

UNIVERSIDAD DEL GRAN ROSARIO

CARRERA

**ESPECIALIZACIÓN EN KINESIOLOGÍA Y
FISIOTERAPIA DEL DEPORTE**

TRABAJO FINAL

Características y utilidad clínica del sensor Microsoft Kinect® y el software “Human Motion - Test funcionales” para evaluaciones en tiempo real.

AUTORA: Clarisa N. Mildemberger

TUTORA: Mg. Romina González

2019

Índice

I. Resumen	1
II. Introducción	2
III. Objetivos	3
IV. Métodos	4
a. Estrategia de búsqueda bibliográfica	4
i. Palabras clave.....	4
ii. Bases de datos	4
iii. Combinaciones de palabras clave	4
iv. Periodo de publicación	6
b. Procedimientos	6
Criterios de inclusión	6
Dispositivos de evaluación	7
Laboratorio de evaluación	7
Protocolo de evaluación	8
V. Desarrollo	10
a. Análisis de la literatura recuperada	10
Análisis de movimiento	10
Características del sensor	11
Estudios previos	14
Prevención de lesiones	20
El SEBT	23
Cuadro comparativo.....	29
b. Presentación de las mediciones realizadas	32
VI. Discusión	36
VII. Conclusión	43
VIII. Referencias bibliográficas	44
IX. Anexos	52
Anexo 1.....	52
Anexo 2.....	52
Anexo 3.....	53
Anexo 4.....	53
Anexo 5.....	54

I- Resumen

El software Human Motion – Test funcionales (HMTF) es un programa diseñado específicamente para la evaluación de movimientos, con una batería de test funcionales que utilizan como sensor al dispositivo Kinect X-Box de Microsoft, permitiendo realizar valoraciones en tiempo real, sin uso de marcadores y a bajo costo. A lo largo del periodo de prueba piloto de este software HMTF, se han encontrado dificultades para la sensibilidad y precisión de las mediciones, por lo que el equipo de desarrollo ha trabajado en buscar distintas opciones para solucionar el problema. **Objetivo:** Este trabajo presenta, en primera instancia una revisión bibliográfica de la utilidad del sensor Microsoft Kinect®; en segunda instancia, una descripción del software HMTF, destacando sus potenciales aportes al campo de la kinesiología deportiva y una comparación de sus mediciones de manera concurrente con otros instrumentos de valoración. **Metodología:** se realizó una búsqueda en las bases de datos Bireme – Lilacs, Cochrane, Scielo, Ibecs y Pubmed – Medline; se seleccionaron los artículos que hayan estudiado valoraciones funcionales y vinculados a la prevención de lesiones. Fueron excluidos los artículos que trabajaron con pacientes neurológicos o de rehabilitación a distancia. En una segunda instancia, se evaluó una voluntaria en 5 momentos distintos, midiéndose en cada uno de ellos de manera concurrente con el sensor Kinect, valoración manual con centímetro y valoración con un sensor inercial. Se compararon las diferentes mediciones. **Resultados:** las investigaciones que han comparado el sensor Kinect con sistemas de análisis 3D (“gold standard”) han encontrado excelente correlación en las mediciones, aunque con limitaciones para los movimientos rápidos y las rotaciones. En la muestra realizada, se encontró buena correlación en las mediciones de alcance, no así para la medición del ángulo de tobillo. **Conclusión:** el sensor Kinect ha demostrado excelente correlación, siendo una valiosa herramienta de utilidad clínica y de bajo costo. El software HMTF ha demostrado correlación aceptable para las distancias de alcance con el uso de marcadores, lo que lo hace un instrumento preciso y confiable; no así para la medición cinemática. Queda a futuro, determinar la validez del instrumento, con mayor número de evaluaciones que permitan una inferencia estadística significativa.

