



Artículo

Evaluación del Nuevo Dispositivo de Análisis de Postura y Reconstrucción Virtual (PAViR) para Evaluar los Parámetros de Postura Sagital: Un Estudio Observacional Prospectivo

Chan Woong Jang¹ , Jihyun Park² , Han Eol Cho³ , y Jung Hyun Park^{1,3,*}

¹ Departamento de Medicina de Rehabilitación, Hospital Gangnam Severance, Instituto de Rehabilitación de Enfermedades Neuromusculares, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl 06229, Corea

² Departamento de Medicina de Rehabilitación, Hospital Dongtan Sacred Heart de la Universidad de Hallym, Facultad de Medicina de la Universidad de Hallym, Hwaseong 18450, Corea

³ Departamento de Ingeniería y Gestión de Dispositivos Médicos, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl 06229, Corea

* Correspondencia: rmpjh@yuhs.ac; Tel.: +82-2-2019-3490

Resumen: El propósito de este estudio fue informar la validación clínica del sistema del dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR), centrándose en la precisión de los parámetros espinales sagitales, en comparación con el sistema de imágenes EOS. Setenta pacientes diagnosticados con disfunción segmentaria y somática fueron reclutados entre febrero de 2020 y noviembre de 2020. Cada paciente fue examinado utilizando el sistema de imágenes EOS y PAViR; los parámetros sagitales de la postura del cuerpo humano [postura de la cabeza hacia adelante (FHP), ángulo de inclinación T1 (T1t), ángulo de flexión de la rodilla (KF), ángulo de lordosis lumbar (LL) y ángulo de inclinación pélvica (PT)] se analizaron para verificar la correlación entre los resultados de los dos dispositivos. Las diferencias medianas en los resultados de los dos dispositivos mostraron diferencias significativas en FHP (T4-cabeza frontal y T4-conducto auditivo), T1t y PT. En el análisis de correlación, los valores de FHP (C7-conducto auditivo, T4-cabeza frontal y T4-conducto auditivo), T1t y PT mostraron una correlación moderada entre ambos dispositivos ($r = 0,741, 0,795, 0,761, 0,621$ y $0,692$, respectivamente) ($p < 0,001$). KF y LL mostraron una correlación moderada ($r = 0,514$ y $0,536$, respectivamente) ($p = 0,004$, ambos). Este estudio presenta el potencial de un novedoso sistema de imágenes esqueléticas sin exposición a la radiación, basado en una cámara 3D de profundidad rojo-verde-azul (PAViR), como una herramienta de diagnóstico de última generación mediante la estimación de parámetros más precisos mediante actualizaciones continuas basadas en múltiples datos con tecnología de inteligencia artificial.

Palabras Clave: diagnóstico por imagen; imágenes; tridimensional; postura; esqueleto; columna vertebral



Cita: Jang, C.W.; Park, J.; Cho, H.E.; Park, J.H. Evaluación del nuevo dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR) para evaluar los parámetros de postura sagital: un estudio observacional prospectivo.

Int. J. Environ. Res. Salud Pública 2022, 19, 11109.

<https://doi.org/10.3390/ijerph191711109>

Editor académico: Kazuyoshi Nakanishi

Recibido: 12 de agosto de 2022

Aceptado: 3 de septiembre de 2022

Publicado: 5 de septiembre de 2022

Nota del editor: MDPI se mantiene neutral con respecto a las reclamaciones jurisdiccionales en mapas publicados y afiliaciones institucionales.



Derechos de autor: © 2022 de los autores. Licenciatario: MDPI, Basilea, Suiza. Este artículo es de acceso abierto y se distribuye bajo los términos y condiciones de la licencia Creative Commons Atribución (CC BY) (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introducción

La postura, definida como la alineación u orientación del cuerpo en posición erguida, se relaciona con la capacidad de realizar movimientos efectivos que ahorran energía y de proteger la estructura corporal de lesiones o deformidades progresivas [1,2]. Las anomalías musculoesqueléticas son la principal causa de la mayoría de los cambios posturales. En particular, una postura anormal de la columna sagital representa un desequilibrio del tronco y la pelvis [3,4]. Una evaluación precisa y fiable de la postura es esencial para la planificación y la toma de decisiones del profesional sanitario en relación con el tratamiento del dolor musculoesquelético.

Existen varios métodos para evaluar la postura basados en mediciones radiográficas y no radiográficas [5–8]. Actualmente, la radiografía es el método de referencia para evaluar la postura; un método radiográfico de alta precisión es el sistema de imágenes EOS (Biospace Med, París, Francia), que es un dispositivo de diagnóstico radiográfico médico de cuerpo entero de baja dosis. Se han creado imágenes de alta calidad utilizando el sistema de imágenes EOS con actualizaciones y avances tecnológicos que proporcionan relevancia diagnóstica para anomalías y deformidades de la columna vertebral, la pelvis y las extremidades inferiores mediante numerosos criterios [9–11]. Sin embargo, este método tiene algunas desventajas. En primer lugar, es inasequible en la práctica clínica general.

La práctica médica se ve afectada por los altos costos de mantenimiento y personal. En segundo lugar, las radiografías obtenidas con rayos X, incluido el sistema de imágenes EOS, siguen siendo invasivas y peligrosas. Un estudio previo reveló que, en comparación con la radiografía convencional, la dosis total de radiación utilizada por el sistema de imágenes EOS se redujo aproximadamente un 50 % [12]. Esto ha generado un creciente interés en métodos no invasivos y de bajo costo para medir la postura sin riesgo de radiación [13].

Los avances en sensores, unidades de procesamiento y algoritmos de aprendizaje automático han propiciado la aparición de tecnologías basadas en sensores en tiempo real que detectan la postura del cuerpo humano, como las cámaras de profundidad tridimensionales (3D). Por ello, se desarrolló un nuevo dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR), que utiliza una cámara 3D de profundidad rojo-verde-azul (RGB-D) en tiempo real. Mediante PAViR, la postura humana puede evaluarse con mayor rapidez y sin radiación. Sin embargo, existe escasez de información sobre la elegibilidad diagnóstica, en particular para los parámetros sagitales de PAViR. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es determinar si PAViR es fiable como herramienta de diagnóstico por imagen en comparación con los parámetros sagitales del sistema de imágenes EOS.

2. Materiales y métodos

2.1. Participantes

Pacientes diagnosticados con disfunción segmentaria y somática (M99.0) según la Clasificación Internacional de Enfermedades, Décima Revisión, y patologías espinales confirmadas en el Departamento de Medicina de Rehabilitación de un hospital terciario fueron reclutados de febrero de 2020 a noviembre de 2020. La disfunción segmentaria y somática se agrava por una mala postura o resulta en una postura anormal que conduce a una mecánica disfuncional. La disfunción es el resultado de una compleja interacción de toda una cadena de estructuras vinculadas. Por lo tanto, sería más útil comprender la condición de un paciente si se visualizara todo el cuerpo en lugar de una parte del mismo. Por lo tanto, los sujetos con disfunción segmentaria y somática son adecuados para evaluar la correlación entre los resultados del sistema de imágenes EOS y PAViR.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes: (1) aquellos que tuvieran diagnóstico de otras patologías neurológicas u ortopédicas, (2) aquellos que fueran menores de 19 años, ≥ 35 kg/m² o superior, (4) aquellos que tenían un metal (3) aquellas con un dispositivo de fijación del índice de masa corporal (IMC) insertado después de una cirugía de columna, y (5) aquellas que podrían estar o estaban embarazadas. Con base en los hallazgos de un estudio comparativo, se seleccionó un tamaño de muestra de 40 participantes para proporcionar un poder estadístico de hasta el 80% y un error alfa del 5% [14].

Este estudio fue aprobado por la Junta de Revisión Institucional del Hospital Gangnam Severance, Seúl, República de Corea (Identificador: 3-2019-0303), y se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes. El protocolo del estudio se llevó a cabo de conformidad con los principios de la Declaración de Helsinki.

2.2 Evaluación de datos

2.2.1. Evaluación de la postura

En este estudio observacional prospectivo, cada participante fue examinado como parte de un protocolo clínico rutinario durante su visita clínica inicial. Al tomar la imagen EOS o la radiografía anteroposterior y lateral ortogonal de cuerpo completo en bipedestación, se les indicó a los participantes que se colocaran en la postura de bipedestación modificada con los hombros flexionados a 45° y los puños apoyados en las clavículas para la visualización sagital de las regiones cervical y torácica de la columna [15,16]. Posteriormente, un examinador experto realizó mediciones angulares convencionales manualmente en una imagen digital EOS lateral.

Ese mismo día, se realizaron mediciones PAViR (versión 2.11, Moti Physio, MG Solutions, Seúl, Corea) a cada paciente utilizando una cámara 3D RGB-D (Astra Pro, Orbbec 3D Technology International, Inc., Troy, MI, EE. UU.) como sensor. Los pacientes fueron evaluados en posición de pie, con los brazos cruzados y la cabeza mirando al frente.

Esta posición, que generalmente no se recomienda para PAViR, se adoptó para facilitar la comparación con las mediciones de imágenes EOS. Los pacientes estaban completamente vestidos.

Ropa ajustada con cinturilla y cinturón para visibilizar la silueta. Se colocaron manualmente marcadores a la altura de la espina ciática anterosuperior derecha e izquierda y del ombligo, respectivamente. Se señalaron puntos de referencia anatómicos en el modelo esquelético virtual, y un especialista en medicina física y rehabilitación midió los valores bajo la supervisión de un segundo especialista.

2.2.2. PAViR

El sistema de hardware de PAViR consta de una unidad de visualización, entrada, operación y posicionamiento. La unidad de visualización proporciona retroalimentación visual sobre el posicionamiento correcto del protocolo e información sobre el resultado final de la estimación. La unidad de entrada, la cámara 3D RGB-D, recibe la profundidad y los puntos (extremo acromial, espina isquiática anterosuperior, centro del muslo, rodilla y tobillo en la vista frontal; meato auditivo externo, aspecto lateral del tubérculo mayor del hombro, centro de la pelvis y la rodilla, maléolo lateral en la vista lateral, acromion en la vista posterior) que se medirán con 30.000 haces reflejados como datos de entrada. La unidad de operación procesa los datos de entrada para calcular la fuente de imagen para los datos gráficos y los muestra en la unidad de visualización. La unidad de posicionamiento constaba de un indicador láser, iluminación en el suelo a una distancia definida de la cámara 3D RGB-D y una alfombrilla para colocarse en un área específica.

La cámara 3D RGB-D captura imágenes frontales, laterales y posteriores. El sistema genera un contorno de la silueta humana a partir de los valores de profundidad de las imágenes mediante el método de extracción con sustracción de fondo [17]. Las partes del cuerpo del sujeto se identifican mediante una máquina de vectores de soporte, como la cabeza, el cuello, el tronco, los brazos y las piernas, mediante un algoritmo de procesamiento de imágenes para la segmentación de superpíxeles conocido como agrupamiento iterativo lineal simple [18,19]. Este proceso se calcula para los fotogramas de la imagen cada 2-3 s, y el ángulo estimado para cada articulación se utiliza como valor para el resultado final basado en la posición articular promedio y se aplica al modelo de esqueleto virtual 3D. Los resultados, o la postura, se presentaron indirectamente en la pantalla como un modelo esquelético virtual procesado automáticamente con imágenes coroneales y sagitales mediante repetidas sesiones de entrenamiento para el algoritmo de estimación de la postura humana (Figura 1) [18,20].

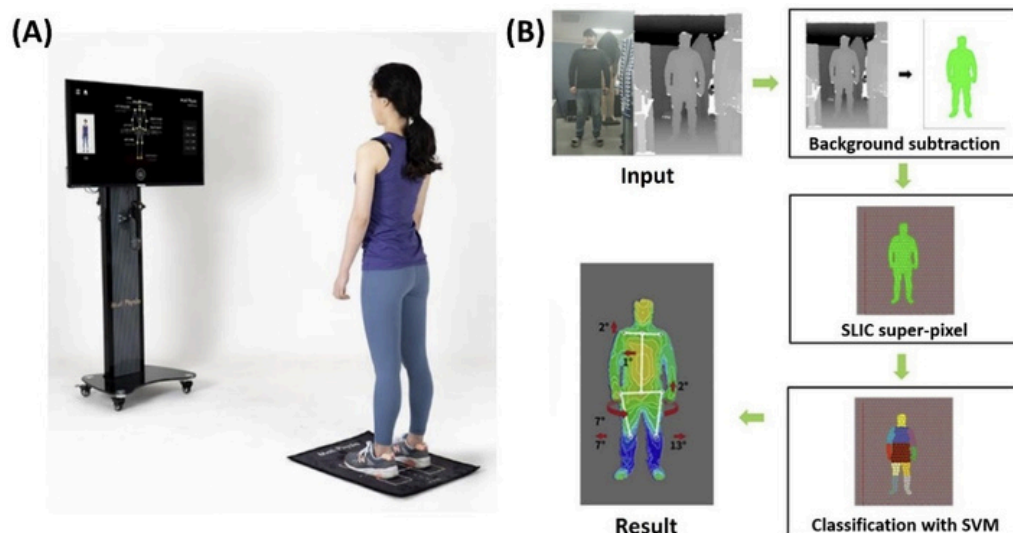


Figura 1. (A) Sistema de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR). (B) Proceso de reconstrucción de medidas de postura humana mediante PAViR. SLIC: agrupamiento iterativo lineal simple; SVM: máquina de vectores de soporte.

2.2.3. Medidas de resultados

Los resultados primarios fueron los siguientes parámetros sagitales de la postura del cuerpo humano obtenidos mediante el sistema de imágenes EOS y PAViR: (1) postura de la cabeza hacia adelante (FHP) en tres métodos diferentes (desde el centro del conducto acústico hasta el centro de C7, desde la espalda a nivel de T4 hasta la cabeza frontal y desde la espalda a nivel de T4 hasta el centro de

el meato acústico); (2) ángulo de inclinación T1 (T1t) formado por el eje vertical que atraviesa el centro de la cabeza femoral; (3) ángulo de flexión de la rodilla (KF) por el eje que une el centro de la cadera con el centro de la rodilla y el eje que une el centro de la rodilla con el centro del tobillo; (4) ángulo de lordosis lumbar (LL) formado entre la línea que se extiende desde la placa superior de la L1 y la otra que se extiende desde la placa inferior de la L5; y (5) ángulo de inclinación pélvica (PT) formado entre el eje vertical que atraviesa el centro de la cabeza femoral y el punto medio de la placa terminal sacra (Tabla 1 y Figura 2). Estos se analizaron para verificar la correlación entre los resultados de las imágenes EOS y PAViR para la validación.

Tabla 1. Descripción de los parámetros sagitales de interés.

Parámetro	Nombre completo del parámetro	Descripción
FHP (C7-CAC), °	Postura de la cabeza hacia adelante (C7-centro del canal auditivo), °	Ángulo formado entre el centro de la 7. ^a vértebra cervical (C7) y el centro del conducto auditivo
FHP (T4-FH), °	Postura de la cabeza hacia adelante (T4-cabeza frontal), °	Ángulo formado entre la espalda en la 4. ^a vértebra torácica (T4) y la cabeza frontal
FHP (T4-CAC), °	Postura de la cabeza hacia adelante (T4-centro del canal auditivo), °	Ángulo formado entre la espalda en la 4. ^a vértebra torácica (T4) y el centro del conducto auditivo
T1t, °	Ángulo de inclinación T1, °	Ángulo formado entre el centro de la 1. ^a vértebra torácica (T1) y el eje vertical que atraviesa el centro de la cabeza femoral
KF, °	Ángulo de flexión de la rodilla, °	Ángulo formado por el eje que une el centro de la articulación de la cadera con el centro de la articulación de la rodilla y el eje que une el centro de la articulación de la rodilla con el centro de la articulación del tobillo
LL, °	Ángulo de lordosis lumbar, °	Ángulo formado entre la línea que se extiende desde la placa superior de la 1. ^a vértebra lumbar (L1) y la otra que se extiende desde la placa inferior de la 5. ^a vértebra lumbar (L5)
PT, °	Ángulo de inclinación pélvica, °	Ángulo formado entre el eje vertical que atraviesa el centro de la cabeza femoral y el punto medio de la placa terminal sacra

FHP (C7-CAC), postura de la cabeza adelantada (C7-centro del conducto auditivo); FHP (T4-CAC), postura de la cabeza adelantada (T4-centro del conducto auditivo); FHP (T4-FH), postura de la cabeza adelantada (T4-cabeza frontal); KF: ángulo de flexión de la rodilla; LL: ángulo de lordosis lumbar; PAViR: dispositivo de análisis de la postura y reconstrucción virtual; PT: ángulo de inclinación de la pelvis; T1t: ángulo de inclinación T1; ° : grado de ángulo.

