al DBL, los valores reportados para los diferentes PM fueron los siguientes: –48.98 ± 27.26, –51.64 ± 20.77 y –38.53 ± 13.31 correspondientes al PM inicial, elemental y maduro respectivamente. Aunque los resultados no muestran diferencias significativas según los grupos, se plantea como tema de investigación determinar si el PM es inversamente proporcional al DBL, lo que indicaría un mayor control para integrar las tareas unilaterales y bilaterales, permitiendo una simetría funcional como mostraron

Acero *et al*. (2008) con futbolistas colombianos de la categoría sub-20, o como lo reportado por Ojeda-Aravena *et al*. (2021) en karatecas adolescentes, en donde se observaron valores del DBL similares a nuestro estudio. Por otra parte, determinar el DBL es importante tanto en el ámbito de la educación física como en el del deporte, porque permite conocer la contribución segmentaria en el SHBI e intuir la relación de las fuerzas tanto propulsivas como absortivas, lo cual ha sido abordado por Škarabot *et al*. (2016). No obstante, estas comparaciones son referenciales y exploratorias, debido que la comparación directa con la población de nuestro estudio es muy limitada.

Por otro lado, en la Tabla 3 se presenta el análisis comparativo de la ejecución de SHU derecho e izquierdo, según el PM, evidenciando diferencias significativas entre la distancia alcanzada por el SHU derecho entre el PM inicial vs. elemental (p = .006, TE = .407), inicial vs. maduro (p = .003, TE = .940). También se encontraron diferencias significativas en el SHU izquierdo, entre el PM inicial vs. elemental (p = .050, TE = .524) e inicial vs. maduro (p = .009; TE = .880). Adicionalmente, se encontraron diferencias significativas en el SHBI, entre el inicial vs. elemental (p = .001; TE = .470), inicial vs. maduro (p = .050, TE = .980) y elemental vs. maduro (p = .003, TE = .880), lo cual puede indicar que utilizar un buen PM para ejecutar el SHBI está relacionado con la longitud de salto alcanzada, mostrándose mayor efecto entre los patrones inicial vs. maduro. Esto último guarda relación con lo que exponen Da Silva *et al*. (2025), que reportaron diferencias significativas entre estadios del PM en niños entre los 5-15 años, especialmente en los ángulos de los MM. II. y el tronco en las fases del SH, haciendo uso del mismo modelo cualitativo de Gallahue y Ozmun (2006), lo que respalda la evidencia de que un avance en el estadio motor podría estar relacionado con las mejoras de la coordinación segmentaria y el control postural, lo cual se traduciría en ventajas funcionales.

Sobre el uso de los SI para valorar el SH, encontramos que los estudios realizados por De Lazzari *et al*. (2023), Lander *et al*. (2020) y Sgrò *et al*. (2017) con niños y adolescentes, respaldaron la utilización de sensores inerciales para evaluar y analizar las características cinemáticas del SH. A partir de este supuesto, el uso del SI en nuestro estudio nos permitió identificar diferencias significativas en la fase de precarga: en el eje ML del SHBI, entre los PM inicial vs. elemental (p = .011, TE = .375), así como entre los PM inicial vs. maduro (p = .034, TE = .667). Conjuntamente, se hallaron diferencias significativas en el eje vertical entre la pierna derecha e izquierda (p = .014); en contraposición, Sgrò *et al*. (2017) no encontraron diferencias significativas en el eje ML de la fase de precarga (p > .050). Así mismo, en la fase de batida, en nuestro estudio se identificaron diferencias significativas en el eje ML en la pierna izquierda entre los PM inicial vs. elemental (p = .011, TE = .813), así como entre los PM inicial vs. maduro (p = .017, TE = .72); de igual manera, en el eje V de la pierna derecha se observaron diferencias entre los PM inicial vs. elemental (p = .016, TE = .353) e inicial vs. maduro (p = .019, TE = .750); como también en el eje V de la pierna izquierda (p = .044, TE = .97). En ligera consonancia con lo anterior, Sgrò *et al*. (2017) encontraron únicamente diferencias significativas (p < .001, d = 1.20) entre PM inicial vs. maduro para la aceleración del eje V en batida. Estos hallazgos nos sugieren una asimetría en la carga previa al salto, y una compensación en la fase de batida, debido posiblemente a la dominancia lateral (Holm *et al*. 2008). Desafortunadamente, en nuestra revisión de la literatura disponible, no encontramos referentes teóricos precisos sobre lo abordado anteriormente.