Introducción

El software HMTF pertenece a un proyecto de investigación elaborado en conjunto con la Universidad del Gran Rosario (UGR) y la empresa Precision SRL. Este programa, se enmarca dentro de los Proyectos de apoyo al desarrollo de soluciones tecnológicas en empresas, lanzados por la Agencia Santafesina de Ciencia, Tecnología e Innovación productiva, IP -2015-0002. El diseño del software está diseñado específicamente con una batería de test funcionales y utiliza como instrumento operativo al sensor Kinect X-Box de Microsoft, con lo cual pretende realizar un análisis cinemático de movimientos en tiempo real.

El sensor Kinect fue desarrollado por Microsoft en el año 2010, inicialmente fue introducido para una utilidad lúdica, pero luego fue tomando relevancia en el campo de la rehabilitación debido a su sensibilidad, su especificidad y su bajo costo. Con el potencial de realizar seguimiento de núcleos articulares sin la necesidad de utilizar marcadores corporales ⁽¹⁾, la Kinect es una herramienta que permite objetivar el análisis de movimientos descartando la necesidad de un evaluador u observador experimentado. Por lo tanto, a pesar de que no fue el objetivo de su diseño original, en los últimos años se han realizado numerosas investigaciones haciendo uso del potencial de este dispositivo ⁽¹⁾.

El auge del sensor Microsoft Kinect ha generado interés por los diferentes investigadores que aprobaron y validaron su utilidad en distintos ámbitos, principalmente en la evaluación y rehabilitación.

Esta herramienta ha provocado un punto de inflexión en este campo, no solo para la evaluación sino también para el tratamiento. El seguimiento del paciente a través de realidades virtuales o entornos simulados ha tomado notable relevancia en los últimos años. Esto permite realizar una rehabilitación a distancia, monitoreando al paciente a través del aparato de manera asincrónica, sin necesidad de coincidir en tiempo y espacio.

A lo largo del periodo de prueba piloto de este software (HMTF), se han encontrado dificultades para la sensibilidad y precisión de las mediciones, por lo que el equipo de desarrollo ha trabajado en buscar distintas opciones para solucionar el problema. Considerando que esto ha sido resuelto, el presente trabajo propone realizar una revisión bibliográfica de la utilidad del sensor Microsoft Kinect® y una descripción del software HMTF, destacando sus

potenciales aportes al campo de la kinesiología deportiva y comparando sus mediciones de manera concurrente con otros instrumentos.

II- Objetivos

Objetivo general

Realizar una revisión de la utilidad del sensor Microsoft Kinect® en la valoración de test funcionales y una descripción del software HMTF.

Objetivos específicos

- Revisar la aplicación del sensor Microsoft Kinect® en la valoración de test funcionales y screening de lesiones.
- Contrastar el test de la estrella (SEBT) que ofrece el software HMTF con las investigaciones realizadas en esta área.
- Describir las utilidades del software HMTF en el campo de la biomecánica y la kinesiología deportiva.
- Comparar las mediciones de alcance durante el test SEBT del software HMTF con la medición manual de un evaluador.
- Comparar las mediciones de la flexión de tobillo durante el test SEBT del software HMTF con la medición de un sensor inercial.
- Determinar la sensibilidad y la confiabilidad del software HMTF para el test SEBT.

III- Métodos

a. Estrategia de búsqueda bibliográfica

i. Palabras clave

De las palabras claves mencionadas en diferentes artículos, ninguna correspondió a términos MeSH. Se realizó una búsqueda combinando las mismas con otros términos:

Términos libres	Términos MeSH
Kinect	Rehabilitation
Depth camera	Leg injuries
Motion analysis	Primary prevention
Sensors system	Secondary prevention
Biomechanics	Diagnosis
Injury screening	
SEBT	
Vicon	
Motion tracking	
Motion capture	

ii. Bases de datos

Las bases de datos relevadas fueron: Bireme – Lilacs, Cochrane, Scielo, Ibecs y Pubmed – Medline.

iii. Combinaciones de palabras clave

Bireme - Lilacs

Kinect AND Rehabilitation OR Injuries. Resultados 983 artículos

Kinect AND Rehabilitation OR Injuries AND NOT stroke AND NOT Parkinson AND NOT neurological. Resultados 878 artículos

Kinect AND rehabilitation. Resultados 270 artículos.

Kinect AND rehabilitation AND NOT Parkinson AND NOT Stroke. Resultados 194 artículos.