2.3. Análisis de datos

Los datos descriptivos se muestran como la mediana (rango intercuartil [RIC]) o número (porcentaje, %). La prueba de normalidad para las variables continuas se realizó utilizando la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. La precisión se evaluó utilizando la prueba de rangos con signo de Wilcoxon de las diferencias medias absolutas y los valores p entre los resultados de las imágenes EOS y PAViR. Las asociaciones entre las mediciones de los dos dispositivos se determinaron utilizando los coeficientes de correlación de rangos de Spearman, que se interpretaron como ninguno (0,0), pobre (0,01-0,29), regular (0,30-0,59), moderado (0,60-0,79), muy fuerte (0,80-0,99) y perfecto (1,0) [21]. El nivel de significancia se estableció en $p < 0,05$ para todas las pruebas estadísticas. Todos los análisis se realizaron utilizando el software R Studio (R versión 4.1.2; RStudio, PBC, Boston, MA, EE. UU.).

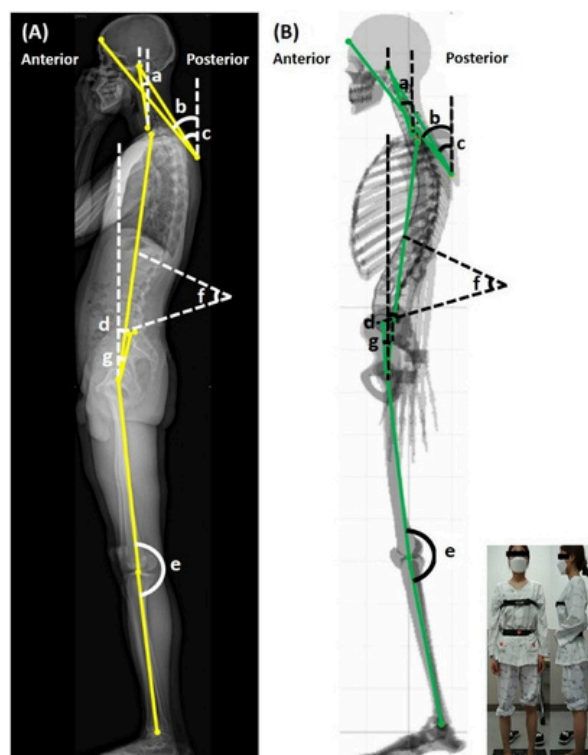


Figura 2. Métodos de medición de varios parámetros sagitales de (A) el sistema de imágenes EOS y (B) PAViR. a, postura de la cabeza hacia adelante (C7-centro del canal auditivo); b, postura de la cabeza hacia adelante (T4-cabeza frontal); c, postura de la cabeza hacia adelante (T4-centro del canal auditivo); d, ángulo de inclinación T1; e, ángulo de flexión de la rodilla; f, ángulo de lordosis lumbar; g, ángulo de inclinación pélvica.

3. Resultados

3.1. Participantes

Se incluyeron setenta pacientes en el estudio. Había 30 hombres y 40 mujeres con una edad media de 55 años (rango, 23–82 años), una altura media de 165 (rango, 147–185 cm), un peso medio de 65 (rango, 43–100 kg) y un índice de masa corporal medio de 23,62 kg/m² (rango, 16,38 a 31,25) (Tabla 2).

Tabla 2. Características demográficas y antropométricas de los pacientes (n = 70).

Características	Mediana (RIC)	Rango (mín.-máx.)
Sexo, n (%)		
Masculino		30 (42,86)
Femenino		40 (57,14)
Edad, años	55 (38–63)	23–82
Altura, cm	165 (159–172)	147–185
Peso, kg	65 (56,25–73,00)	43–100
IMC, kg/m ²	23,62 (21,69–25,33)	16,38–31,25

IMC, índice de masa corporal; RIQ, rango intercuartil.

3. Resultados

3.2. Valores descriptivos de los resultados

Los valores descriptivos de los parámetros sagitales medidos con el sistema de imágenes EOS y PAViR se presentan en la Tabla 3. Los valores negativos representan un estado de inclinación posterior. Los resultados de FHP (C7-conducto auditivo, T4-cabeza frontal y T4-conducto auditivo) medidos con el sistema de imágenes EOS mostraron valores medianos e IQR similares a los estimados con PAViR. Los valores medianos de T1t con el sistema de imágenes EOS y PAViR fueron de 4,75 ° (2,83–6,48) y 2,95 ° (2,01–4,60), respectivamente. Los valores medianos de KF fueron de 2,50 (1,23–5,28) y 3,90 (2,02–5,38) para el sistema de imágenes EOS y PAViR, y de 34,00 (29,00–42,00) y 34,55.

(31,10–38,65) para el LL, y 12,55 (6,53–17,93) y 9,35 (6,05–10,48) para el PT, respectivamente.

Tabla 3. Valores descriptivos de los parámetros sagitales medidos con el sistema de imágenes EOS y PAViR.

Parámetros sagitales	Sistema de imágenes EOS		PAViR	
	Mediana (RIC)	Rango (mín.–máx.)	Mediana (RIC)	Rango (mín.–máx.)
FHP (C7-CAC), °	8,80 (5,13–15,50)	– 2,10–30,80	10,24 (6,35–14,47)	– 6,30–29,00
FHP (T4-FH), °	41,40 (39,43–43,73)	32,00–54,20	40,54 (39,08–41,90)	33,90–47,00
FHP (T4-CAC), °	31,60 (28,25–34,80)	20,40–45,10	32,85 (30,23–35,10)	21,80–54,30
T1t, °	4,75 (2,83–6,48)	– 5,70–11,30	2,95 (2,01–4,60)	– 0,83–12,50
KF, °	2,50 (1,23–5,28)	0–18,90	3,90 (2,02–5,38)	– 4,05–13,80
LL, °	34,00 (29,00–42,00)	7,00–61,00	34,55 (31,10–38,65)	23,00–45,80
PT, °	12,55 (6,53–17,93)	–2,50–35,00	9,35 (6,05–10,48)	0,70–22,40

FHP (C7-CAC), postura de la cabeza adelantada (C7-centro del conducto auditivo); FHP (T4-CAC), postura de la cabeza adelantada (T4-centro del conducto auditivo); FHP (T4-FH), postura de la cabeza adelantada (T4-cabeza frontal); KF: ángulo de flexión de la rodilla; LL: ángulo de lordosis lumbar; PAViR: dispositivo de análisis postural y reconstrucción virtual; PT: ángulo de inclinación pélvica; T1t: ángulo de inclinación T1; ° : grado de ángulo.

3.3. Validez de la medición de PAViR

Como se resume en la Tabla 4, las diferencias medianas en los resultados de las mediciones realizadas con ambos dispositivos mostraron diferencias significativas en FHP (T4-cabeza frontal y T4-conducto auditivo), T1t y TP. No se observaron diferencias significativas en los demás parámetros.

Tabla 4. Precisión y correlación de las mediciones de los parámetros sagitales entre el sistema de imágenes EOS y PAViR.

Parámetros sagitales	Prueba de rango con signo de Wilcoxon		Correlación de Spearman	
	Mediana (RIC) de la diferencia	valor p	Coefficiente de correlación	valor p
FHP (C7-CAC), °	1,87 (0,83–4,38)	0,418	0,741	<0,001
FHP (T4-FH), °	1,90 (0,86–3,05)	0,034	0,795	<0,001
FHP (T4-CAC), °	1,84 (0,78–3,05)	<0,001	0,761	<0,001
T1t, °	1,50 (0,67–2,67)	0,017	0,621	<0,001
KF, °	1,40 (0,80–3,35)	0,207	0,514	0,004
LL, °	4,05 (1,63–7,28)	0,701	0,536	0,004
PT, °	3,05 (1,23–6,58)	0,046	0,692	<0,001

FHP (C7-CAC), postura de la cabeza adelantada (C7-centro del conducto auditivo); FHP (T4-CAC), postura de la cabeza adelantada (T4-centro del conducto auditivo); FHP (T4-FH), postura de la cabeza adelantada (T4-cabeza frontal); KF: ángulo de flexión de la rodilla; LL: ángulo de lordosis lumbar; PAViR: dispositivo de análisis de la postura y reconstrucción virtual; PT: ángulo de inclinación de la pelvis; T1t: ángulo de inclinación T1; ° : grado de ángulo.

En el análisis de correlación, los valores de FHP de los tres métodos (C7-conducto auditivo, T4-cabeza frontal y T4-conducto auditivo), T1t y PT estimados por PAViR mostraron una correlación moderada, con coeficientes de correlación de Spearman de $r = 0,741$, $0,795$, $0,761$, $0,621$ y $0,692$, respectivamente ($p < 0,001$). El KF y el LL estimados mediante PAViR se correlacionaron razonablemente con los estimados mediante el sistema de imágenes EOS, con significancia estadística ($r = 0,514$ y $0,536$, $p = 0,004$).

4. Discusión

El objetivo de este estudio fue evaluar la validez de un dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR) de nuevo desarrollo para evaluar los parámetros espinales sagitales en pacientes con disfunción segmentaria y somática. Se compararon los resultados de PAViR, utilizando tres métodos diferentes: T1t, KF, LL y PT, con los del sistema de imágenes EOS. Nuestros resultados indican que PAViR puede evaluar los parámetros espinales sagitales de los pacientes con una correlación entre regular y moderada con el sistema de imágenes EOS y tiene el potencial de convertirse en una herramienta diagnóstica con la necesidad de aumentar la precisión.

La gravedad de la desalineación espinal sagital es un factor clave en el dolor musculoesquelético [22,23]. Se encontró que los métodos tradicionales no radiográficos, incluido el examen físico basado en la inspección y la palpación para evaluar la asimetría postural, eran muy subjetivos y tenían

Existen varias limitaciones [24–28]. Por lo tanto, se han realizado esfuerzos para desarrollar herramientas que proporcionen retroalimentación precisa y regular de la alineación postural. El sistema de imágenes EOS es uno de los métodos más objetivos y precisos para diagnosticar la postura entre los dispositivos disponibles hasta la fecha [10,29]. Sin embargo, a pesar de su precisión, existen varias limitaciones para su uso regular [30,31].

En este sentido, PAViR presenta varias ventajas sobre el sistema de imágenes EOS: (1) ausencia de riesgo de radiación adicional, incluso si se realiza repetidamente, (2) coste relativamente bajo, (3) instalación sencilla, (4) menos restricciones de espacio y (5) fácil mantenimiento del sistema. Además, aunque el sistema de imágenes EOS requiere la visita de un paciente hospitalizado al lugar de instalación y la presencia de al menos un médico o técnico de imágenes para obtener mediciones y posturas precisas, PAViR representa una dirección para el desarrollo futuro, ya que puede implementarse con equipos equivalentes a una cámara 3D RGB-D (p. ej., un teléfono móvil o un ordenador con cámara). Por lo tanto, puede utilizarse como herramienta para un sistema de atención digital domiciliaria en el futuro, sin limitaciones de instalación ni sistemas automatizados. Debido a estas ventajas, los métodos que utilizan una cámara de profundidad 3D como herramienta para evaluar la postura humana y el desequilibrio esquelético se convertirán en una nueva tecnología que puede sustituir a las herramientas existentes de evaluación de la deformidad espinal.

Aunque la correlación entre ambos dispositivos fue relativamente buena, se observó una diferencia significativa en algunos parámetros, lo que sugiere que hay margen de mejora. En primer lugar, es importante minimizar los errores causados por la ropa de examen del paciente. Intentamos reducir el error usando cinturones de pecho y cintura y colocando tres marcadores; sin embargo, la condición de la ropa puede causar distorsión en las mediciones de superficie y datos topográficos. En particular, cuando los pacientes usan ropa negra, los datos topográficos son inexactos e indistinguibles del fondo. Para aclarar la validez, será necesario investigar más estudios con análisis con ropa diferente o en pacientes desvestidos. En segundo lugar, fue necesario reducir el impacto de la posición de prueba. PAViR estima los puntos de referencia esqueléticos mientras los pacientes se mueven naturalmente. Mide el costado del paciente con ambos brazos bajados o recogidos frente al pecho o abdomen y la parte frontal y posterior en una posición natural de pie con ambos brazos bajados. Sin embargo, la postura de examen en el sistema de imágenes EOS no coincide exactamente con la de PAViR. En este estudio, solo se incluyeron pacientes que se recogieron frente al pecho para reducir el error resultante; Sin embargo, los autores consideraron que este efecto causaba una diferencia significativa en los valores de la prueba. Por último, el sistema de imágenes EOS muestra las curvaturas reales de toda la columna vertebral, razón por la cual los cirujanos de columna lo utilizan para la cirugía de corrección espinal, a diferencia de PAViR. Esto limita el alcance del uso de PAViR para fisioterapeutas y médicos generales.

Sin embargo, en el futuro, PAViR podría aumentar la precisión de conjuntos de datos masivos basados en tecnología de aprendizaje automático, incluso cuando los pacientes llevan ropa o adoptan diferentes posturas. Dado que es posible analizar la posición del cuello, los hombros, la pelvis y la rodilla mediante la estimación de la postura humana a partir de la forma de todo el cuerpo, el potencial para aumentar el valor de PAViR como herramienta de diagnóstico en el futuro es ilimitado.

PAViR puede adquirir datos que muestran objetivamente la postura humana mediante el análisis de la imagen vista desde el exterior sin radiación mediante una cámara 3D RGB-D. En este estudio, los valores medidos con PAViR se compararon con los parámetros sagitales obtenidos mediante el sistema de imágenes EOS en pacientes con disfunción segmentaria y somática. Entre los resultados de PAViR, los valores de FHP, T1t, KF, LL y PT mostraron una correlación estadísticamente significativa, moderada y aceptable, lo que indica validez en comparación con la de las imágenes EOS. Actualmente, la última actualización de PAViR es la versión 2.13. Las investigaciones futuras deberían continuar sugiriendo y verificando esta actualización, y será necesario comprobar si la correlación encontrada aumenta en consecuencia.

5. Conclusiones

Este estudio presenta el potencial de un nuevo sistema de imágenes esqueléticas sin riesgo de exposición a la radiación, basado en una cámara 3D RGB-D, como una herramienta de diagnóstico de próxima generación al estimar parámetros más precisos mediante actualizaciones continuas basadas en múltiples datos.

Con tecnología de inteligencia artificial, PAViR ofrece una validación aceptable en comparación con el sistema de imágenes EOS en la postura sagital humana y puede ser útil como alternativa a las imágenes EOS para evaluar el desequilibrio sagital.

Contribuciones de los autores: Conceptualización y curación de datos, C.W.J., J.P., H.E.C. y J.H.P.; Análisis formal, C.W.J. y J.P.; Investigación, H.E.C. y J.H.P.; Supervisión, J.H.P.; Redacción del borrador original, C.W.J. y J.P.; Redacción de la revisión y edición, J.H.P. El autor de correspondencia (J.H.P.) confirmó el pleno acceso a los datos del estudio y asumió la responsabilidad final de la decisión de enviar el manuscrito para su publicación. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación: Este trabajo fue apoyado por el Instituto de Rehabilitación de Enfermedades Neuromusculares, Yonsei Facultad Universitaria de Medicina. El/los autor(es) no recibió(n) financiación específica para este estudio. No se ha obtenido ningún beneficio comercial relacionado directa o indirectamente con el tema de este artículo.

Declaración de la Junta de Revisión Institucional: Este estudio fue aprobado por la Junta de Revisión Institucional del Hospital Gangnam Severance, Seúl, República de Corea (Identificador: 3-2019-0303).

Declaración de consentimiento informado: Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos involucrados en el estudio.

Declaración de disponibilidad de datos: Los datos agregados analizados en este estudio están disponibles en autor correspondiente a solicitud razonable.