Siguiendo con lo anterior, para la fase de aterrizaje en el SHU se encontraron diferencias significativas en el eje ML entre los PM elemental vs. maduro (p = .037, TE = .639) de la pierna derecha; y entre la pierna derecha e izquierda (52.71 ± 22.48 vs. 42.77 ± 18.68, p = .008, TE = .411) en el PM elemental. De igual manera, en el SHBI se encontraron diferencias significativas entre los PM inicial vs. maduro (p = .011, TE = .813) y entre los PM elemental vs. maduro (p = .017, TE = .733) del eje ML; lo que refuerza la idea de que un mayor PM estaría asociado con una técnica más depurada de amortiguación tras el SH tanto unipodal como bipodal (Pedley *et al*. 2021), lo cual podría ser un factor protector para prevenir lesiones en la población escolar durante los picos de crecimiento que comprenden las edades evaluadas en nuestro estudio. De igual manera el estudio de Sgrò *et al*. (2017) indicó que solo se encontraron diferencias significativas en el eje V (p < .001, d = –1.34) del SHBI. Por último, los resultados de nuestro estudio encontraron diferencias en el SHU de las piernas derecha e izquierda (40.93 ± 18.68 vs. 48.46 ± 20.30, p = .029) del PM inicial en el eje AP. Una vez más, no se encontraron referentes teóricos de lo mencionado previamente.

La implementación de los SI ha proliferado en las últimas décadas, siendo los campos de las ciencias, la salud y el deporte donde más se están usando. Esta tecnología aporta parámetros biomecánicos importantes para comprender los movimientos humanos al realizar actividades como el entrenamiento, la rehabilitación, el diagnóstico o la prescripción de ejercicio físico (Kobsar *et al*., 2020; MacDonald *et al*. 2016; Nijmeijer *et al*., 2023; Setuain *et al*., 2019). Dicha tecnología reemplazará a los sistemas de cámaras para el análisis de los movimientos humanos, debido a la portabilidad, fiabilidad, validez y retroalimentación que estos incorporan (Kobsar *et al*., 2020; Poitras *et al*., 2019). En este sentido, nuestro estudio se centra en la descripción de las características cinemáticas del SH de acuerdo al PM, usando un SI; mostrando que se pueden detectar características tanto temporales como cinemáticas en los diferentes estadios de maduración motriz, lo cual sería una ventaja en cuanto a la retroalimentación en tiempo real que pudiera tener tanto el participante como el evaluador dentro del patio escolar.

Podemos determinar que una de las limitaciones de nuestro estudio es la muestra, ya que contar con grupos

heterogéneos no nos permiten tener resultados concluyentes; sin embargo, este estudio aporta una información que puede servir para ampliar la base de conocimiento en la evaluación de la asimetría, el DBL y el PM en la población escolar, mostrándose como una ventaja en comparación con las evaluaciones tradicionales.

Los futuros estudios deben enfocarse en ampliar el rango etario y contar con muestras más equilibradas, para poder observar la relación del PM con las características cinemáticas del SH, lo que supondría un avance para comprender las fuerzas lesivas en la fase de aterrizaje y permitiría realizar una retroalimentación adecuada en tiempo real gracias a los SI, y evitar, así, lesiones articulares por sobreuso.

Conclusiones

Los resultados de este estudio deberían ser evaluados según las limitantes de la muestra de PM maduro en niños; bajo este supuesto, se observó que el PM maduro puede presentar diferencias significativas en el SHBI en la fase de aterrizaje del eje medio lateral de la pierna derecha y bilateral, comparándolo con los PM inicial y elemental. Además, se encontraron diferencias entre el segmento contralateral de las fases de precarga, en el eje vertical y en el porcentaje de contribución al SHBI en el PM elemental; y de aterrizaje, en el eje medio lateral y en el eje AP de los PM elemental e inicial, respectivamente. Estos resultados podrían sugerir la posibilidad de utilizar el SI como dispositivo eficaz para correlacionar las diferencias cinemáticas en la evaluación del PM del SHBI y SHU; lo cual nos puede ayudar a detectar posibles lesiones a futuro y enriquecer las estrategias de enseñanza a la hora de mejorar las habilidades motrices gracias al proceso de retroalimentación. También nos ayudará a transversalizar las clases de educación física con otras áreas fundamentales como lo son las matemáticas, el lenguaje, las ciencias sociales y naturales, entre otras, de acuerdo con lo expuesto en los enfoques curriculares de los diferentes Ministerios de Educación a nivel mundial y nacional (Ministerio de Educación Nacional [MEN], 2022). No obstante, si bien el tamaño de muestra no es esencialmente representativo estadísticamente, especialmente en el PM maduro, se decidió mantener esta muestra con fines exploratorios y descriptivos, y aprovechar, así, una información valiosa que además pueda servir de base para futuros estudios con SI en la población escolar.