Star Excursion Balance Test. Resultados 365 artículos. En los últimos 5 años: resultados 245 artículos.

Cochrane

Kinect. Resultados 5 artículos

Kinect AND rehabilitation. Resultados 5 artículos.

Kinect AND rehabilitation AND NOT parkinson AND NOT stroke. Resultados
2 artículos. Los dos sobre patologías (FQ y obesidad)

lbecs

Kinect. Resultados 2 artículos

Scielo

Kinect. Resultados 38 artículos.

Kinect AND injury OR injuries. Resultados 38 artículos.

Kinect AND prevención. Resultados 2 artículos.

Kinect AND screening. Resultados 0 artículos.

Kinect AND lesiones. Resultados 0 artículos.

Kinect AND injuries. Resultados 0 artículos.

Kinect AND prevention. Resultados 3 artículos.

Shoulder injuries AND Leg injuries AND Kinect. Resultados 0 artículos.

Pubmed - Medline

Kinect[All Fields] : Resultados 926 artículos

"Diagnosis"[Mesh] AND kinect[All Fields] : Resultados 375 artículos.

kinect[All Fields] NOT ("stroke"[MeSH Terms] OR "stroke"[All Fields]):
Resultados 833 artículos.

kinect[All Fields] NOT ("aged"[MeSH Terms] OR "aged"[All Fields]):
Resultados 727 artículos.

kinect[All Fields] NOT ("aged"[MeSH Terms] OR "aged"[All Fields] OR
"elderly"[All Fields]). Resultados: 704 artículos.

kinect[All Fields] AND (depth[All Fields] AND camera[All Fields]). Resultados:
98 artículos.

kinect[All Fields] AND (("motion"[MeSH Terms] OR "motion"[All Fields]) AND
("analysis"[Subheading] OR "analysis"[All Fields])). Resultados: 156 artículos.

kinect[All Fields] AND (("Sensors (Basel)"[Journal] OR "sensors"[All Fields])
AND system[All Fields]). Resultados: 113 artículos.

kinect[All Fields] AND biomechanics[All Fields]. Resultados: 25 artículos.

kinect[All Fields] AND (("wounds and injuries"[MeSH Terms] OR ("wounds"[All
Fields] AND "injuries"[All Fields]) OR "wounds and injuries"[All Fields] OR
"injury"[All Fields]) AND ("diagnosis"[Subheading] OR "diagnosis"[All Fields] OR

"screening"[All Fields] OR "mass screening"[MeSH Terms] OR ("mass"[All Fields] AND "screening"[All Fields]) OR "mass screening"[All Fields] OR "screening"[All Fields] OR ("early"[All Fields] AND "detection"[All Fields]). Resultados 12 artículos.

kinect[All Fields] AND SEBT[All Fields]. Resultado: 1 artículo.

kinect[All Fields] AND Vicon[All Fields]. Resultados 36 artículos.

kinect[All Fields] AND (("motion"[MeSH Terms] OR "motion"[All Fields]) AND tracking[All Fields]). Resultados 96 artículos.

kinect[All Fields] AND (("motion"[MeSH Terms] OR "motion"[All Fields]) AND capture[All Fields]). Resultados: 137 artículos.

iv. Periodo de publicación

Aunque el periodo de publicación no fue especificado en la búsqueda, las publicaciones son todas posteriores al año 2010 debido a la implementación del sensor en ese año.

b. Procedimientos

En primera instancia, se realizó una revisión bibliográfica sobre la utilidad clínica del sensor Kinect en relación a test funcionales.

En segunda instancia, se evaluó una voluntaria durante la ejecución del test de la estrella (Star Excursion Balance Test, en adelante SEBT), en 5 momentos distintos. Se midió la distancia de alcance en 4 direcciones para cada pie, de manera concurrente con un sensor de profundidad (Kinect) y por un evaluador a través de medición manual con centímetro. Al mismo tiempo, se realizó la medición del ángulo de la flexión de tobillo de la pierna de apoyo a través de una unidad de movimiento inercial (IMU), con el software Moover (Sensor Médica, Italia).