Conflictos de intereses: Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Referencias

1. Pope, P.M. Severe and Complex Neurological Disability: Management of the Physical Condition; Butterworth-Heinemann Elsevier: Oxford, UK, 2007.
2. Takasaki, H.; May, S. Mechanical diagnosis and therapy has similar effects on pain and disability as ‘wait and see’ and other approaches in people with neck pain: A systematic review. *J. Physiother.* 2014, 60, 78–84. [CrossRef] [PubMed]
3. Jackson, R.P.; Peterson, M.D.; McManus, A.C.; Hales, C. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998, 23, 1750–1767. [CrossRef] [PubMed]
4. Vedantam, R.; Lenke, L.G.; Keeney, J.A.; Bridwell, K.H. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998, 23, 211–215. [CrossRef] [PubMed]
5. Fedorak, C.; Ashworth, N.; Marshall, J.; Paull, H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: How good are we? *Spine (Phila Pa 1976)* 2003, 28, 1857–1859. [CrossRef]
6. Fortin, C.; Feldman, D.E.; Cheriet, F.; Labelle, H. Clinical methods for quantifying body segment posture: A literature review. *Disabil. Rehabil.* 2011, 33, 367–383. [CrossRef]
7. Bryan, J.M.; Mosner, E.; Shippee, R.; Stull, M.A. Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1990, 12, 24–29. [CrossRef]
8. Kendall, F.P.; McCreary, E.K.; Provance, P.G.; Rodgers, M.M.; Romani, W.A. *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain*; Lippincott Williams & Wilkins Baltimore: Baltimore, MD, USA, 2005; Volume 5.
9. Dubousset, J.; Charpak, G.; Dorion, I.; Skalli, W.; Lavaste, F.; Deguise, J.; Kalifa, G.; Ferey, S. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: The EOS system. *Bull. Acad. Natl. Med.* 2005, 189, 287–297; discussion 297–300. [PubMed]
10. Somoskeöy, S.; Tunyogi-Csapó, M.; Bogyó, C.; Illés, T. Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system. *Spine J.* 2012, 12, 1052–1059. [CrossRef]
11. Deschênes, S.; Charron, G.; Beaudoin, G.; Labelle, H.; Dubois, J.; Miron, M.C.; Parent, S. Diagnostic imaging of spinal deformities: Reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010, 35, 989–994. [CrossRef] [PubMed]
12. Luo, T.D.; Stans, A.A.; Schueler, B.A.; Larson, A.N. Cumulative Radiation Exposure With EOS Imaging Compared With Standard Spine Radiographs. *Spine Deform.* 2015, 3, 144–150. [CrossRef]
13. Cohen, L.; Kobayashi, S.; Simic, M.; Dennis, S.; Refshauge, K.; Pappas, E. Non-radiographic methods of measuring global sagittal balance: A systematic review. *Scoliosis Spinal Disord.* 2017, 12, 30. [CrossRef]
14. Knott, P.; Mardjetko, S.; Rollet, M.; Baute, S.; Riemenschneider, M.; Muncie, L. Evaluation of the reproducibility of the formetric 4D measurements for scoliosis. *Scoliosis* 2010, 5 (Suppl. S1), O10. [CrossRef]
15. Faro, F.D.; Marks, M.C.; Pawelek, J.; Newton, P.O. Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004, 29, 2284–2289. [CrossRef]
16. Steffen, J.S.; Obeid, I.; Aurouer, N.; Hauger, O.; Vital, J.M.; Dubousset, J.; Skalli, W. 3D postural balance with regard to gravity line: An evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *Eur. Spine J.* 2010, 19, 760–767. [CrossRef]

17. Camplani, M.; Salgado, L. Background foreground segmentation with RGB-D Kinect data: An efficient combination of classifiers. *J. Vis. Commun. Image Represent.* 2014, 25, 122–136. [CrossRef]
18. Kim, H.; Lee, S.; Lee, D.; Choi, S.; Ju, J.; Myung, H. Real-time human pose estimation and gesture recognition from depth images using superpixels and SVM classifier. *Sensors* 2015, 15, 12410–12427. [CrossRef]
19. Achanta, R.; Shaji, A.; Smith, K.; Lucchi, A.; Fua, P.; Süsstrunk, S. SLIC superpixels compared to state-of-the-art superpixel methods. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 2012, 34, 2274–2282. [CrossRef]
20. Straka, M.; Hauswiesner, S.; Rütther, M.; Bischof, H. (Eds.) Skeletal Graph Based Human Pose Estimation in Real-Time. In *Proceedings of the BMVC, Dundee, UK, 29 August 29–2 September 2011*; pp. 1–12.
21. Akoglu, H. User's guide to correlation coefficients. *Turk. J. Emerg. Med.* 2018, 18, 91–93. [CrossRef]
22. Tatsumi, M.; Mkoba, E.M.; Suzuki, Y.; Kajiwara, Y.; Zeidan, H.; Harada, K.; Bitoh, T.; Nishida, Y.; Nakai, K.; Shimoura, K.; et al. Risk factors of low back pain and the relationship with sagittal vertebral alignment in Tanzania. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2019, 20, 584. [CrossRef]
23. Hira, K.; Nagata, K.; Hashizume, H.; Asai, Y.; Oka, H.; Tsutsui, S.; Takami, M.; Iwasaki, H.; Muraki, S.; Akune, T.; et al. Relationship of sagittal spinal alignment with low back pain and physical performance in the general population. *Sci. Rep.* 2021, 11, 20604. [CrossRef]
24. Zsidai, A.; Kocsis, L. Ultrasound-based spinal column examination systems. *Facta Univ. -Ser. Phys. Educ. Sport* 2001, 1, 1–12.
25. Yeras, A.M.; Peña, R.G.; Junco, R. Moiré topography: Alternative technique in health care. *Opt. Lasers Eng.* 2003, 40, 105–116. [CrossRef]
26. Goldberg, C.J.; Kaliszer, M.; Moore, D.P.; Fogarty, E.E.; Dowling, F.E. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001, 26, E55–E63. [CrossRef]
27. Whittaker, D. Multidisciplinary approaches to breathing pattern disorders. *Australas. Chiropr. Osteopathy* 2002, 10, 111.
28. Sahlstrand, T. The clinical value of Moiré topography in the management of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986, 11, 409–417. [CrossRef] [PubMed]
29. Rousseau, M.A.; Brusson, A.; Lazennec, J.Y. Assessment of the axial rotation of the pelvis with the EOS® imaging system: Intraand inter-observer reproducibility and accuracy study. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 2014, 24, 891–895. [CrossRef] [PubMed]
30. Metaxas, V.I.; Messaris, G.A.; Lekatou, A.N.; Petsas, T.G.; Panayiotakis, G.S. PATIENT DOSES IN COMMON DIAGNOSTIC X-RAY EXAMINATIONS. *Radiat. Prot. Dosim.* 2019, 184, 12–27. [CrossRef]
31. Hui, S.C.; Pialasse, J.P.; Wong, J.Y.; Lam, T.P.; Ng, B.K.; Cheng, J.C.; Chu, W.C. Radiation dose of digital radiography (DR) versus micro-dose x-ray (EOS) on patients with adolescent idiopathic scoliosis: 2016 SOSORT- IRSSD “John Sevastic Award” Winner in Imaging Research. *Scoliosis Spinal Disord.* 2016, 11, 46. [CrossRef]

Artículo

Validez y Confiabilidad de un Dispositivo de Análisis Postural No Radiográfico Basado en una Cámara de Profundidad RGB que Compara Imágenes 3D EOS: Un Estudio Observacional Prospectivo

Hyo Jeong Lee¹ , Han Eol Cho² , Myungsang Kim² , y Seok Young Chung²  y Jung Hyun Park^{2,3,4,*} 

¹ Departamento de Medicina de Rehabilitación, Hospital Bundang Jesaeng, Seongnam-si 13590, Gyeonggi-do, República de Corea;

² Departamento de Medicina de Rehabilitación, Hospital Gangnam Severance, Instituto de Rehabilitación de Enfermedades Neuromusculares, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl 06229, República de Corea;

³ Departamento de Medicina Integrativa, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl 06229, República de Corea;

⁴ Departamento de Ingeniería y Gestión de Dispositivos Médicos, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl 06229, República de Corea;

* Correspondencia: rmpjh@yuhs.ac; Tel.: +82-2-2019-3490

Resumen: El dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR) utilizó una cámara de profundidad roja, verde y azul como sensor y generó imágenes de reconstrucción esquelética. Este PAViR analizó rápidamente la postura completa a partir de múltiples tomas repetitivas sin exposición a la radiación de la ropa y proporcionó un esqueleto virtual en segundos. Este estudio busca evaluar la confiabilidad al tomar tomas repetidas y evaluar la validez en comparación con los parámetros de rayos X de baja dosis (EOS) de cuerpo completo cuando se aplican como diagnóstico por imagen. Como estudio prospectivo y observacional, 100 pacientes con dolor musculoesquelético se sometieron a una EOS para obtener imágenes coronales y sagitales de cuerpo completo. Las mediciones de resultados fueron parámetros de postura humana, que se dividieron por el plano de bipedestación tanto en EOS como en PAViR de la siguiente manera: (1) una vista coronal (altura asimétrica de la clavícula, oblicua pélvica, ángulos Q bilaterales de la rodilla y centro de la séptima vértebra cervical-línea sacra central [C7-CSL]) y (2) una vista sagital (postura de la cabeza adelantada). Una validación del PAViR comparado con las EOS reveló que C7-CSL mostró una correlación positiva moderada con la de la EOS ($r = 0,42$, $p < 0,01$). La postura de la cabeza hacia adelante ($r = 0,39$, $p < 0,01$), la altura asimétrica de la clavícula ($r = 0,37$, $p < 0,01$) y la oblicua pélvica ($r = 0,32$, $p < 0,01$) en comparación con las de la EOS tuvieron correlaciones ligeramente positivas. El PAViR tiene una excelente confiabilidad intraevaluador en personas con disfunción somática. A excepción de ambos ángulos Q, el PAViR tiene una validación de regular a moderada cuando se compara con las imágenes de diagnóstico de la EOS en el parámetro que representa el desequilibrio coronal y sagital. Aunque el sistema PAViR aún no está disponible en el campo médico, tiene el potencial de convertirse en una herramienta de diagnóstico de análisis postural libre de radiación, accesible y rentable después de la era de la EOS.

Palabras clave: imágenes tridimensionales; postura; esqueleto; dolor musculoesquelético; radiografía de cuerpo completo



Cita: Lee, H.J.; Cho, H.E.; Kim, M.; Chung, S.Y.; Park, J.H. Validez y fiabilidad de un dispositivo de análisis postural no radiográfico basado en una cámara RGB de profundidad que compara imágenes 3D EOS: un estudio observacional prospectivo. *Healthcare* 2023, 11, 686. <https://doi.org/10.3390/healthcare11050686>

Editores académicos: Shahnawaz Anwer, Arnold Wong y Kandasamy Gok

Recibido: 5 de enero de 2023

Revisado: 21 de febrero de 2023

Aceptado: 22 de febrero de 2023

Publicado: 25 de febrero de 2023



Derechos de autor: © 2023 de los autores. Licenciatario: MDPI, Basilea, Suiza. Este artículo es de acceso abierto y se distribuye bajo los términos y condiciones de la licencia Creative Commons Atribución (CC BY) (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introducción

La postura se define como la alineación u orientación del cuerpo en posición erguida [1]. La postura se relaciona con la longitud muscular de la activación muscular, más que con la fuerza [2]. Clínicamente, la postura se evalúa mediante la línea gravitacional ideal o línea vertical, que constituye los puntos de referencia anatómicos de las caras anterior, posterior y lateral del cuerpo [3]. Una buena postura se considera una alineación simétrica, erguida y eficaz para conservar la energía [4]; es importante para reducir el riesgo de lesiones, ciertas posturas estáticas e incómodas prolongadas [5] y diversos trastornos traumáticos acumulativos [6].

La disfunción somática es un grupo de enfermedades del sistema musculoesquelético y tejidos conectivos, definidos como una función alterada o deteriorada de los componentes relacionados del sistema somático (estructura corporal) [7-9]. La disfunción somática se agrava por un mal

postura o da como resultado una postura anormal que conduce a una mecánica disfuncional. Es el objetivo del tratamiento en medicina manual [10], tanto quiropráctica como osteopática, y se ha clasificado como Código de diagnóstico M99.0 de la Clasificación Internacional de Enfermedades, 10.^a Revisión, Modificación Clínica (CIE-10-MC) desde 2016. La disfunción somática generalmente se evalúa mediante una investigación palpatoria para evaluar cuatro características: asimetría (A), cambios en el rango de movimiento (R), sensibilidad (T) y cambios en la textura del tejido (T) [8]. Entre ellas, la evaluación de la asimetría se compone principalmente de inspecciones subjetivas. Si se puede realizar una evaluación objetiva utilizando un equipo cuantitativo, será posible un diagnóstico más preciso. Además, si se tuviera que obtener imágenes de todo el marco en lugar de una parte del cuerpo, sería más útil, biomecánicamente, comprender la enfermedad de un paciente.

Varios estudios han destacado la importancia de cuantificar la postura con radiografías. métodos gráficos o no radiográficos [11]. Los pacientes con dolor musculoesquelético tienen un fuerte deseo de diagnóstico mediante pruebas de imagen [12]. Aunque las radiografías con rayos X son el protocolo estándar de oro actual para imágenes diagnósticas, la exposición a la radiación ionizante puede inducir cáncer [13]. Por lo tanto, estos métodos tienen un uso limitado en poblaciones sensibles, como adolescentes o mujeres embarazadas. Los métodos no radiográficos están disponibles para monitorear el progreso del paciente sin exposición repetida a la radiación [14]. La biofotogrametría, el análisis de movimiento infrarrojo, la plomada, el ratón espinal, la topografía de superficie y los métodos de ultrasonido de tres puntos se han presentado como alternativas viables; sin embargo, estos métodos dependen directamente tanto de los métodos matemáticos como de los procedimientos de recolección, y pocos estudios los han evaluado sistemáticamente [14,15].

El sistema de imágenes EOS (EOS Imaging, París, Francia) es un sistema de rayos X de baja dosis (EOS) de cuerpo completo que se utiliza en pacientes en posición de soporte de peso y se basa en la tecnología de detección de rayos X de la cámara de Charpak, galardonada con el Premio Nobel de Física de 1992 [16–18]. Entre los métodos radiográficos actuales, el EOS presenta una precisión relativamente alta. La dosis de un rayo X de microdosis única EOS, 2,6 μ Sv, es mucho menor que la dosis diaria de radiación de fondo natural [19], cuyo promedio global es de aproximadamente 2,4 mSv anuales provenientes de fuentes naturales de radiación [20,21]. Por lo tanto, el EOS se ha utilizado previamente para diagnosticar anomalías y malposiciones de la columna vertebral, la pelvis y las extremidades inferiores utilizando numerosos parámetros [16]. Sin embargo, los altos costos de mantenimiento y mano de obra lo hacen menos accesible para aplicaciones clínicas [16]. Además, se les pide a los pacientes que adopten una postura poco natural con ambas manos sobre el hombro o los huesos cigomáticos en un espacio reducido, que suele estar presente con la EOS. Todos los métodos de diagnóstico por imagen propuestos anteriormente, incluida la EOS, requieren que una sola persona mida o derive los parámetros.

Las tecnologías que utilizan cámaras de profundidad tridimensionales (3D) en tiempo real han surgido gracias a los recientes avances en cámaras y tecnología de procesamiento de imágenes. Es posible evaluar y obtener repetidamente índices de la forma corporal en tiempo real, así como reconstruir la forma de la columna vertebral y el esqueleto con un algoritmo de estimación de la postura humana especialmente diseñado [22–24]. Estos procesos se pueden realizar sin exposición a la radiación, con menos espacio para la instalación de equipos y con costos relativamente bajos. Además, muestra automáticamente los resultados sin necesidad de que un médico los mida.

En este estudio, proponemos un nuevo dispositivo para evaluar la postura humana mediante una cámara RGB-D (Red Green Blue-Depth) y un algoritmo para reconstruir el esqueleto virtual. Este dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual (PAViR) permite un análisis rápido de la postura completa de la persona a partir de múltiples tomas repetitivas sin exposición a la radiación y genera un esqueleto virtual en segundos.

Por tanto, la investigación buscó responder las siguientes preguntas:

1. En personas con disfunción somática, ¿es confiable el PAViR cuando se dispara repetidamente?
2. Cuando se aplica como diagnóstico por imágenes, ¿es válido el PAViR en comparación con los parámetros del EOS?

2. Materiales y métodos

2.1. Participantes

Entre enero de 2020 y junio de 2020, se realizó un estudio prospectivo en pacientes con disfunción somática que habían sido diagnosticados con CIE-10 en el departamento de medicina de rehabilitación de un hospital terciario. Los criterios de exclusión incluyeron a pacientes que tuvieran <19 años de edad; un índice de masa corporal (IMC) > 35 kg/m²; antecedentes de dispositivos de fijación metálicos después de cualquier cirugía de columna; o que estuvieran embarazadas o pudieran estarlo potencialmente. Los datos demográficos se muestran en la Tabla 1. Se incluyó en el estudio a un total de 100 pacientes (44 varones y 56 mujeres) con una edad media de 47,2 años. El IMC medio fue de $23,1 \pm 3,5$ kg/m². Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos para la publicación de información/imágenes identificativas en una publicación online de acceso abierto. Este estudio fue aprobado por la Junta de Revisión Institucional para Estudios Clínicos de nuestra institución (3-2019-0305). Esta investigación se llevó a cabo de acuerdo con las directrices y reglamentos pertinentes. Además, el estudio se llevó a cabo ciertamente de acuerdo con la Declaración de Helsinki.

Tabla 1. Características demográficas de los participantes.

Variables(n = 100)	Valores	Rango
Sexo, n masculino/femenino	44/56	
Edad (años), (media $\pm$ DE)	47.2 ± 16.5	19~81
Peso (kg), (media $\pm$ DE)	63.3 ± 13.1	37,4~89,3
Altura corporal (cm), (media $\pm$ DE)	163.4 ± 19.3	143,0~183,0
Índice de masa corporal (kg/m ²), (media $\pm$ DE)	23.1 ± 3.5	15,6~30,8

Desviación estándar SD.