Aplicaciones Prácticas

Los resultados de este estudio, pese a las limitaciones en cuanto a la posibilidad real de categorizar la población, podrían aconsejar el uso del sensor inercial dentro de las clases de educación física, como un instrumento de aprendizaje significativo que permitiría una articulación interdisciplinar con otras áreas de conocimiento. Coherentemente, al integrar dichos dispositivos se podrían identificar factores de riesgo de lesión y reducir la brecha de subjetividad en la valoración del patrón motor del salto horizontal, a partir de los datos obtenidos y el DBL.

Declaración de divulgación del autor

Todos los autores han leído y están de acuerdo con la versión publicada del manuscrito. No existen intereses en conflicto.

Referencias

Acero, J., Nieto, C. E., y Larrahondo, R. (2008). Estudio del déficit y facilitación bilateral en futbolistas elite sub-20 de Colombia. *Revista Médica de Risaralda*, *14*(2), 1–10. https://doi.org/10.22517/25395203.855

Adesida, Y., Papi, E., y McGregor, A. H. (2019). Exploring the role of wearable technology in sport kinematics and kinetics: A systematic review. *Sensors*, *19*(7), 1597. https://doi.org/10.3390/s19071597

Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., Verschueren, J., y Meeusen, R. (2013). A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *53*(5), 509–519.

Arboix-Alió, J., Aguilera-Castells, J., Rey-Abella, F., Buscà, B., y Fort-Vanmeerhaeghe, A. (2018). Asimetrías neuromusculares entre miembros inferiores en jugadores de hockey sobre patines. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, *14*(52), 170–182. https://doi.org/10.5232/ricyde2018.05406

Artero, E. G., España-Romero, V., Castro-Piñero, J., Ruiz, J. R., Jiménez-Pavón, D., Aparicio, V., Gatto-Cardia, M., Baena, P., Vicente-Rodríguez, G., Castillo, M. J., y Ortega, F. B. (2012). Criterion-related validity of field-based muscular fitness tests in youth. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *52*(3), 263–272.

Bishop, C., Read, P., Lake, J., Chavda, S., y Turner, A. (2018). Interlimb asymmetries: Understanding how to calculate differences from bilateral and unilateral tests. *Strength & Conditioning Journal*, *40*(4), 1–6. https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000371

Bishop, C., Read, P., McCubbine, J., y Turner, A. (2021). Vertical and horizontal asymmetries are related to slower sprinting and jump performance in elite youth female soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *35*(1), 56–63. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002544

Cáceres, X. S., Cornejo, J. M., Farfán, C. D., Herrera, M., Gómez-Campos, R., Lazari, E., y Cossio-Bolaños, M. (2018). Relación entre adiposidad corporal y salto horizontal en niños y adolescentes escolares. *Revista Chilena de Pediatría*, *89*(5), 581–588. https://doi.org/10.4067/s0370-41062018005001003

Castellanos-Ruiz, J., Montealegre-Mesa, L. M., Martínez-Toro, B. D., Gallo-Serna, J. J., y Almanza-Fuentes, O. (2020). Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano. *Universidad y Salud*, *23*(1), 55–63. https://doi.org/10.22267/rus.212301.214

Castro-Piñero, J., Ortega, F. B., Artero, E. G., Girela-Rejón, M. J., Mora, J., Sjöström, M., y Ruiz, J. R. (2010). Assessing muscular strength in youth: Usefulness of standing long jump as a general index of muscular fitness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(7), 1810–1817. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddb03d

Chen, C., y Wu, H. (2022). The effect of an 8-week rope skipping intervention on standing long jump performance. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *19*(14), 8472. https://doi.org/10.3390/ijerph19148472

Da Silva, D. C., Santos, T. C. D., Comicholi, T. P., Da Silva, B. C., Costa, V. P., & Melo, S. I. L. (2025). Análise cinemática dos ângulos intersegmentares em diferentes fases do salto horizontal em escolares de 5 a 15 anos. *Cuadernos De Educación Y Desarrollo*, *17*(11), e9901. https://doi.org/10.55905/cuadv17n11-008