Criterios de inclusión

Por un lado, fueron incluidos todos los artículos y revisiones que utilizaron el sensor Kinect para la evaluación de movimientos. No se incluyeron los estudios que trabajaron con pacientes neurológicos o con patologías que pudieran interferir en la calidad de los movimientos realizados. Tampoco se incluyeron

aquellos estudios que utilizaron el sensor para realizar rehabilitación a distancia o crear entornos de realidad virtual.

Por otro lado, la evaluada se encontró en plenas posibilidades y capacidades físicas de realizar el SEBT en las 5 instancias evaluadas. La voluntaria firmó un consentimiento informado, diseñado específicamente para esta investigación. Se realizaron comparaciones a través de gráficos y cálculos en Excel 2013 (Microsoft Corporation, USA).

Dispositivos de evaluación

Los tres materiales de evaluación utilizados fueron: cinta métrica, sensor de profundidad y sensor inercial (IMU).

Se colocaron 6 cintas métricas de 150 cm cada una, dispuestas en forma de estrella en las direcciones a analizar. Cada cinta fue colocada a 45° de la adyacente, siendo 3 para el lado izquierdo y 3 para el lado derecho.

Se utilizó un sensor de profundidad Kinect v2 (Microsoft Corporation, USA), con dimensiones de 66 x 249 x 67 mm y un peso de 1400 gramos, conectividad USB 3.0 con capacidad de adquisición de 30 Hz. Otras características técnicas se desarrollan más adelante (ver p. 11).

Se utilizó un sensor inercial Moover (Sensor Médica, Italia). Este dispositivo tiene un uso sencillo, con conexión Bluetooth lo cual no interfiere en los movimientos realizados por el paciente con una capacidad de adquisición de hasta 200 Hz. Pesa 15,8 gramos y sus medidas son 36,4 x 46 x 12,5 mm. Este sensor tiene acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en los 3 ejes.

Laboratorio de evaluación

El laboratorio cumplió con las características necesarias para obtener las mediciones adecuadas: piso uniforme de color homogéneo, lo mismo para las paredes aledañas y luz blanca.

Se colocó el centro de la estrella a una distancia de 2,80 metros del sensor, que se ubicó a una altura de 0,85 metros. La inclinación fue entre 0 y 1°. Se marcaron las diagonales con centímetros sobre el piso. Un evaluador asistente se encargó de registrar los tres intentos de alcance de cada diagonal. Para la medición de los alcances con la Kinect, se colocaron marcadores en ambos dedos hallux del pie, permitiendo realizar una medición más exacta de la

distancia. Por lo tanto, para la ejecución del mismo la evaluada ubicó el dedo hallux de la extremidad de apoyo en el centro de la estrella.

Se colocó el IMU sobre la tuberosidad anterior de la tibia en la extremidad de apoyo y se tomaron registros solo en los movimientos de alcance anterior, para ambas extremidades. El sensor se calibró antes de cada prueba, realizando una extensión máxima de rodilla en cadena cerrada, tomándose esa posición como 0°.

Se realizaron máximo 3 movimientos de prueba y luego la evaluación, que constó de 3 intentos de máximo alcance por cada diagonal: anterior (A), anteromedial (AM), medial (M) y posteromedial (PM) para cada extremidad.

Protocolo de evaluación:

- Los test fueron válidos cuando no se alteró su ejecución, a saber:
 - No despegar la planta o talón del pie de apoyo.
 - No descargar peso en el pie que realiza la excursión.
 - No quitar las manos de la cintura.
- Se aseguró que todos los sensores se encuentren calibrados y en funcionamiento durante la ejecución.
- La dirección A fue evaluada en el plano sagital, es decir que la evaluada se ubicó con el sensor del lado de la extremidad a evaluar (derecha e izquierda).
- Las direcciones AM, M y PM fueron evaluadas con el sensor ubicado al frente de la evaluada; para ambas extremidades.