2.2. EOS

Se realizó la EOS de cuerpo completo con dosis baja en cada paciente. Se indicó a los participantes que se mantuvieran en la posición de bipedestación funcionalmente cargada (hombros flexionados a 45° y manos apoyadas en los huesos cigomáticos) [25–28] y que miraran al frente. Un operador experto supervisó cuidadosamente las posiciones de bipedestación, asegurándose de que los segmentos espinales no compensaran el movimiento mientras adaptaba los brazos en un espacio reducido. Se obtuvieron imágenes coroneales y sagitales de cuerpo completo.

2.3. PAViR

La evaluación PAViR (MotiPhysio, MGSolutions, Seúl, República de Corea) se realizó a cada participante con ropa, dos veces en un lapso de 2 minutos, por un médico experimentado para determinar la fiabilidad intraevaluador. Al recibir la orden del sistema PAViR, el participante se coloca de frente, de lado y de espaldas, como si estuviera tomando una fotografía. El médico solo debe asegurarse de que el sujeto esté en la posición indicada por el láser.

2.3.1. Cámara RGB-D

Los sistemas Moti Physio utilizan una cámara 3D RGB-D en tiempo real (Astra Pro, Orbbec 3D Technology International, Inc. Troy, MI, EE. UU.) como sensor [29,30]. Para capturar el movimiento humano, los enfoques sin marcadores, convenientes y accesibles, suelen utilizar una cámara RGB-D [29]. El sistema de hardware del PAViR consta de una unidad de visualización, una unidad de entrada, una unidad de operación y una unidad de posicionamiento. La unidad de visualización informa visualmente si el sujeto está en la postura correcta durante la medición y muestra el resultado final. La cámara RGB-D de la unidad de entrada recibe los datos, y la unidad de operación los procesa para calcular la imagen que se mostrará en la unidad de visualización. Finalmente, la unidad de posicionamiento consta de un indicador láser y una estera de suelo, que ilumina una línea láser cruzada en el suelo a una distancia específica del PAViR y fija la posición de la estera con respecto a la línea. De este modo, se mantienen una distancia específica y una posición estándar en tiempo real de la Cámara 3D RGB-D.

2.3.2. Máquina de vectores de soporte

La cámara RGB-D captura datos frontales, laterales y posteriores mientras el sujeto permanece en una posición cómoda durante 2-3 s sin moverse. El sistema genera una silueta humana a partir de los datos de profundidad de la cámara mediante el método de sustracción de fondo [11,31]. Posteriormente, como algoritmo de procesamiento, el Clustering Iterativo Lineal Simple realiza una segmentación de superpíxeles y las partes se identifican utilizando la Máquina de Vectores de Soporte (SVM, Figura 1) [22,23,30,32].

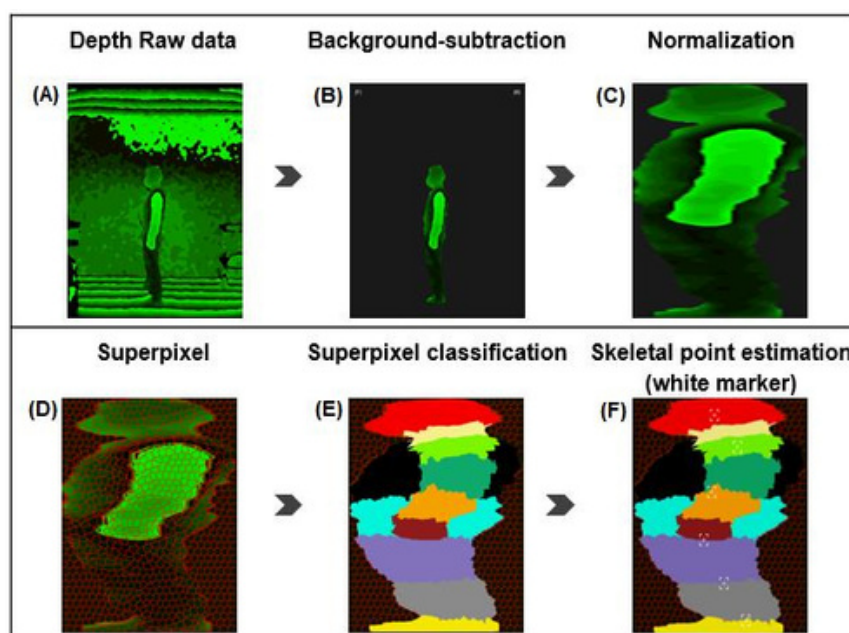


Figura 1. Ejemplo de medición lateral (A). Flujo del método de estimación de la postura esquelética humana desde la cámara de profundidad. Tras generar una silueta humana mediante el método de sustracción de fondo (B), la silueta finalmente se normaliza (C). La clasificación de las partes del cuerpo con varios colores muestra un algoritmo de procesamiento ya entrenado para la segmentación mediante agrupamiento iterativo lineal simple (D, E). Los resultados de la estimación puntual esquelética en un cuerpo humano se extraen mediante un algoritmo de procesamiento de imágenes. En un objeto sin marcadores (E), se crean marcadores blancos mediante una serie de procesos (F). Ilustración proporcionada por MG solutions.

2.3.3. Método geométrico

Las coordenadas de los datos de profundidad del usuario son (x, y, z) en mm (Figura 2A). Es necesario realizar ajustes para ropa o cabello sensibles y huesos esqueléticos relativamente despreocupados. Para solucionar este problema, realizamos algunas suposiciones y utilizamos el método geométrico. Esta operación se calcula en cada fotograma durante 2-3 s, y los 28 puntos se utilizan como valor final calculado con base en el último punto óseo promedio de la parte del cuerpo (esqueleto 3D) y se aplican al modelo 3D (Figura 2). Los resultados derivados de este algoritmo se presentan como un modelo virtual interactivo. Modelo 3D a través de una pantalla de cristal líquido (LCD), y las imágenes coronal y sagital se presentan como versiones impresas y archivos gráficos de red portátiles (PNG) basados en correo electrónico.

2.4. Medidas de resultados

El resultado principal fueron los parámetros posturales humanos, que se dividieron según el plano de bipedestación tanto en la EOS como en la PAViR de la siguiente manera: (1) una vista coronal (altura asimétrica de la clavícula, oblicuos pélvicos, ángulos Q bilaterales de la rodilla y centro de la séptima vértebra cervical-línea sacra central (C7-CSL)) y (2) una vista sagital (postura de la cabeza adelantada). En la EOS, un médico midió directamente los valores anteriores. Se midieron seis resultados: ©1 el ángulo entre la línea horizontal y la línea que une los puntos más altos; ©2 la distancia horizontal entre los puntos medios de las crestas ilíacas bilaterales; ©3 y ©4 el ángulo formado entre el tendón rotuliano y la espina ilíaca anterosuperior.

©5 la distancia vertical entre el centro de C7 y la línea sacra central, y ©6 el ángulo entre el centro de C7 y el canal auditivo en la figura 3.

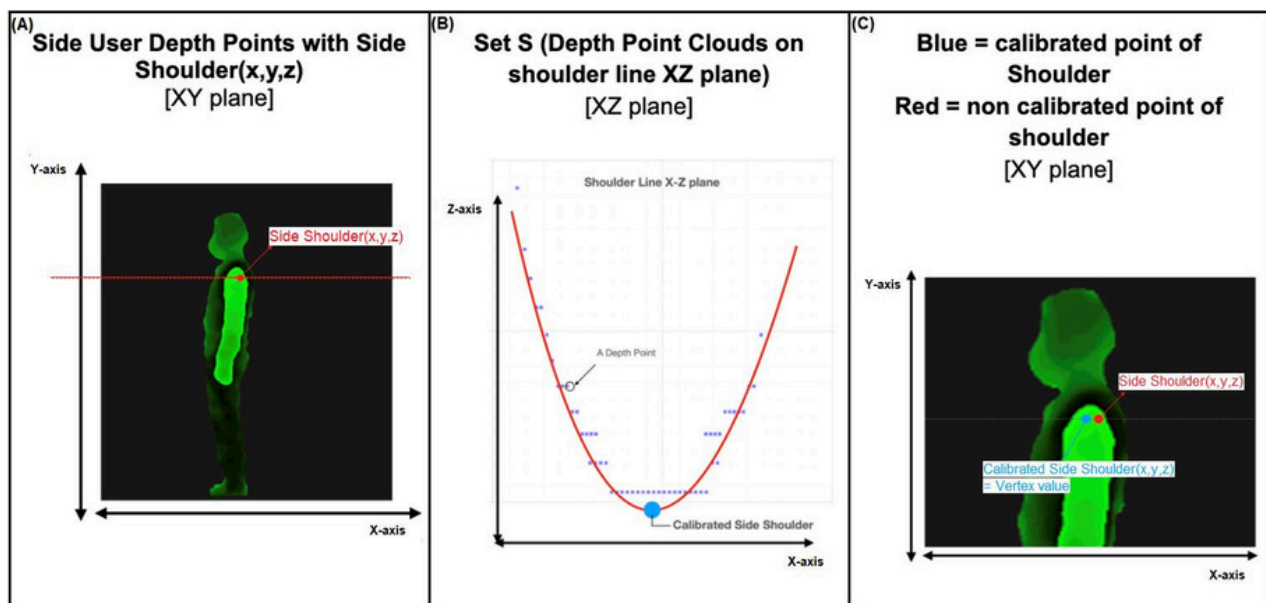


Figura 2. Ejemplo de un punto esquelético calibrado del hombro lateral desde un lateral. (A) Puntos de profundidad del usuario lateral con hombro lateral (x, y, z) en el plano XY. (B) El conjunto «S» se define como las nubes de puntos de profundidad en la línea del hombro en el plano XZ; estos puntos forman un gráfico de ecuaciones cuadráticas. (C) El punto calibrado del hombro se generó en el plano XY. Ilustración proporcionada por MG solutions.

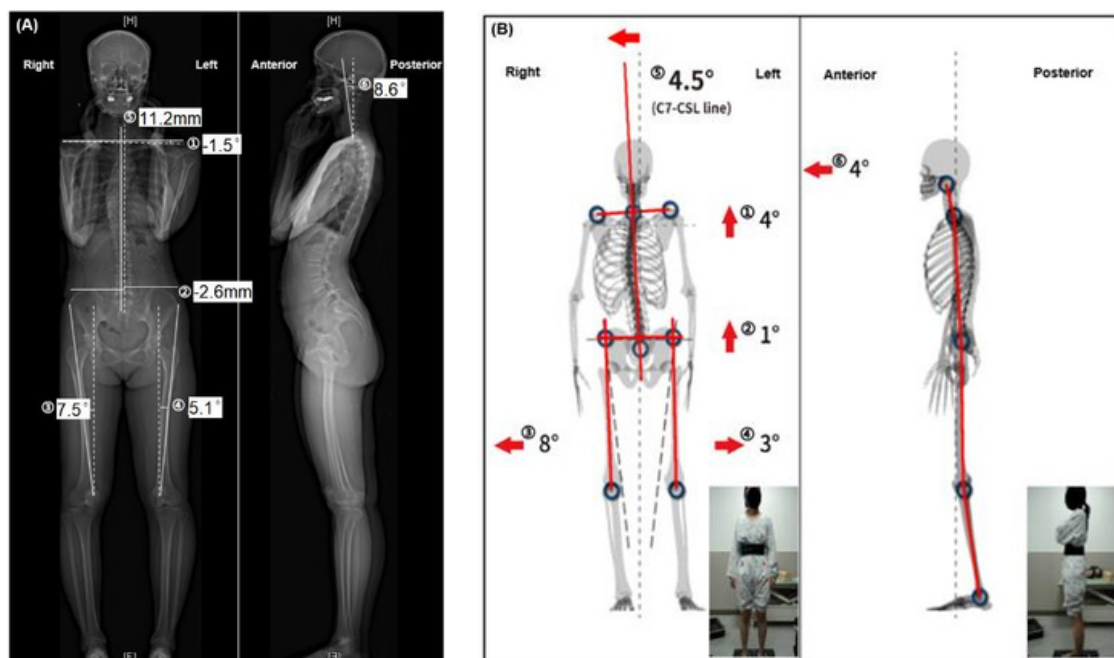


Figura 3. (A) Los datos EOS y (B) PAViR en el mismo sujeto: ① Altura asimétrica de la clavícula, ② oblicuidad pélvica, ③ ángulos Q derechos de la rodilla, ④ ángulos Q izquierdos de la rodilla, ⑤ el centro de la séptima vértebra cervical - línea sacra central (C7-CSL), ⑥ postura de la cabeza hacia adelante. Todos los parámetros están en grados, excepto cuando representan ② y ⑤ en EOS, indicados en su lugar como distancia, milímetros. Los valores negativos significan que la izquierda está elevada o que la postura está inclinada hacia la izquierda. Ilustración proporcionada por MG solutions. Dispositivo de análisis y reconstrucción virtual de la postura PAVIR.

La altura asimétrica de la clavícula, los ángulos Q bilaterales y la postura de la cabeza adelantada se miden en grados, mientras que el oblicuo pélvico y el C7-CSL se miden en milímetros. Sin embargo, con el PAViR, el dispositivo mostró los datos en grados inmediatamente después de la toma. Los resultados secundarios incluyeron una comparación de datos entre el PAViR y el EOS para su validación.

2.5. Análisis de datos

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS para Windows, versión 25 (IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.). Se utilizaron los coeficientes de correlación intraclase (CCI) y sus intervalos de confianza del 95 % para determinar la fiabilidad intraevaluador del PAViR. Los valores de CCI > 0,75 representan una fiabilidad excelente, los valores entre 0,4 y 0,75 representan una fiabilidad de regular a buena, y los valores < 0,4 representan una fiabilidad deficiente [33]. Las relaciones entre las mediciones del PAViR y las mediciones de la EOS se compararon mediante una prueba t pareada y un análisis de correlación (coeficiente de correlación de Pearson). Los coeficientes de correlación de Pearson y el ICC se caracterizaron como pobres (0,00 a 0,20), regulares (0,21 a 0,40), moderados (0,41 a 0,60), buenos (0,61 a 0,80) o excelentes (0,81 a 1,00) [34]. El nivel de significancia se estableció en <0,05 para todas las pruebas estadísticas.

3. Resultados

3.1. Resultados de la medición con EOS y PAViR

Se muestran los resultados descriptivos de los parámetros coronales y sagitales medidos. En la Tabla 2, los valores negativos indican que la rodilla izquierda está elevada o que la postura está inclinada hacia la izquierda. Existe una diferencia significativa entre ambos dispositivos en la oblicua pélvica, el ángulo Q bilateral y la C7-CSL. En la EOS, la mayoría de los participantes tenían el torso inclinado hacia la izquierda y la cabeza hacia adelante. En cuanto al ángulo Q, solo un paciente presentó un valor negativo en la rodilla derecha.

Tabla 2. Estadísticas descriptivas de los parámetros coronales y sagitales obtenidos a través de EOS y PAViR.

Parámetros	EOS		PAViR	
	Significar $\pm$ SD	Rango	Significado $\pm$ SD	Rango
Vista coronal	Altura asimétrica de la clavícula (°)	0.1 $\pm$ 2.8	-8.0 ^a 16.0	-1 $\pm$ 1.6
	Oblicuo pélvico (mm, °) ^b	-0.3 $\pm$ 5	-12.0~14.0	0.7 $\pm$ 1.6*
	Ángulo Q derecho (°)	5.6 $\pm$ 1.6	-1.8~10.4	0.9 $\pm$ 7.9*
	Ángulo Q izquierdo (°)	6.1 $\pm$ 1.7	0.9~9.8	-3.1 $\pm$ 4.0*
	C7-CSL (mm, °) ^b	-3 $\pm$ 13.3	-59.0 ~ 36.0	-1.3 $\pm$ 2.2*
Vista sagital	Postura de la cabeza hacia adelante (°)	7 $\pm$ 6.9	-5.1~29.4	7.9 $\pm$ 6.3

PAViR dispositivo de análisis postural y reconstrucción virtual, SD desviación estándar, C7-CSL centro de la 7^a vértebra cervical-línea sacra central;^a Los valores negativos significan que la izquierda está elevada o que la postura está inclinada hacia la izquierda;^b Todos los parámetros están en grados excepto el oblicuo pélvico y C7-CSL en el EOS, indicados como distancia, milímetro; * p < 0,05.

3.2. Fiabilidad intraevaluador de PAViR

Todos los coeficientes de correlación intraobservador para los parámetros de la vista coronal (altura asimétrica de la clavícula, oblicuo pélvico, ángulo Q bilateral de la rodilla, C7-CSL) y sagital (postura de la cabeza hacia adelante) fueron > 0,69, y el parámetro más alto del PAViR fue el C7-CSL (ICC= 0,84) (Tabla 3).

Tabla 3. Confiabilidad intra-evaluador de PAViR.