Dejnabadi, H., Jolles, B., y Aminian, K. (2005). A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *52*(8), 1478–1484. https://doi.org/10.1109tbme.2005.851475

De Lazzari, B., Mascia, G., Vannozzi, G., & Camomilla, V. (2023). Estimating the Standing Long Jump Length from Smartphone Inertial Sensors through Machine Learning Algorithms. *Bioengineering*, *10*(5), 546. https://doi.org/10.3390/bioengineering10050546

Düking, P., Holmberg, H., y Sperlich, B. (2017). Instant biofeedback provided by wearable sensor technology can help to optimize exercise and prevent injury and overuse. *Frontiers in Physiology*, *8*, 167. https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00167

Fernández-Galván, L. M., Casado, A., y Domínguez, R. (2024). Evaluación y prescripción del salto vertical y horizontal en futbolistas. Revisión narrativa. *Retos*, *52*, 410–420. https://doi.org/10.47197/retos.v52.101834

Gallahue, D. L., y Ozmun, J. C. (2006). *Understanding motor development: Infants, children, adolescents, adults* (6.ª ed.). McGraw-Hill.

Gómez-Campos, R., Cruz-Flores, I., Méndez-Cornejo, J., Pezoa-Fuentes, P., Urra-Albornoz, C., y Cossio-Bolaños, M. A. (2019). La adiposidad corporal se relaciona con el rendimiento del salto horizontal en niños. *Retos*, *36*, 370–375. https://doi.org/10.47197/retos.v36i36.68966

Griffiths, G., y Billard, R. (2013). The fundamental movement skills of a year 9 group and a gifted and talented cohort. *Advances in Physical Education*, *3*(4), 215–220. https://doi.org/10.4236/ape.2013.34035

Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., y Fukashiro, S. (2005). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, *39*(13), 2503–2511. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.030

Holm, I., Tveter, A. T., Fredriksen, P. M., y Vøllestad, N. (2008). A normative sample of gait and hopping on one leg parameters in children 7–12 years of age. *Gait & Posture*, *29*(2), 317–321. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.016

Hraski, M., Hraski, Ž., y Lorger, M. (2016). The relationship between age and selected kinematic parameters of standing long jump test. *The Anthropologist*, *24*(1), 237–242. https://doi.org/10.1080/09720073.2016.11892011

Hraski, M., Hraski, Ž., Mraković, S., y Horvat, V. (2015). Relation between anthropometric characteristics and kinematic parameters which influence standing long jump efficiency in boys and adolescents. *Collegium Antropologicum*, *39*(1), 47–55.

Hulteen, R. M., True, L., y Pfeiffer, K. A. (2019). Differences in associations of product- and process-oriented motor competence assessments with physical activity in children. *Journal of Sports Sciences*, *38*(4), 375–382. https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1702279

Kapetanakis, S., Papadopoulos, K., Fiska, A., Vasileiadis, D., Papadopoulos, P., Papatheodorou, K., Adamopoulos, P., y Papanas, N. (2010). Body composition and standing long jump in young men athletes aged 6-13 years. *Journal of Medicine and Medical Sciences*, *1*(9), 418–422.

Kinnunen, D. A. (2003). *Anthropometric determinants of performance in the standing long jump* [Tesis de Doctorado, Michigan State University]. https://doi.org/10.25335/q4yj-xe19

Kobsar, D., Charlton, J. M., Tse, C. T., Esculier, J., Graffos, A., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., y Hunt, M. A. (2020). Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: A systematic review and meta-analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *17*(1), 62. https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3

Lander, N., Nahavandi, D., Mohamed, S., Essiet, I., & Barnett, L. M. (2020). Bringing objectivity to motor skill assessment in children. *Journal of Sports Sciences*, *38*(13), 1539–1549. https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1747743

Logan, S. W., Barnett, L. M., Goodway, J. D., y Stodden, D. F. (2016). Comparison of performance on process- and product-oriented assessments of fundamental motor skills across childhood. *Journal of Sports Sciences*, *35*(7), 634–641. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1183803

MacDonald, K., Bahr, R., Baltich, J., Whittaker, J. L., y Meeuwisse, W. H. (2016). Validation of an inertial measurement unit for the measurement of jump count and height. *Physical Therapy in Sport*, *25*, 15–19. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.12.001