Parámetros	Valor del coeficiente	valor p
Altura asimétrica de la clavícula	0,69	0,005
Oblicuo pélvico	0,72	0,002
Ángulo Q de la rodilla derecha	0,72	0,001
Ángulo Q de la rodilla izquierda	0,79	0,001
C7-CSL	0,84	0,002
Postura de la cabeza adelantada	0,76	0,001

Dispositivo de análisis postural y reconstrucción virtual PAViR, centro C7-CSL de la 7^{ma} vértebra cervical-línea sacra central.

3.3. Validación de PAViR en comparación con los parámetros de EOS

Se compararon los resultados primarios para validar el PAViR para cada parámetro. Se calculó un análisis ajustado por edad, altura, peso e IMC. De los parámetros PAViR, C7-CSL mostró una correlación positiva moderada ($r = 0,42$, $p < 0,001$) con la EOS. La postura de la cabeza adelantada ($r = 0,39$, $p < 0,002$), la altura asimétrica de la clavícula ($r = 0,37$, $p < 0,002$) y la oblicua pélvica ($r = 0,32$, $p < 0,002$), en comparación con los resultados de la EOS, mostraron correlaciones positivas moderadas, como se muestra en la Tabla 4. Sin embargo, no se observó una correlación significativa para los ángulos Q bilaterales de la rodilla entre PAViR y EOS.

Tabla 4. El coeficiente de correlación de Pearson (r) para la validez entre PAViR y EOS.

Parámetros	Coeficiente de correlación	valor p
Altura asimétrica de la clavícula	0.37	<0,002
Oblicuo pélvico	0.32	<0,002
Ángulo Q de la rodilla derecha	-0.47	0,14
Ángulo Q de la rodilla izquierda	-0.15	0,15
C7-CSL	0.42	<0,001
Postura de la cabeza adelantada	0.39	<0,002

Dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual PAViR, centro C7-CSL de la séptima vértebra cervical-línea sacra central.

4. Discusión

Para servir como un estudio piloto, entre las asimetrías que se evalúan para diagnosticar disfunción somática, se compararon los valores de PAViR en las vistas coronal (altura asimétrica de la clavícula, oblicuidad pélvica, ángulos Q de la rodilla, C7-CSL) y sagital (postura de cabeza adelantada) con los valores obtenidos mediante el sistema EOS. La fiabilidad intraevaluador fue de buena a excelente en el sistema PAViR recientemente desarrollado. En los valores de PAViR comparados con los de EOS, todos los valores medidos, excepto el ángulo Q, mostraron una correlación de moderada a justa.

Aunque ajustamos para ropa o cabello sensible y huesos esqueléticos relativamente despreocupados mediante el método geométrico, se considera que el valor C7-CSL, que captura fácilmente la línea media del marco corporal, es el más consistente en comparación con el ángulo Q, que puede verse influenciado por diversos pliegues de la rodilla. Para esclarecer la validez, será necesario realizar estudios adicionales y análisis con diferentes tipos de ropa o participantes sin ropa. Además, se requiere un desarrollo tecnológico.

La disfunción somática es la alteración o deterioro del funcionamiento de los componentes relacionados con el sistema somático (estructura corporal). Esta disfunción no se define por una localización específica, sino por la interacción de una cadena de diversas estructuras. Clínicamente, los pacientes pueden experimentar dolor después de un movimiento incómodo, una postura prolongada o el sobreuso muscular. La disfunción somática se agrava con una postura deficiente y puede dar lugar a una mecánica disfuncional.

Entre las características de la disfunción somática, la evaluación de la asimetría se basa principalmente en inspecciones subjetivas. Si se pudiera realizar una evaluación objetiva mediante equipos cuantitativos, el diagnóstico sería más preciso. Para comprender mejor la condición de un paciente y evaluar la correlación entre sus distintos elementos, sería más útil obtener una imagen del cuerpo completo en lugar de una parte específica. Por ello, el sistema EOS es una herramienta destacada para medir desequilibrios dentro del campo médico actual. Sin embargo, el EOS también tiene varias limitaciones. Los rayos X y el EOS son altamente precisos y esenciales para la evaluación inicial, pero no son adecuados para revisiones continuas cada pocos días o semanas debido a la sobreexposición a la radiación o a preocupaciones sobre el costo. En radiografías de columna completa, la dosis de radiación puede superar la cantidad anual de radiación de fondo natural en 2.4 mSv. Por lo tanto, teniendo en cuenta el análisis de riesgo-beneficio, es difícil recomendar una radiografía de columna completa para determinar la efectividad del tratamiento, más allá de su uso en el diagnóstico inicial.

En contraste, la dosis efectiva de una radiografía única con microdosis de EOS (2.6 μ Sv) es menor que la cantidad de radiación que se recibe en un solo día de exposición a la radiación de fondo natural. No obstante, el sistema EOS es muy costoso y puede ser difícil de acceder y mantener. Considerando la relación costo-beneficio, el EOS puede no ser adecuado como una herramienta de evaluación rutinaria para el seguimiento de la efectividad del tratamiento.

3.3. Validación de PAViR en comparación con los parámetros de EOS

Se compararon los resultados primarios para validar el PAViR para cada parámetro. Se calculó un análisis ajustado por edad, altura, peso e IMC. De los parámetros PAViR, C7-CSL mostró una correlación positiva moderada ($r = 0,42$, $p < 0,001$) con la EOS. La postura de la cabeza adelantada ($r = 0,39$, $p < 0,002$), la altura asimétrica de la clavícula ($r = 0,37$, $p < 0,002$) y la oblicua pélvica ($r = 0,32$, $p < 0,002$), en comparación con los resultados de la EOS, mostraron correlaciones positivas moderadas, como se muestra en la Tabla 4. Sin embargo, no se observó una correlación significativa para los ángulos Q bilaterales de la rodilla entre PAViR y EOS.

Tabla 4. El coeficiente de correlación de Pearson (r) para la validez entre PAViR y EOS.

Parámetros	Coeficiente de correlación	valor p
Altura asimétrica de la clavícula	0.37	<0,002
Oblicuo pélvico	0.32	<0,002
Ángulo Q de la rodilla derecha	-0.47	0,14
Ángulo Q de la rodilla izquierda	-0.15	0,15
C7-CSL	0.42	<0,001
Postura de la cabeza adelantada	0.39	<0,002

Dispositivo de análisis de postura y reconstrucción virtual PAViR, centro C7-CSL de la séptima vértebra cervical-línea sacra central.

4. Discusión

Para servir como un estudio piloto, entre las asimetrías que se evalúan para diagnosticar disfunción somática, se compararon los valores de PAViR en las vistas coronal (altura asimétrica de la clavícula, oblicuidad pélvica, ángulos Q de la rodilla, C7-CSL) y sagital (postura de cabeza adelantada) con los valores obtenidos mediante el sistema EOS. La fiabilidad intraevaluador fue de buena a excelente en el sistema PAViR recientemente desarrollado. En los valores de PAViR comparados con los de EOS, todos los valores medidos, excepto el ángulo Q, mostraron una correlación de moderada a justa. Aunque ajustamos para ropa o cabello sensible y huesos esqueléticos relativamente despreocupados mediante el método geométrico, se considera que el valor C7-CSL, que captura fácilmente la línea media del marco corporal, es el más consistente en comparación con el ángulo Q, que puede verse influenciado por diversos pliegues de la rodilla. Para esclarecer la validez, será necesario realizar estudios adicionales y análisis con diferentes tipos de ropa o participantes sin ropa. Además, se requiere un desarrollo tecnológico.

La disfunción somática es la alteración o deterioro del funcionamiento de los componentes relacionados con el sistema somático (estructura corporal). Esta disfunción no se define por una localización específica, sino por la interacción de una cadena de diversas estructuras. Clínicamente, los pacientes pueden experimentar dolor después de un movimiento incómodo, una postura prolongada o el sobreuso muscular. La disfunción somática se agrava con una postura deficiente y puede dar lugar a una mecánica disfuncional.

Entre las características de la disfunción somática, la evaluación de la asimetría se basa principalmente en inspecciones subjetivas. Si se pudiera realizar una evaluación objetiva mediante equipos cuantitativos, el diagnóstico sería más preciso. Para comprender mejor la condición de un paciente y evaluar la correlación entre sus distintos elementos, sería más útil obtener una imagen del cuerpo completo en lugar de una parte específica. Por ello, el sistema EOS es una herramienta destacada para medir desequilibrios dentro del campo médico actual.

Sin embargo, el EOS también tiene varias limitaciones.

Los rayos X y el EOS son altamente precisos y esenciales para la evaluación inicial, pero no son adecuados para revisiones continuas cada pocos días o semanas debido a la sobreexposición a la radiación o a preocupaciones sobre el costo. En radiografías de columna completa, la dosis de radiación puede superar la cantidad anual de radiación de fondo natural en 2.4 mSv. Por lo tanto, teniendo en cuenta el análisis de riesgo-beneficio, es difícil recomendar una radiografía de columna completa para determinar la efectividad del tratamiento, más allá de su uso en el diagnóstico inicial.

En contraste, la dosis efectiva de una radiografía única con microdosis de EOS (2.6 μ Sv) es menor que la cantidad de radiación que se recibe en un solo día de exposición a la radiación de fondo natural. No obstante, el sistema EOS es muy costoso y puede ser difícil de acceder y mantener. Considerando la relación costo-beneficio, el EOS puede no ser adecuado como una herramienta de evaluación rutinaria para el seguimiento de la efectividad del tratamiento.

Sin embargo, con el PAViR, los pacientes no se exponen a la radiación y las pruebas pueden realizarse repetidamente sin riesgo, incluso en adolescentes en edad fértil. Su precio es mucho más económico, incluso 100 veces superior, lo que elimina la necesidad de realizar evaluaciones periódicas a varios pacientes. Además, el área de instalación y prueba ocupa menos de 3 m²; por lo tanto, prácticamente no hay limitaciones de espacio, y al poder usarse sin necesidad de desvestirse, no se necesita un vestuario aparte. Dado que el dispositivo obtiene automáticamente las mediciones sin supervisión, el fisioterapeuta puede aplicarlo inmediatamente al tratamiento sin necesidad de consultar a un médico. Por lo tanto, el PAViR puede utilizarse no solo con fines médicos, como terapia manual, quiropráctica y osteopática, sino también para el análisis del rendimiento posterior al ejercicio, como Pilates, yoga y entrenamiento general.

La repetibilidad de los resultados de medición es fundamental cuando se utiliza una evaluación simple. Herramienta de medición como el PAViR. La falta de repetibilidad dificultaría la evaluación de la eficacia de la terapia manual, quiropráctica, osteopática o de ejercicios. Otros instrumentos no radiográficos, como la biofotogrametría, el análisis de movimiento infrarrojo, la plomada, el ratón espinal, la topografía de superficie y la ecografía de punto libre, se basan tanto en métodos matemáticos como en procedimientos de recolección de datos [14,15]. Los resultados de fiabilidad intraevaluador del PAViR en este estudio fueron de buenos a excelentes para todos los parámetros [37].

Las tomografías computarizadas (TC) y las reconstrucciones 3D de rayos X biplanares se pueden medir con relativa precisión, pero se requiere un tiempo de reconstrucción de 10 minutos o más, y se requiere una persona experta para la reconstrucción. Además, no se puede excluir el riesgo de exposición a la radiación [38,39]. Se pueden utilizar métodos ópticos como la topografía Moiré-Fringe, las técnicas de luz estructurada, el sistema Integrated Shape Imaging, el sistema Quantec y el escáner Orteliuss para detectar deformidades de la columna [40–42]. Algunas clínicas han aplicado estas herramientas para monitorear la escoliosis, pero actualmente son difíciles de obtener debido a la complicada manipulación del equipo y la inconveniencia de que los pacientes tengan que desvestirse completamente. Dado que estos dispositivos se han diseñado principalmente para evaluar deformidades de la columna como la escoliosis, solo se toma la vista posterior; por lo tanto, no se pueden obtener la asimetría de la altura del hombro, los oblicuos pélvicos, los ángulos Q de la rodilla ni la postura de la cabeza hacia adelante.

Por otro lado, el PAViR utiliza una cámara de profundidad 3D para recopilar datos de la superficie corporal, calibra mediante estimación de la postura humana (HPE), define puntos clave específicos y reproduce la forma de la columna vertebral y el sistema esquelético. Los sujetos pueden someterse a la prueba sin desvestirse, y los resultados se reciben en pantalla o por correo electrónico en un minuto. Su uso es cómodo y sin intervención humana, al igual que las tecnologías mencionadas anteriormente, ya que todos los procesos están automatizados. Por lo tanto, el sistema PAViR podría permitir evaluar la postura esquelética de participantes vestidos sin exposición a la radiación. A diferencia de la radiografía convencional, esta tecnología permite analizar todo el cuerpo en tiempo real sin necesidad de quitarse la ropa gracias al enfoque sin marcadores de la cámara RGB-D. Además, los participantes pueden situarse frente al dispositivo y seguir la guía sin necesidad de un medidor, lo que podría transmitirse fácilmente al personal médico para su aplicación. Se necesitan más estudios para comprobar si nuestros hallazgos se aplican a pacientes con otros trastornos musculoesqueléticos, como el ángulo de Cobb de la escoliosis, la cifosis lumbar degenerativa, la rotación pélvica anormal, las piernas arqueadas y las rodillas valgus.

Limitaciones del estudio

Este estudio tiene algunas limitaciones. En primer lugar, aunque el análisis de potencia reveló la significancia estadística de nuestros datos (asumiendo una potencia del 80 %), se requirieron 29 curvas para cada subgrupo según la calculadora de tamaño de muestra del programa G-power 3.1.9.4; incluir un mayor número de sujetos podría aumentar aún más la potencia de nuestro estudio. En segundo lugar, el algoritmo no se ha perfeccionado hasta el momento; es necesario actualizarlo constantemente mediante la comparación con EOS y la tecnología de big data. Los datos acumulados serán útiles para aumentar la precisión y la correlación mediante el uso de big data, lo que aumentará la predicción del riesgo de trastornos musculoesqueléticos. En tercer lugar, las diferentes posiciones pueden resultar en una variación en el propio valor. Aunque la tendencia observada se mantendría, se requeriría más investigación para compararlos en la misma posición con el fin de mejorar la precisión.

5. Conclusiones

El PAViR tiene una excelente confiabilidad entre evaluadores en personas con disfunción somática. Excepto por ambos ángulos Q, el PAViR presenta una validación de regular a moderada en comparación con las imágenes diagnósticas EOS en el parámetro que representa el desequilibrio coronal y sagital. Si bien el sistema PAViR aún no está disponible en el ámbito médico, tiene el potencial de convertirse en una herramienta diagnóstica de análisis postural sin radiación, accesible y rentable después de la era EOS. Este estudio proporciona información valiosa a los investigadores interesados en la atención médica digital. Con base en esta tecnología, se requiere más investigación para mejorar la precisión de los algoritmos mediante big data, y será necesario aplicarla a pacientes con dolor musculoesquelético.

Contribuciones de los autores: Conceptualización: J.H.P., H.J.L.; Metodología: M.K., S.Y.C., H.E.C.; Análisis formal e investigación: H.J.L.; Redacción: J.H.P., H.J.L., H.E.C.; Supervisión: J.H.P. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Financiación: Este estudio fue apoyado por una beca de investigación de la facultad de Yonsei University College of Medicina (6-2021-0090).

Declaración de la Junta de Revisión Institucional: Este estudio fue aprobado por la Junta de Revisión Institucional. del Hospital Gangnam Severance, Seúl, República de Corea (Identificador: 3-2019-0305).

Declaración de consentimiento informado: Consentimiento informado para la publicación de información/imágenes identificativas. En una publicación en línea de acceso abierto se obtuvieron datos de todos los sujetos.

Declaración de disponibilidad de datos: Todos los datos analizados en este estudio están disponibles en la fuente correspondiente al autor a petición razonable.

Agradecimientos: Nos gustaría agradecer a MG solutions por ayudarnos con las cifras y el trabajo técnico.

Conflictos de intereses: Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Referencias

1. Raine, S.; Twomey, L. Attributes and qualities of human posture and their relationship to dysfunction or musculoskeletal pain. *Crit. Rev. Phys. Rehabil. Med.* **1994**, *6*, 409.
2. Kamper, D.G.; Fischer, H.C.; Cruz, E.G. Impact of finger posture on mapping from muscle activation to joint torque. *Clin. Biomech. (Bristol Avon.)* **2006**, *21*, 361–369. [CrossRef]
3. Magee, D.J. *Orthopedic Physical Assessment (Musculoskeletal Rehabilitation)*; Saunders: Toronto, Canada, 2014.
4. Pope, P.M. *Severe and Complex Neurological Disability: Management of the Physical Condition*; Butterworth-Heinemann: Oxford, UK, 2007.
5. Läubli, T.; Karpilow, C. *Global Occupational Health*; Oxford university press: Oxford, UK, 2011; pp. 277–299.
6. Takasaki, H.; May, S. Mechanical diagnosis and therapy has similar effects on pain and disability as ‘wait and see’ and other approaches in people with neck pain: A systematic review. *J. Physiother.* **2014**, *60*, 78–84. [CrossRef] [PubMed]
7. Rey-Matias, R.R. 16—Manipulation, Traction, and Massage. In *Braddom’s Rehabilitation Care: A Clinical Handbook*; Cifu, D.X., Lew, H.L., Eds.; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2018; pp. 111–118.e8.
8. Chaitow, L. Chapter 6—Osteopathic Assessment and Treatment of Thoracic and Respiratory Dysfunction. In *Multidisciplinary Approaches to Breathing Pattern Disorders*; Chaitow, L., Bradley, D., Gilbert, C., Ley, R., Eds.; Churchill Livingstone: Edinburgh, Scotland, 2002; pp. 131–172.
9. Williams, N. Managing back pain in general practice is osteopathy the new paradigm? *Br. J. Gen. Pract.* **1997**, *47*, 653–655.
10. Muller, R.; Linz, W.; Buchmann, J. Manual medicine—a powerful “hands on” facility to treat somatic and segmental dysfunction with musculoskeletal pain, increased muscle tension, restrictions of fascia and posture asymmetries. *MMW Fortschr. Med.* **2011**, *153*, 27–30.
11. Fortin, C.; Ehrmann Feldman, D.; Cheriet, F.; Labelle, H. Clinical methods for quantifying body segment posture: A literature review. *Disabil. Rehabil.* **2011**, *33*, 367–383. [CrossRef] [PubMed]
12. Lim, Y.Z.; Chou, L.; Au, R.T.M.; Seneviwickrama, K.L.M.D.; Cicuttini, F.M.; Briggs, A.M.; Sullivan, K.; Urquhart, D.M.; Wluka, A.E. People with low back pain want clear, consistent and personalised information on prognosis, treatment options and self-management strategies: A systematic review. *J. Physiother.* **2019**, *65*, 124–135. [CrossRef]
13. Legaye, J. Follow-up of the sagittal spine by optical technique. *Ann Phys Rehabil Med* **2012**, *55*, 76–92. [CrossRef]
14. Cohen, L.; Kobayashi, S.; Simic, M.; Dennis, S.; Refshauge, K.; Pappas, E. Non-radiographic methods of measuring global sagittal balance: A systematic review. *Scoliosis Spinal Disord.* **2017**, *12*, 30. [CrossRef]
15. Furlanetto, T.S.; Sedrez, J.A.; Candotti, C.T.; Loss, J.F. Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. *World J. Orthop.* **2016**, *7*, 136–148. [CrossRef]

16. Dubousset, J.; Charpak, G.; Dorion, I.; Skalli, W.; Lavaste, F.; Deguise, J.; Kalifa, G.; Ferey, S. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: The EOS system. *Bull. De L'academie Natl. De Med.* **2005**, *189*, 287–297; discussion 297.
17. Somoskeőy, S.; Tunyogi-Csapó, M.; Bogyó, C.; Illés, T. Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system. *Spine J.* **2012**, *12*, 1052–1059. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Deschenes, S.; Charron, G.; Beaudoin, G.; Labelle, H.; Dubois, J.; Miron, M.C.; Parent, S. Diagnostic imaging of spinal deformities: Reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine (Phila Pa 1976)* **2010**, *35*, 989–994. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Hui, S.C.N.; Pialasse, J.-P.; Wong, J.Y.H.; Lam, T.-p.; Ng, B.K.W.; Cheng, J.C.Y.; Chu, W.C.W. Radiation dose of digital radiography (DR) versus micro-dose x-ray (EOS) on patients with adolescent idiopathic scoliosis: 2016 SOSORT- IRSSD “John Sevastic Award” Winner in Imaging Research. *Scoliosis Spinal Disord.* **2016**, *11*, 46. [[CrossRef](#)]
20. Wall, B.F. *Ionising Radiation Exposure of the Population of the United States: NCRP Report no. 160*; Oxford University Press: Oxford, UK, 2009.
21. Metaxas, V.I.; Messaris, G.A.; Lekatou, A.N.; Petsas, T.G.; Panayiotakis, G.S. Patient Doses in Common Diagnostic X-ray Examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* **2019**, *184*, 12–27. [[CrossRef](#)]
22. Kim, H.; Lee, S.; Lee, D.; Choi, S.; Ju, J.; Myung, H. Real-time human pose estimation and gesture recognition from depth images using superpixels and SVM classifier. *Sensors* **2015**, *15*, 12410–12427. [[CrossRef](#)]
23. Straka, M.; Hauswiesner, S.; Rüther, M.; Bischof, H. Skeletal Graph Based Human Pose Estimation in Real-Time. In Proceedings of the British Machine Vision Conference, Dundee, UK, 29 August–2 September 2011; pp. 1–12.
24. Achilles, F.; Ichim, A.-E.; Coskun, H.; Tombari, F.; Noachtar, S.; Navab, N. *Patient MoCap: Human Pose Estimation under Blanket Occlusion for Hospital Monitoring Applications*; Springer International Publishing: Cham, Switzerland, 2016; pp. 491–499.
25. Faro, F.D.; Marks, M.C.; Pawelek, J.; Newton, P.O. Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* **2004**, *29*, 2284–2289. [[CrossRef](#)]
26. Garg, B.; Mehta, N.; Bansal, T.; Malhotra, R. EOS(R) imaging: Concept and current applications in spinal disorders. *J. Clin. Orthop. Trauma* **2020**, *11*, 786–793. [[CrossRef](#)]
27. Pumberger, M.; Schmidt, H.; Putzier, M. Spinal Deformity Surgery: A Critical Review of Alignment and Balance. *Asian Spine J.* **2018**, *12*, 775–783. [[CrossRef](#)]
28. Vergari, C.; Skalli, W.; Clavel, L.; Demuynck, M.; Valentin, R.; Sandoz, B.; Similowski, T.; Attali, V. Functional analysis of the human rib cage over the vital capacity range in standing position using biplanar X-ray imaging. *Comput. Biol. Med.* **2022**, *144*, 105343. [[CrossRef](#)]
29. Vinod Gutta, E.D.L. Natalie Baddour, Pascal Fallavollita, A Comparison of Depth Sensors for 3D Object Surface Reconstruction. In *The Canadian Medical and Biological Engineering Society; CMBES/SCGB*; Ottawa, ON, Canada, 2019; Volume 42.
30. Jang, C.W.; Park, J.; Cho, H.E.; Park, J.H. Appraisal of the new posture analyzing and virtual reconstruction device (PAViR) for assessing sagittal posture parameters: A prospective observational study. *Int. J. Env. Res. Public Health* **2022**, *19*, 11109. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Camplani, M.; Salgado, L. Background foreground segmentation with RGB-D Kinect data: An efficient combination of classifiers. *J. Vis. Commun. Image Represent.* **2014**, *25*, 122–136. [[CrossRef](#)]
32. Achanta, R.; Shaji, A.; Smith, K.; Lucchi, A.; Fua, P.; Susstrunk, S. SLIC superpixels compared to state-of-the-art superpixel methods. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **2012**, *34*, 2274–2282. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Fleiss, J.L.; Levin, B.; Paik, M.C. *Statistical Methods for Rates and Proportions*; John Wiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, 2013.
34. Campos, S.; Zhang, L.; Sinclair, E.; Tsao, M.; Barnes, E.A.; Danjou, C.; Sahgal, A.; Goh, P.; Culleton, S.; Mitera, G. The palliative performance scale: Examining its inter-rater reliability in an outpatient palliative radiation oncology clinic. *Support. Care Cancer* **2009**, *17*, 685–690. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Kasten, K.M.; Lewis, D.D. High-Velocity, Low-Amplitude Management of Posterior Rib Somatic Dysfunction. *J. Am. Osteopath. Assoc.* **2020**, *120*, e1–e2. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Rousseau, M.-A.; Brusson, A.; Lazennec, J.-Y. Assessment of the axial rotation of the pelvis with the EOS® imaging system: Intra- and inter-observer reproducibility and accuracy study. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* **2014**, *24*, 891–895. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Cicchetti, D.V. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychol. Assess.* **1994**, *6*, 284. [[CrossRef](#)]
38. Humbert, L.; De Guise, J.A.; Aubert, B.; Godbout, B.; Skalli, W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med. Eng. Phys.* **2009**, *31*, 681–687. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Kösling, S.; Dietrich, K.; Steinecke, R.; Klöppel, R.; Schulz, H.-G. Diagnostic value of 3 D CT surface reconstruction in spinal fractures. *Eur. Radiol.* **1997**, *7*, 61–64. [[CrossRef](#)]
40. Hocquet, A.; Cornelis, F.; Jiro, A.; Castaings, L.; de Sèze, M.; Hauger, O. Patient-specific 3D models created by 3D imaging system or bi-planar imaging coupled with Moiré–Fringe projections: A comparative study of accuracy and reliability on spinal curvatures and vertebral rotation data. *Eur. Spine J.* **2016**, *25*, 3154–3161. [[CrossRef](#)]

41. Daruwalla, J.; Balasubramaniam, P. Moiré topography in scoliosis. Its accuracy in detecting the site and size of the curve. *J. Bone Joint Surg. Br. Vol.* **1985**, *67*, 211–213.
42. Berryman, F.; Pynsent, P.; Fairbank, J.; Disney, S. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *Eur. Spine J.* **2008**, *17*, 663–672. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.



Validación de dispositivos para la Prueba de Cinco Veces de Sentarse a Levantarse: Comparación del Análisis de la Presión Plantar y el Movimiento de la Cabeza con la Medición Manual

Sanghyun Jee^{1*}, Chan Woong Jang^{2,3*}, Kyoungmin Park⁴,
Sanghoon Shin¹, Min-Chul Paek¹ y Jung Hyun Park^{1, 4, 5}

¹Departamento de Medicina de Rehabilitación, Instituto de Rehabilitación de Enfermedades Neuromusculares, Hospital Gangnam Severance, Universidad de Yonsei, Facultad de Medicina de Seúl;

²Departamento de Medicina Física y Rehabilitación, Hospital Sagrado Corazón de la Universidad Hallym, Facultad de Medicina de la Universidad Hallym, Anyang;

³Centro de comando, Instituto Doheon para la Innovación Digital en Medicina, Centro Médico de la Universidad Hallym, Anyang;

⁴Departamento de Ingeniería y Gestión de Dispositivos Médicos, Escuela de Posgrado, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl;

⁵Departamento de Medicina Integrativa, Escuela de Posgrado, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, Seúl, Corea.

Objetivo: Este estudio busca evaluar un nuevo método para la prueba de cinco veces sentarse y levantarse (FTSST), crucial para abordar la fragilidad en la población mayor. Utiliza una plantilla inteligente para el análisis de la presión plantar y un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores para el análisis de la altura de la cabeza.

Materiales y Métodos: Treinta y cinco participantes de 50 años o más se sometieron a una evaluación FTSST utilizando tres métodos: medición manual con un cronómetro (FTSST-M), análisis de la presión plantar con plantillas inteligentes (FTSST-P) y análisis de la altura de la cabeza con un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores (FTSST-H). Se realizaron mediciones simultáneas utilizando tres métodos. La correlación entre los resultados de estos métodos se analizó utilizando el coeficiente de correlación intraclase (CCI) y el coeficiente κ . Se realizaron exámenes clínicos completos con aprobación ética.

Resultados: Las puntuaciones medias de los participantes para FTSST-M, FTSST-P y FTSST-H fueron de $2,43 \pm 1,20$, $2,43 \pm 1,29$ y $2,37 \pm 1,31$, respectivamente. Las correlaciones de los tiempos y las puntuaciones correspondientes entre FTSST-P y FTSST-M, así como entre FTSST-H y FTSST-M, superaron 0,9 (coeficientes ICC y κ , $p < 0,001$). Utilizando una puntuación FTSST de 3 o menos para indicar vulnerabilidad, el valor κ para la clasificación de vulnerabilidad entre dos mediciones fue de 0,886 ($p < 0,001$).

Conclusión: Este estudio mostró una fuerte correlación entre los resultados de FTSST mediante plantillas inteligentes y captura de movimiento sin marcadores, en comparación con los métodos convencionales. Estos hallazgos resaltan el potencial de estas tecnologías para mediciones precisas de FTSST, ofreciendo comodidad y rentabilidad. El uso simultáneo de estos dispositivos permite diversos análisis, lo que mejora nuestra comprensión de la fragilidad.

Palabras Clave: Anciano, ortesis de pie, fragilidad, captura de movimiento, rendimiento funcional físico.

Recibido: 14 de diciembre de 2023 **Revisado:** 27 de abril de 2024

Aceptado: 12 de junio de 2024 **Publicado en línea:** 3 de septiembre de 2024

Autor correspondiente: Jung Hyun Park, MD, PhD, Departamento de Medicina de Rehabilitación, Instituto de Rehabilitación de Enfermedades Neuromusculares, Hospital Gangnam Severance, Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei, 211 Eonju-ro, Gangnam-gu, Seúl 06229, Corea. Correo electrónico: rmpjh@yuhs.ac

*Sanghyun Jee y Chan Woong Jang contribuyeron por igual a este trabajo.

•Los autores no tienen ningún conflicto de intereses potencial que revelar.

© Copyright: Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei 2025

Este es un artículo de acceso abierto distribuido bajo los términos de la Licencia Creative Commons Atribución-CompartirIgual 3.0 Unported. Licencia de atribución y no comercial de Mons (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) que permite el uso, la distribución y la reproducción sin restricciones y sin fines comerciales, producción en cualquier medio, siempre que se cite adecuadamente el trabajo original.

INTRODUCCIÓN

Con el envejecimiento de la población mundial, se hace cada vez más hincapié en comprender y abordar la fragilidad, un tema que ha atraído una atención científica significativa en las últimas décadas. La fragilidad se caracteriza por una mayor vulnerabilidad, una reserva fisiológica reducida y una menor capacidad para soportar los factores estresantes resultantes de los déficits acumulados relacionados con la edad.¹ Esta condición se asocia con diversos resultados adversos para la salud, como discapacidad, caídas, hospitalización y mortalidad.^{2,3} Se estima que entre el 25 % y el 50 % de las personas mayores de 85 años son frágiles, y la prevalencia aumenta con la edad.³ Por lo tanto, la identificación temprana

y la gestión de la fragilidad en los adultos mayores que viven en la comunidad son cruciales.

Un indicador destacado para evaluar la fragilidad es la prueba de cinco veces sentarse y levantarse (FTSST), una prueba sencilla que implica la transición de la posición sentada a la de pie.^{5,6} La FTSST ofrece un método práctico para medir la fragilidad en diversos entornos, como hospitales, clínicas y hogares. Investigaciones recientes destacan la FTSST como predictor independiente de la fuerza muscular en las extremidades inferiores,⁷ el rendimiento muscular,⁸ la aptitud funcional,⁹ y la resistencia aeróbica.¹⁰ El método convencional de medición de la FTSST con un cronómetro es ampliamente utilizado, está bien validado y es fiable, ofreciendo ventajas como la simplicidad, la velocidad, la rentabilidad y la reproducibilidad. Sin embargo, requiere un evaluador adicional y puede introducir errores interpersonales basados en la experiencia del evaluador.¹¹

Recientemente, se han desarrollado nuevos dispositivos para medir el FTSST, con varias ventajas.¹²⁻¹⁴ Además, se ha desarrollado un método novedoso para medir la batería corta de rendimiento físico, incluyendo el FTSST.¹¹ Este dispositivo utiliza una matriz de celdas de carga, que se compone de 16 celdas de carga y mide los pesos aplicados sobre ellas, para detectar la ubicación bidimensional de cada pie e incorpora un LiDAR, que es un sensor de detección y alcance de luz unidimensional, para determinar la distancia entre el sensor y los participantes. Sin embargo, a pesar de esto, los dispositivos FTSST actuales enfrentan varias desventajas que complican su uso, como el posicionamiento inconsistente del sensor, los altos costos del sensor, los problemas espaciales, etc., lo que limita su escalabilidad. Por lo tanto, existe una necesidad apremiante de técnicas más cómodas, convenientes y fáciles de usar para medir la fragilidad a largo plazo en la vida cotidiana.

Plantillas inteligentes, capaces de detectar la presión plantar en tiempo real durante las actividades diarias, han demostrado ser prometedores para aplicaciones médicas.¹⁵ Los estudios informan altas precisiones en el análisis de la marcha y la postura, expandiendo el uso de una plantilla inteligente.¹⁵ Dada su facilidad de uso y portabilidad, podrían servir como alternativas viables a los métodos de medición FTSST convencionales y recientemente introducidos. Mientras tanto, un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores también se ha utilizado ampliamente en la medición clínica utilizando tecnología de detección de movimiento y previamente ha sido validado por su precisión.^{16,17} Considerando que no se requiere una preparación especial para la prueba, esto podría anticiparse como otro método de medición para el FTSST.