Mackala, K., Stodółka, J., Siemienski, A., y Ćoh, M. (2012). Biomechanical analysis of standing long jump from varying starting positions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *27*(10), 2674–2684. https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31825fce65

Madruga-Parera, M., Romero-Rodríguez, D., Bishop, C., Beltran-Valls, M. R., Latinjak, A. T., Beato, M., y Fort-Vanmeerhaeghe, A. (2019). Effects of maturation on lower limb neuromuscular asymmetries in elite youth tennis players. *Sports*, *7*(5), 106. https://doi.org/10.3390/sports7050106

Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., y Duchateau, J. (2016). Rate of force development: Physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(6), 1091–1116. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6

Markovic, G., y Mikulic, P. (2010). Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports Medicine*, *40*(10), 859–895. https://doi.org/10.2165/11318370-000000000-00000

Márquez-Barquero, M., y Rojas, W. S. (2023). Los patrones básicos de movimiento saltar y lanzar: La evaluación del proceso y el producto. *Pensar en Movimiento: Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud*, *21*(2), e48328. https://doi.org/10.15517/pensarmov.v21i2.48328

Maulder, P., y Cronin, J. (2005). Horizontal and vertical jump assessment: Reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. *Physical Therapy in Sport*, *6*(2), 74–82. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.01.001

Ministerio de Educación Nacional [MEN]. (2022). *Orientaciones curriculares para la educación física, recreación y deporte*. https://www.mineducacion.gov.co/portal/Preescolar-basica-y-media/Referentes-de-calidad/411706:Orientaciones-Curriculares

Mohammed, S., Samé, A., Oukhellou, L., Kong, K., Huo, W., y Amirat, Y. (2016). Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. *Robotics and Autonomous Systems*, *75*, 50–59. https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.10.012

Nijmeijer, E. M., Heuvelmans, P., Bolt, R., Gokeler, A., Otten, E., y Benjaminse, A. (2023). Concurrent validation of the Xsens IMU system of lower-body kinematics in jump-landing and change-of-direction tasks. *Journal of Biomechanics*, *154*, 111637. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111637

Noyes, F. R., Barber, S. D., y Mangine, R. E. (1991). Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *The American Journal of Sports Medicine*, *19*(5), 513–518. https://doi.org/10.1177/036354659101900518

Ojeda-Aravena, A., Azócar-Gallardo, J., Herrera-Valenzuela, T., y García-García, J. M. (2021). Relación de la asimetría bilateral y el déficit bilateral con la velocidad del cambio de dirección en atletas cadetes de karate: Un estudio piloto. *Retos*, *42*, 100–108. https://doi.org/10.47197/retos.v42i0.86397

Ortega, F. B., Artero, E. G., Ruiz, J. R., España-Romero, V., Jiménez-Pavón, D., Vicente-Rodríguez, G., Moreno, L. A., Manios, Y., Béghin, L., Ottevaere, C., Ciarapica, D., Sarri, K., Dietrich, S., Blair, S. N., Kersting, M., Molnar, D., González-Gross, M., Gutiérrez, A., Sjöström, M., y Castillo, M. J. (2011). Physical fitness levels among European adolescents: The HELENA study. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(1), 20–29. https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.062679

Pacheco-Herrera, J. D., Ramírez-Vélez, R., y Correa-Bautista, J. E. (2016). Índice general de fuerza y adiposidad como medida de la condición física relacionada con la salud en niños y adolescentes de Bogotá, Colombia: Estudio FUPRECOL. *Nutrición Hospitalaria*, *33*(3), 571–580. https://doi.org/10.20960/nh.261

Pedley, J. S., DiCesare, C. A., Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Ford, K. R., Hewett, T. E., y Myer, G. D. (2021). Maturity alters drop vertical jump landing force-time profiles but not performance outcomes in adolescent females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *31*(11), 2055–2063. https://doi.org/10.1111/sms.14025

Petrigna, L., Palma, A., Gómez-López, M., & Bianco, A. (2021). Systematic revision of the standard operating procedures for the evaluation of lower limbs through the jumps | Revisión sistemática de los procedimientos operativos estándar para la evaluación de los miembros inferiores a través de los saltos. *Espiral. Cuadernos del profesorado*, *14*(28), 28-43. https://doi.org/10.25115/ecp.v14i28.4183

Poitras, I., Dupuis, F., Bielmann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L., y Roy, J. (2019). Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation: A systematic review. *Sensors*, *19*(7), 1555. https://doi.org/10.3390/s19071555