Por lo tanto, nuestro estudio tuvo como objetivo evaluar una nueva técnica de medición. Se diseñó un enfoque para la FTSST mediante el uso de plantillas inteligentes para el análisis de la presión plantar y su comparación con mediciones manuales obtenidas con un cronómetro. Además, se evaluó la precisión de un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores, previamente validado, como herramienta de evaluación para la FTSST. Mediante esta investigación, se buscó confirmar la viabilidad de utilizar estos dos nuevos métodos de medición de la FTSST para evaluar la fragilidad.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes del estudio

Este estudio incluyó prospectivamente a 35 participantes que se sometieron a un examen clínico completo antes de la inscripción para asegurar el cumplimiento de los criterios de inclusión específicos, que fueron los siguientes: 1) edad de 50 años o más; 2) capacidad de caminar de forma independiente, con o sin ayuda para caminar; 3) capacidad de sentarse y levantarse; y 4) función cognitiva suficiente para realizar las pruebas requeridas según las instrucciones médicas. Los criterios de exclusión fueron los siguientes: 1) incapacidad para caminar, sentarse o levantarse; 2) condiciones médicas o quirúrgicas agudas; 3) enfermedad terminal con una expectativa de vida de menos de 6 meses; y 4) deterioro cognitivo que impida completar los formularios de consentimiento o adherirse a las instrucciones del personal médico.

Antes de comenzar la prueba, realizamos tres evaluaciones para medir las capacidades funcionales básicas de los participantes. Usamos la categoría de ambulación funcional (FAC) para evaluar la capacidad para caminar, que va de 0 (ambulador no funcional) a 5 (ambulador independiente).¹⁸ Para evaluar el riesgo de caídas, empleamos la Escala de equilibrio de Berg (BBS), una escala de 14 ítems que observa el equilibrio en adultos mayores.¹⁹ El estado de fragilidad se determinó utilizando la versión coreana de la escala de fragilidad, resistencia, deambulación, enfermedad y pérdida de peso (K-FRAIL), una herramienta validada que requiere solo de 2 a 3 minutos para administrarse sin equipo especializado.²⁰ Los participantes que indicaron 1 o 2 ítems positivos se clasificaron como prefrágiles, mientras que 3 a 5 ítems positivos los categorizaron como frágiles.

Protocolo de estudio

En este estudio prospectivo, se aplicaron simultáneamente tres dispositivos para el FTSST (Fig. 1A). Inicialmente, se realizaron mediciones manuales del FTSST utilizando un cronómetro (FTSST-M). En segundo lugar, se empleó un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores (Moti Physio, MG Solutions, Seúl, República de Corea) que incorpora una cámara tridimensional de profundidad rojo-verde-azul (Astra Pro, Orbbec 3D Technology International, Inc., Troy, MI, EE. UU.) para la detección de la altura de la cabeza (FTSST-H) (Fig. 1B). El dispositivo de captura de movimiento sin marcadores funciona según el principio de proyectar continuamente un video de patrón y capturar la imagen de la escena utilizando luz estructurada, lo que permite la estimación de las posiciones 3D de cada punto de articulación en función de la entrada de la cámara.²¹ Este equipo proporciona las coordenadas x, y y z para un total de 19 puntos de articulación, y utilizamos específicamente el cambio de fase del punto de la cabeza para identificar variaciones en la altura de la cabeza. En tercer lugar, para el análisis de la presión plantar, utilizamos una plantilla inteligente disponible comercialmente (I-SOL, Gilon, Seongnam, República de Corea), como se ilustra en la Fig. 1C (FTSST-P). Esta plantilla inteligente presentaba grosores variables de 6 mm en la parte delantera, 10,5 mm en la parte media y 10 mm en la trasera, con un peso total de 60 g. Cada plantilla estaba equipada con cuatro sensores circulares de resistencia sensible a la fuerza (FSR), cada uno de 14 mm de diámetro, que detectaban con precisión los cambios de fuerza en cuatro puntos clave: el hallux, la parte medial del antepié, la parte lateral del antepié y el talón. Los datos se registraron con una frecuencia.



Fig. 1. Ejemplo del procedimiento de prueba y dispositivos utilizados en este estudio. (A) Fotografía del paciente durante la evaluación de la prueba de cinco veces de sentarse a levantarse. Los puntos rojos indican los puntos articulares reconocidos en tiempo real por el dispositivo de detección de movimiento sin marcador, mientras que el gráfico azul representa la presión plantar medida por la plantilla inteligente. (B) El dispositivo de detección de movimiento sin marcador incorpora una cámara tridimensional de profundidad rojo-verde-azul (3D RGB-D). (C) Plantilla inteligente disponible comercialmente con cuatro sensores de resistencia sensibles a la fuerza colocados en el hallux, la parte medial del antepié, la parte lateral del antepié y el talón.

de 40 Hz utilizando un sistema Raspberry Pi 3. La plantilla estaba disponible en una gama de tamaños, con incrementos de 5 mm, desde 230 mm hasta 280 mm, lo que permitía a los participantes elegir el tamaño que mejor se adaptaba a sus pies.

Sincronizamos la plantilla inteligente y el movimiento sin marcadores dispositivo de captura de movimiento para permitir mediciones simultáneas. Antes de iniciar el estudio, el examinador, que tenía 5 años de experiencia en la realización de evaluaciones FTSST estandarizadas, recibió capacitación específica para administrar FTS-ST simultáneas. Los participantes realizaron el FTSST de acuerdo con el protocolo estandarizado frente a un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores mientras usaban plantillas inteligentes.⁶ Para realizar la prueba, se empleó una silla sin brazos con respaldo recto que medía 43 cm de altura y 47,5 cm de profundidad con un asiento firme. Se indicó a los participantes que se levantarán y se sentarán cinco veces, lo más rápido posible, con los brazos cruzados sobre el pecho. El examinador guió a los participantes para que se levantarán completamente entre repeticiones y se abstuvieron de tocar el respaldo de la silla durante cada ciclo. La prueba comenzó con la señal verbal, "Tres, dos, uno, ya" y concluyó al completar con éxito la quinta posición. Se registró el tiempo necesario para completar la tarea y posteriormente se convirtió en la puntuación del participante en puntos de corte establecidos, como se describe en un estudio previo: $\leq 11,1$ segundos para una puntuación de 4, 11,2–13,6 segundos para una puntuación de 3, 13,7–16,6 segundos para una puntuación de 2 y $\geq 16,7$ segundos para una puntuación de 1,6.

Interpretación de gráficos basados en el tiempo de la presión plantar y la altura de la cabeza

Los datos de presión plantar obtenidos de los cuatro sensores FSR se convirtieron en unidades kilopascales utilizando las ecuaciones especificadas en un estudio previo.²² Calculamos la

presión plantar total para ambos pies sumando todos los valores de presión. Posteriormente, los cambios de presión a lo largo del tiempo para ambos pies se transformaron en un gráfico de tiempo-presión. Además, los cambios de fase en la altura de la cabeza se representaron en un gráfico de tiempo-altura. Dos intérpretes independientes, ciegos a los parámetros demográficos y clínicos de los participantes, examinaron los gráficos de cada participante. Determinaron los puntos de inicio y final de la prueba basándose en cambios en los patrones de los gráficos. El inicio y el final de los cambios en los gráficos se identificaron como el primer aumento vertical y la última disminución por encima de un umbral establecido empíricamente, haciendo referencia a los cambios observados en los videos de prueba y los gráficos de cinco ensayos anteriores (Fig. 2).²³ En los casos en que la identificación de estos puntos planteó desafíos, los intérpretes participaron en discusiones y llegaron a un acuerdo mutuo. Para facilitar la interpretación, se introdujeron cuadrículas verticales de 200 ms en los gráficos para señalar intervalos de tiempo específicos.

Análisis estadístico

Los datos descriptivos se expresaron como frecuencias o porcentajes y media $\pm$ desviación estándar. La confiabilidad interintérprete e intrainterprete entre los tiempos interpretados y las puntuaciones correspondientes para FTSST-P y FTSST-H se establecieron utilizando el coeficiente de correlación de Pearson y el coeficiente κ , respectivamente. Esta evaluación se basó en gráficos de presión de tiempo y tiempo-altura. La correlación de los tiempos y las puntuaciones entre dos métodos de medición (FTSST-M y FTSST-P, FTSST-M y FTSST-H) se estableció utilizando el coeficiente de correlación intraclase y el coeficiente κ , respectivamente. En el caso de que el coeficiente kappa fuera 0.81 o superior, se juzgó como

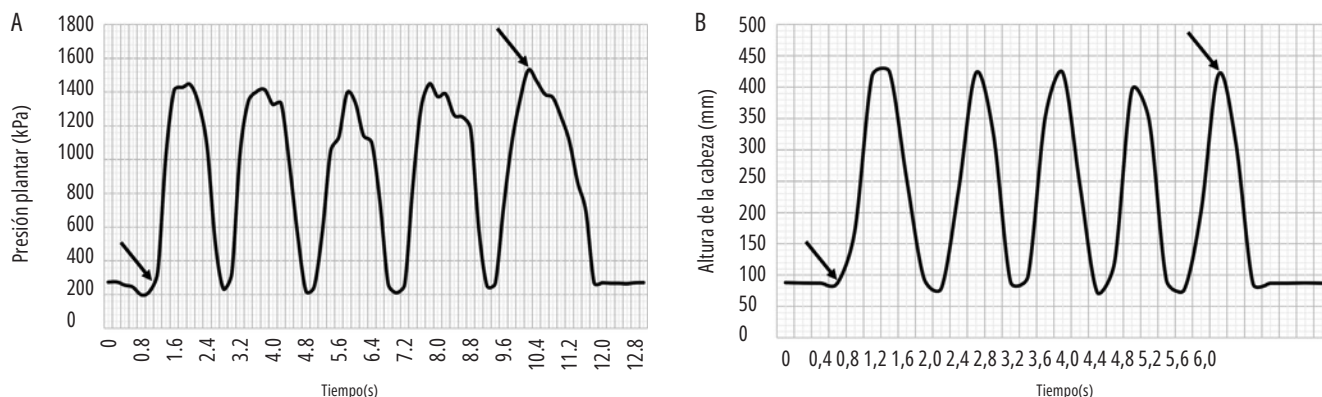


Fig 2. Ejemplos de gráficos (A) de tiempo-presión y (B) de tiempo-altura para la prueba de cinco veces de sentarse a levantarse. La flecha indica los puntos de inicio y fin de la prueba.

muy buen acuerdo. Se utilizaron gráficos de Bland-Altman para representar visualmente las diferencias observadas entre los tiempos de FTSST-P y FTSST-H registrados por los dos intérpretes y los tiempos de FTSST-M. Planteamos la hipótesis de una buena validez si la diferencia estaba dentro de los 2,5 s, un valor informado previamente como el cambio mínimo detectable para el FTSST.²⁴ Se empleó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la distribución normal de los resultados obtenidos del FTSST. El análisis se realizó utilizando el paquete estadístico R versión 4.1.2 (R Foundation for Statistical Computing, Viena, Austria). Todas las pruebas fueron bilaterales y la significancia estadística se estableció en un valor $p < 0,05$.

Consideraciones éticas

Este estudio fue aprobado por la Junta de Revisión Institucional del Hospital Gangnam Severance (IRB n.º 3-2022-0440) y se realizó de acuerdo con las directrices pertinentes de la Declaración de Helsinki. Todos los participantes dieron su consentimiento informado por escrito para todos los exámenes.

RESULTADOS

Este estudio comprendió 35 participantes (22 mujeres y 13 hombres), con una edad media de $72,89 \pm 9,52$ años, una altura media de $159,46 \pm 9,09$ cm y un peso medio de $60,00 \pm 9,70$ kg (Tabla 1). Todos los participantes eran adultos generalmente sanos sin ninguna restricción en su capacidad para someterse a evaluaciones. Los participantes exhibieron una puntuación media de FAC de $4,17 \pm 1,04$, una puntuación media de BBS de $45,51 \pm 9,07$ y una puntuación media de K-FRAIL de $1,63 \pm 1,11$, lo que indicó que los participantes son, en promedio, no frágiles y deambuladores independientes. No se reportaron eventos adversos relacionados con las pruebas, como caídas o dolor. Las puntuaciones medias de FTSST-M, FTSST-P y FTSST-H fueron $2,43 \pm 1,20$, $2,43 \pm 1,29$ y $2,37 \pm 1,31$, respectivamente (Tabla 2).

La figura 2 proporciona ejemplos de gráficos basados en el tiempo que ilustran Presión plantar y altura de la cabeza en el FTSST. Se confirmó que la confiabilidad intrainterprete e interintérprete con respecto a los tiempos después de interpretar los gráficos de tiempo-presión y tiempo-altura estaban por encima de los coeficientes de correlación de Pearson de 0,9, con

Tabla 1. Características de los participantes del estudio (n=35)

Características	Valor
Sexo, hombres	13 (37,14)
Edad (años)	$72,89 \pm 9,52$
55–64	8 (22,86)
65–74	9 (25,71)
75–84	18 (51,43)
Altura (cm)	$159,46 \pm 9,09$
Peso (kg)	$60,00 \pm 9,70$
IMC (kg/m ²)	$23,49 \pm 2,46$
Puntuación FAC	$4,17 \pm 1,04$
Puntuación BBS	$45,51 \pm 9,07$
Puntuación K-FRAIL	$1,63 \pm 1,11$

BBS, Escala de equilibrio de Berg; IMC, índice de masa corporal; FAC, categoría funcional ambulatoria; K-FRAIL, versión coreana de la Escala de fatiga, resistencia, deambulación y enfermedad. Escala de adelgazamiento y pérdida de peso.

Los datos se presentan como media $\pm$ desviación estándar o n (%).

Tabla 2. Resultados del FTSST utilizando tres métodos de medición

FTSST	Valor
Tiempo, s	
FTSST-M	$16,87 \pm 8,94$
FTSST-P	$16,78 \pm 9,57$
FTSST-H	$17,08 \pm 9,27$
Puntuación, puntos	
FTSST-M	$2,43 \pm 1,20$
FTSST-P	$2,43 \pm 1,29$
FTSST-H	$2,37 \pm 1,31$
Puntuación >3	
FTSST-M	17 (48,57)
FTSST-P	17 (48,57)
FTSST-H	16 (45,71)

FTSST-M, prueba de sentarse y pararse cinco veces utilizando un método manual; FTSST-P, prueba de sentarse y pararse cinco veces utilizando detección de presión plantar; FTSST-H, prueba de sentarse y pararse cinco veces utilizando detección de altura de la cabeza.

Los datos se presentan como media $\pm$ desviación estándar o n (%).

Todos los valores p fueron menores de 0,001, lo que indica hallazgos significativos (Tabla 3). Además, la confiabilidad intrainterprete e interintérprete con respecto a las puntuaciones, derivadas de los registros de tiempo, exhibe

Se observó una fiabilidad excepcional, con coeficientes κ de 0,9 o superiores. El análisis de concordancia de Bland-Altman reveló una dispersión relativamente mínima en los tiempos de FTSST-P y H, como se infiere de la interpretación gráfica, en comparación con los tiempos de FTSST-M (Fig. 3). Todas las diferencias de media entre las dos mediciones demostraron una fuerte concordancia, con una diferencia de media dentro de 2,5.

La Tabla 4 proporciona los resultados del análisis de la correlación entre los tiempos y las puntuaciones obtenidas mediante FTSST-P, FTSST-H y FTSST-M. La correlación entre los tiempos y las puntuaciones de FTSST-P y FTSST-M, confirmada por los ICC y los coeficientes κ , superó 0,9 en cada caso, con un valor de p inferior a 0,001. De igual forma, la correlación entre los tiempos y las puntuaciones de FTSST-H y FTSST-M también superó 0,9, con un valor de p inferior a 0,001.

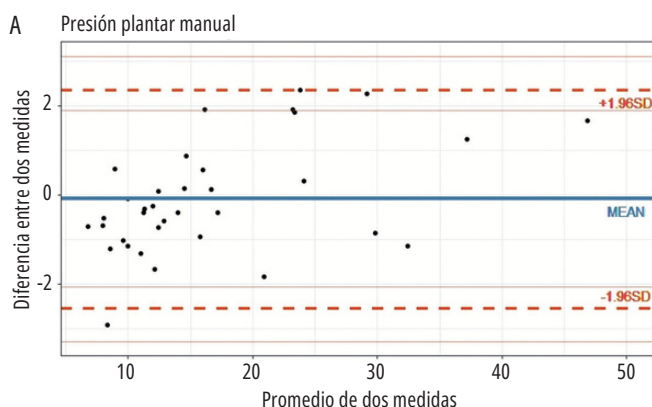
Considerando una puntuación FTSST de 3 o menos como un estado vulnerable, 17 (48,57%), 17 (48,57%) y 16 (45,71%) individuos fueron clasificados como vulnerables por FTSST-M, FTSST-P y FTSST-H, respectivamente (Tabla 2). El valor κ para clasificar la vulnerabilidad entre dos mediciones fue de 0,886 ($p < 0,001$).