Pueo, B., y Jiménez-Olmedo, J. M. (2017). El uso de la tecnología de captura de movimiento para el análisis del rendimiento deportivo. *Retos*, *32*, 241–247. https://doi.org/10.47197/retos.v0i32.56072

Rejc, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M., y di Prampero, P. E. (2010). Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. *European Journal of Applied Physiology*, *108*(1), 157–165. https://doi.org/10.1007/s00421-009-1199-y

Roso-Moliner, A., Lozano, D., Nobari, H., Bishop, C., Carton-Llorente, A., y Mainer-Pardos, E. (2023). Horizontal jump asymmetries are associated with reduced range of motion and vertical jump performance in female soccer players. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *15*(1), 80. https://doi.org/10.1186/s13102-023-00697-1

Ruas, C. V., Minozzo, F., Pinto, M. D., Brown, L. E., y Pinto, R. S. (2014). Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(5), 1220–1226. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000000766

Ruiz, J. R., España Romero, V., Castro Piñero, J., Artero, E. G., Ortega, F. B., Cuenca García, M., Jiménez Pavón, D., Chillón, P., Girela Rejón, M. J., Mora, J., Gutiérrez, A., Suni, J., Sjöstrom, M., y Castillo, M. J. (2011). Batería ALPHA-Fitness: Test de campo para la evaluación de la condición física relacionada con la salud en niños y adolescentes. *Nutrición Hospitalaria*, *26*(6), 1210–1214.

Setuain, I., Bikandi, E., Ruiz, F. A., Urtasun, F., e Izquierdo, M. (2019). Horizontal jumping biomechanics among elite female handball players with and without anterior cruciate ligament reconstruction: An IMU based study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *11*(1), 32. https://doi.org/10.1186/s13102-019-0142-8

Setuain, I., Martinikorena, J., González-Izal, M., Martínez-Ramírez, A., Gómez, M., Alfaro-Adrián, J., e Izquierdo, M. (2016). Vertical jumping biomechanical evaluation through the use of an inertial sensor-based technology. *Journal of Sports Sciences*, *34*(9), 843–851. https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1075057

Sgrò, F., Mango, P., Pignato, S., Schembri, R., Licari, D., y Lipoma, M. (2017). Assessing standing long jump developmental levels using an inertial measurement unit. *Perceptual and Motor Skills*, *124*(1), 21–38. https://doi.org/10.1177/0031512516682649

Škarabot, J., Cronin, N., Strojnik, V., y Avela, J. (2016). Bilateral deficit in maximal force production. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(11-12), 2057–2084. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3458-z

Stodden, D. F., Goodway, J. D., Langendorfer, S. J., Roberton, M. A., Rudisill, M. E., García, C., y García, L. E. (2008). A developmental perspective on the role of motor skill competence in physical activity: An emergent relationship. *Quest*, *60*(2), 290–306. https://doi.org/10.1080/00336297.2008.10483582

Suits, W. H., Darmofal, M. A., y Bean, R. A. (2024). Normative data on horizontal power, acceleration, and change-of-direction ability in amateur youth female soccer players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *64*(2), 222–228. https://doi.org/10.23736/S0022-4707.23.15426-0

Thomas, E., Petrigna, L., Tabacchi, G., Teixeira, E., Pajaujiene, S., Sturm, D. J., Sahin, F. N., Gómez-López, M., Pausic, J., Paoli, A., Alesi, M., y Bianco, A. (2020). Percentile values of the standing broad jump in children and adolescents aged 6-18 years old. *European Journal of Translational Myology*, *30*(2), 9050. https://doi.org/10.4081/ejtm.2019.9050

Veligekas, P., Tsoukos, A., y Bogdanis, G. C. (2012). Determinants of standing long jump performance in 9–12-year-old children. *Serbian Journal of Sports Sciences*, *6*(4), 147–155.

Villera Coronado, S. R. (2024). El desarrollo motor en la adolescencia. *GADE: Revista Científica*, *4*(1), 35–52. https://doi.org/10.63549/rg.v4i1.353

Villouta, P., Rodríguez Moreno, V., Sandoval Cárcamo, M., y Carreño Urrea, M. (2016). Análisis de patrones motores fundamentales en niños de 4 y 5 años de colegios particulares subvencionados de Concepción. *Revista Ciencias de la Actividad Física UCM*, *17*(2), 19–28.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193–214. https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9