Tabla 3. Confiabilidad intraintérprete e interintérprete del FTSST medida mediante la interpretación de gráficos de tiempo-presión y tiempo-altura

	Intra-intérprete fiabilidad	Inter-intérprete fiabilidad
Tiempos FTSST		
Detección de presión plantar	0,99 (<0,001)	0,98 (<0,001)
Detección de altura de la cabeza	0,99 (<0,001)	0,98 (<0,001)
Puntuaciones del FTSST		
Detección de presión plantar	0,97 (<0,001)	0,95 (<0,001)
Detección de altura de la cabeza	0,98 (<0,001)	0,98 (<0,001)

FTSST, prueba de sentarse y ponerse de pie cinco veces.

Los valores de tiempo se probaron utilizando el coeficiente de correlación de Pearson, y los valores de puntuación se probaron utilizando el coeficiente de correlación κ .



DISCUSIÓN

En este estudio, evaluamos y comparamos la precisión de una plantilla inteligente disponible comercialmente con capacidades de medición de presión plantar y un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores en la realización del FTSST, contra el método manual convencional con cronómetro. Nuestros hallazgos revelaron una alta correlación entre los resultados de FTSST obtenidos a través de la plantilla inteligente (FTSST-P) y el dispositivo de captura de movimiento (FTSST-H) y los del enfoque manual (FTSST-M), tanto en términos de mediciones de tiempo como de puntuación. Además, se observaron fuertes correlaciones entre las interpretaciones realizadas por dos intérpretes independientes, así como dentro de cada evaluador, al analizar los gráficos de tiempo-presión y tiempo-altura. Estos resultados subrayan la eficacia tanto de la plantilla inteligente como del dispositivo de captura de movimiento en la medición precisa del FTSST, enfatizando así su utilidad como herramientas confiables para la evaluación de FTSST y destacando su potencial de escalabilidad.

Estudios previos han propuesto varios métodos de medición para FTSST, utilizando equipos digitales, como sensores inerciales integrados en cinturones, gafas y colgantes,^{13,14,25} y enfoques que combinan sensores de presión con sensores LiDAR.¹¹ El objetivo principal de estos métodos es minimizar el error humano. Sin embargo, estos dispositivos a menudo pasan por alto características específicas de FTSST, como el tiempo de prueba rápido, la falta de restricciones espaciales y la importancia de la rentabilidad.²⁶ Dispositivos

Tabla 4. Evaluaciones de correlación entre los resultados del FTSST utilizando un método manual, detección de presión plantar y detección de altura de la cabeza

	Presión plantar manual	Manual-Altura de la cabeza
Tiempos FTSST	0,99 (<0,001)	0,99 (<0,001)
Puntuaciones del FTSST	0,93 (<0,001)	0,94 (<0,001)

FTSST, prueba de sentarse y ponerse de pie cinco veces.

Los valores de tiempo se evaluaron mediante el coeficiente de correlación intraclass, y los valores de puntuación se evaluaron mediante el coeficiente de correlación κ .

Ambos valores compararon los resultados de un método manual con el promedio de los resultados obtenidos mediante dos pruebas: presión plantar y detección de la altura de la cabeza.

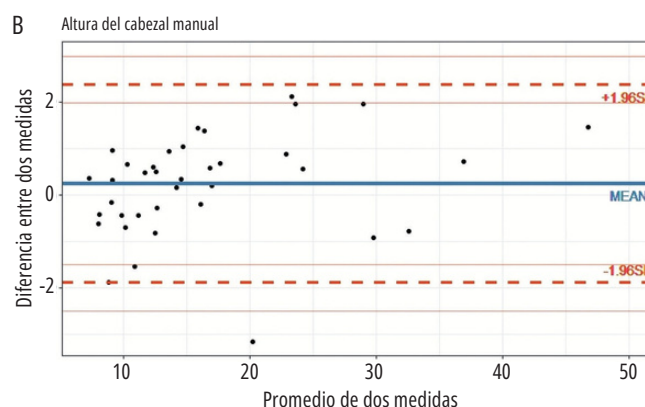


Fig. 3. Gráficos de Bland-Altman. (A) Diferencia temporal entre el método manual y la detección de la presión plantar, y (B) diferencia entre el método manual y la detección de la altura de la cabeza. La línea horizontal continua representa la diferencia media, y las líneas discontinuas representan los límites de concordancia del 95 % entre ambas mediciones.

La incorporación de sensores inerciales en cinturones, gafas y colgantes requiere un reuso repetitivo para la evaluación de FTSST, lo que introduce el inconveniente de la colocación y calibración precisas del sensor con cada uso, lo que resulta en un consumo de tiempo adicional. Los cinturones colocados en los cuerpos vertebrales lumbares L3 y L5 pueden suponer un riesgo de desplazamiento durante los movimientos de sentarse a levantarse, y las gafas y los colgantes tienen limitaciones similares.^{13,14,25} Esto puede causar incomodidad, especialmente para las personas que no están acostumbradas a utilizar dichos artículos, lo que genera costos adicionales. La combinación de sensores de presión con sensores LiDAR requiere la instalación en una ubicación predeterminada, lo que exige un espacio seguro en hospitales o centros de investigación, junto con costos adicionales de personal y equipo para las mediciones de FTSST. En comparación con el método de cronómetro convencional, estos factores presentan limitaciones en términos de conveniencia, costo y viabilidad para exámenes continuos en adultos mayores que viven en la comunidad.

Nuestro estudio introduce una plantilla inteligente como una posible solución a estas limitaciones, ofreciendo un tamaño personalizado y una inserción perfecta en el zapato después de quitar las plantillas existentes.²⁷ Esto evita la necesidad de un reposicionamiento frecuente durante cada uso, no ocupa espacio adicional más allá de los confines del zapato y facilita la recopilación continua de datos en la vida cotidiana. Además, estas plantillas están fácilmente disponibles, son económicamente viables y tienen una precisión comprobada y características fáciles de usar, lo que contribuye a su creciente utilización en varios campos médicos tanto para el tratamiento como para el diagnóstico.^{15,28,29} Mientras tanto, los dispositivos de captura de movimiento sin marcadores no requieren que el sujeto use ningún equipo, y no se requiere ninguna preparación especial aparte de que el sujeto esté frente a la cámara, superando las limitaciones de los métodos existentes. Por lo tanto, nuestro estudio sirve como investigación fundamental para ampliar el alcance de aplicación de las plantillas inteligentes y los dispositivos de captura de movimiento sin marcadores.

En particular, la medición simultánea del FTSST se realiza el uso de una plantilla inteligente y un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores es digno de mención. En comparación con el método convencional, la medición del FTSST utilizando estos dispositivos demuestra una alta concordancia tanto en el tiempo como en las puntuaciones. Además del descubrimiento de que el FTSST se puede realizar de manera efectiva analizando la altura de la cabeza, los resultados sugieren la posible escalabilidad de una plantilla inteligente. Los dispositivos de captura de movimiento sin marcadores miden los resultados del movimiento en múltiples puntos articulares en los ejes x, y y z, mientras que una plantilla inteligente con sensores de acelerómetro proporciona información detallada sobre la presión plantar, la longitud de la zancada, las métricas de la marcha y los ángulos del pie.²⁷ Por lo tanto, la adquisición simultánea de estos conjuntos de datos podría permitir diversos análisis, incluida la evaluación de caídas en adultos mayores. Las investigaciones futuras deberían explorar una gama más amplia de datos para la evaluación objetiva de los movimientos durante el FTSST.

Mientras tanto, la concordancia de las puntuaciones obtenidas de la calificación de captura de movimiento sin sensor fue inferior al obtenido con el método de medición de la plantilla inteligente. Esta variación probablemente se deba a una ligera diferencia de tiempo en la evaluación de la puntuación en el

Punto de corte de FTSST, lo que lleva a una concordancia relativamente disminuida. Un estudio previo indicó que el cambio mínimo detectable para el FTSST, que significa el cambio de rendimiento detectable más pequeño, excede los 2,5 s.²⁴ En consecuencia, las diferencias dentro de los límites de acuerdo se consideran clínicamente insignificantes, y la alta concordancia en las puntuaciones enfatiza aún más el potencial de ambos dispositivos para sustituir al método de cronómetro convencional.

Este estudio tuvo algunas limitaciones. Primero, un solo examinador con más de 5 años de experiencia adhiriéndose a protocolos estandarizados realizó la evaluación simultánea de FTSST excepto por la introducción de plantillas inteligentes y el dispositivo de detección de movimiento sin marcadores. La precisión se mantuvo a través de sesiones de entrenamiento con cinco participantes para asegurar una estricta adherencia a los protocolos estandarizados. Segundo, pueden existir errores potenciales en el método de evaluación. Dos intérpretes independientes definieron los puntos de inicio y final basándose en gráficos de presión plantar y altura de la cabeza medidas por plantillas inteligentes y el dispositivo de captura de movimiento sin marcadores. Se calculó la duración promedio de cada movimiento analizado, con esfuerzos para minimizar errores metodológicos analizando la alta confiabilidad de las evaluaciones inter e intraintérprete. Tercero, este estudio incluyó a ocho participantes menores de 65 años. Este estudio tuvo como objetivo validar la precisión de FTSST usando una plantilla inteligente y un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores en diferentes grupos de edad. Una prueba de distribución de normalidad, específicamente la prueba de Shapiro-Wilk, confirmó que ambas escalas siguieron un patrón de distribución normal.

Este estudio evaluó un novedoso enfoque de medición para el FTSST utilizando análisis de presión plantar con una plantilla inteligente y análisis de altura de la cabeza a través de un dispositivo de captura de movimiento sin marcadores. Al comparar la concordancia de los dos métodos de medición, se demostró que ambos dispositivos, excluyendo errores humanos asociados con mediciones manuales con cronómetro, podrían medir científicamente el FTSST. A pesar del tiempo de evaluación general relativamente largo para el FTSST y ciertas limitaciones, este estudio tiene importancia para desarrollar una nueva técnica de medición y obtener resultados significativos. La investigación posterior, incluido el desarrollo de algoritmos automatizados basados en los datos de este estudio, tiene el potencial de mejorar la comodidad, conveniencia y facilidad de uso del FTSST en entornos clínicos. Además, la integración de datos posicionales de varios puntos articulares y pies obtenidos de estos dispositivos podría ofrecer nuevos conocimientos en la evaluación de la fragilidad.

EXPRESIONES DE GRATITUD

Este estudio fue apoyado por una beca de investigación de la Facultad de Medicina de la Universidad de Yonsei (6-2021-0090).

CONTRIBUCIONES DEL AUTOR

Conceptualización: Jung Hyun Park. **Curación de datos:** Chan Woong Jang y Kyoungmin Park. **Análisis formal:** Sanghyun Jee, Chan Woong

Jang y Kyoungmin Park. **Investigación:** Sanghyun Jee y Sanghoon Shin. **Metodología:** Chan Woong Jang, Kyoungmin Park y Jung Hyun Park. **Recursos:** Jung Hyun Park. **Supervisión:** Sanghoon Shin y Min-Chul Paek. **Validación:** Kyoungmin Park y Jung Hyun Park. **Visualización:** Chan Woong Jang. **Redacción del borrador original:** Sanghyun Jee y Chan Woong Jang. **Redacción, revisión y edición:** Sanghoon Shin, Min-Chul Paek y Jung Hyun Park. **Aprobación del manuscrito final:** todos los autores.

Identificadores de ORCID

Sanghyun Jee Chan <https://orcid.org/0009-0009-5542-0479>
 Woong Jang Parque <https://orcid.org/0000-0002-5037-0080>
 Kyoungmin <https://orcid.org/0009-0002-2730-5923>
 Sanghoon Shin <https://orcid.org/0000-0001-7333-6515>
 Min-Chul Paek <https://orcid.org/0009-0000-5497-7544>
 Parque Jung Hyun <https://orcid.org/0000-0003-3262-7476>

REFERENCIAS

- Goldstein NE, Morrison RS. Evidence-based practice of palliative medicine. Philadelphia (PA): Elsevier; 2012.
- Vermeiren S, Vella-Azzopardi R, Beckwée D, Habbig AK, Scafoglieri A, Jansen B, et al. Frailty and the prediction of negative health outcomes: a meta-analysis. *J Am Med Dir Assoc* 2016;17:1163.e1-17.
- Lee JY, Kim KJ, Choi JW, Kim TH, Kim CO. Factors related to hospital readmission of frail older adults in Korea. *Yonsei Med J* 2022; 63:984-90.
- Clegg A, Young J, Iliffe S, Rikkert MO, Rockwood K. Frailty in elderly people. *Lancet* 2013;381:752-62.
- Teo TW, Mong Y, Ng SS. The repetitive five-times-sit-to-stand test: its reliability in older adults. *Int J Ther Rehabil* 2013;20:122-30.
- Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol* 1994;49:M85-94.
- Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2002;57:M539-43.
- Bohannon RW. Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Mot Skills* 2006;103:215-22.
- Yee XS, Ng YS, Allen JC, Latib A, Tay EL, Abu Bakar HM, et al. Performance on sit-to-stand tests in relation to measures of functional fitness and sarcopenia diagnosis in community-dwelling older adults. *Eur Rev Aging Phys Act* 2021;18:1.
- Vaidya T, Chambellan A, de Bisschop C. Sit-to-stand tests for COPD: a literature review. *Respir Med* 2017;128:70-7.
- Jung HW, Roh H, Cho Y, Jeong J, Shin YS, Lim JY, et al. Validation of a multi-sensor-based kiosk for short physical performance battery. *J Am Geriatr Soc* 2019;67:2605-9.
- Jovanov E, Wright S, Ganegoda H. Development of an automated 30 second chair stand test using smartwatch application. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 2019;2019:2474-7.
- Zhang W, Regterschot GR, Schaabova H, Baldus H, Zijlstra W. Test-retest reliability of a pendant-worn sensor device in measuring chair rise performance in older persons. *Sensors (Basel)* 2014; 14:8705-17.
- Hellmers S, Fudickar S, Lau S, Elgert L, Diekmann R, Bauer JM, et al. Measurement of the chair rise performance of older people based on force plates and IMUs. *Sensors (Basel)* 2019;19:1370.
- Almuted I, Hua R, Wang Y. Smart insoles review (2008-2021): applications, potentials, and future. *Smart Health* 2022;25:100301.
- Wade L, Needham L, McGuigan P, Bilzon J. Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. *PeerJ* 2022;10:e12995.
- Lam WWT, Tang YM, Fong KNK. A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil* 2023;20:57.
- Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired: reliability and meaningfulness. *Phys Ther* 1984;64:35-40.
- Kim B, Won CW, Min JY, Kim S, Kim M, Kim BS, et al. Association between computerized reaction time, short physical performance battery and berg balance scale in the community-dwelling older adults. *Ann Geriatr Med Res* 2017;21:108-14.
- Jung HW, Yoo HJ, Park SY, Kim SW, Choi JY, Yoon SJ, et al. The Korean version of the FRAIL scale: clinical feasibility and validity of assessing the frailty status of Korean elderly. *Korean J Intern Med* 2016;31:594-600.
- da Silva Neto JG, da Lima Silva PJ, Figueredo F, Teixeira JMXN, Teichrieb V. Comparison of RGB-D sensors for 3D reconstruction [accessed on 2023 November 20]. Available at: <https://doi.org/10.1109/SVR51698.2020.00046>.
- Kang HW, An YL, Kim DY, Lee DO, Park GY, Lee DY. [Assessment of validity and reliability of plantar pressure in smart insole]. *J Korean Foot Ankle Soc* 2022;26:130-5. Korean
- Ejupi A, Brodie M, Gschwind YJ, Lord SR, Zagler WL, Delbaere K. Kinect-based five-times-sit-to-stand test for clinical and in-home assessment of fall risk in older people. *Gerontology* 2015;62:118-24.
- Goldberg A, Chavis M, Watkins J, Wilson T. The five-times-sit-to-stand test: validity, reliability and detectable change in older females. *Aging Clin Exp Res* 2012;24:339-44.
- Hellec J, Chorin F, Castagnetti A, Colson SS. Sit-to-stand movement evaluated using an inertial measurement unit embedded in smart glasses—a validation study. *Sensors (Basel)* 2020;20:5019.
- Reider N, Gaul C. Fall risk screening in the elderly: a comparison of the minimal chair height standing ability test and 5-repetition sit-to-stand test. *Arch Gerontol Geriatr* 2016;65:133-9.
- Kim J, Kang H, Yang J, Jung H, Lee S, Lee J. Multitask deep learning for human activity, speed, and body weight estimation using commercial smart insoles [accessed on 2023 November 20]. Available at: <https://doi.org/10.1109/JIOT.2023.3267335>.
- Tan AM, Fuss FK, Weizman Y, Woudstra Y, Troynikov O. Design of low cost smart insole for real time measurement of plantar pressure. *Proc Technol* 2015;20:117-22.
- Yi TI, Lee EC, Son NH, Sohn MK. Comparison of the forefoot pressure-relieving effects of foot orthoses. *Yonsei Med J* 2022;63:864-72.