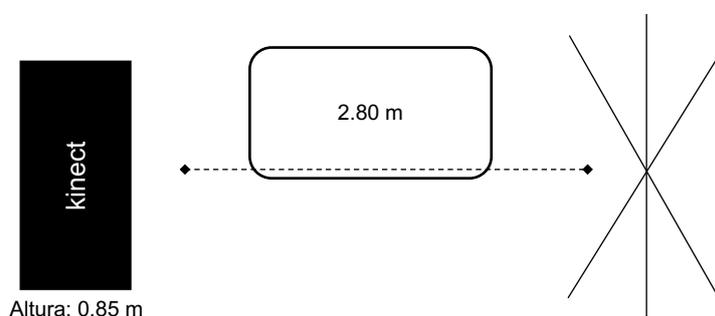


Figura 1: disposición del sensor en el laboratorio



Figura 2: sensor inercial (IMU). Moover, Sensor Médica, Italia.



Figura 3: sensor Kinect v2 (Xbox). Microsoft Corporation, USA.



Figura 4: marcador utilizado en el dedo del pie.

IV- Desarrollo

a. Análisis de la literatura recuperada

Análisis de movimiento

El análisis de movimiento tiene diferentes métodos según los fines, entre los cuales se podría mencionar su utilidad en el ámbito deportivo, ergonómico y de la rehabilitación ⁽²⁾. Es un procedimiento que permite medir la cinemática y la cinética de cada movimiento; es decir, de manera indirecta mide la cualidad y cantidad de movimiento sin importar fuerzas y momentos, y de manera directa con transductores como el caso de la plataforma de fuerza.

El análisis de un movimiento se puede realizar por medio de diferentes sistemas de medición. Por un lado, se encuentran los sistemas de medición cinemáticos que incluyen a los electrogoniómetros, acelerómetros y técnicas por imagen (fotografía, cinematografía, videografía y optoelectrónica) y aparatos de seguimiento electromagnético. Los sistemas de medición cinéticos incluyen aparatos mecánicos (dinamómetros manual, de prensión), transductores (plataformas de fuerza) y aparatos electromecánicos (dinamómetro isocinético)⁽²⁾.

La técnica "gold standard" para realizarlo, es a través de las técnicas optoelectrónicas en un laboratorio de análisis (3DMA). Este método utiliza cámaras infrarrojas que combinan la luz (óptica) con lo electrónico, a diferencia de los sensores inerciales y sistemas magnéticos. En esta línea, un laboratorio de biomecánica incluye un espacio medido y calibrado, con un mínimo de cuatro de estas cámaras (generalmente ocho, para tomar ambos lados del cuerpo en forma simultánea), dos plataformas de fuerza y un sistema de electromiografía (EMG) de superficie. Para registrar los movimientos se incluyen marcadores corporales, que se ubican según el protocolo elegido. Este método de análisis mide la cinética y la cinemática, cuantificando los movimientos de cada segmento articular, incluyendo momentos de fuerza internos y externos ⁽³⁾. Sin embargo, estas ventajas en la precisión no son trasladables a la práctica clínica cotidiana debido a su costo elevado, el espacio necesario para el montaje y la complejidad para el análisis e integración de las variables medidas, las imágenes y la información ⁽⁴⁾; como también la calibración, la necesidad de utilizar marcadores, de un experto para manejar el sistema y el tiempo que demanda su montaje para el análisis ⁽¹⁾.

Dentro de la clasificación de las técnicas optoelectrónicas, también se incluyen los sensores de profundidad, tales como el sensor Microsoft Kinect ⁽³⁾.

Entre la variedad de herramientas de análisis también se encuentra la goniometría, que permite al terapeuta tener un valor de la amplitud articular de una manera confiable. Sin embargo, el uso de estos dispositivos es operador-dependiente y tampoco permiten la medición de varios núcleos articulares de manera simultánea. Aunque en el caso de los electrogoniómetros esto sí puede realizarse, requiere un costo económico mayor y podría ofrecer limitaciones en los movimientos del paciente ⁽⁵⁾.

La observación es otra modalidad de evaluación de amplitudes articulares y del control motor. Sin embargo, por este medio no se puede especificar una medición exacta de manera cuantitativa aunque sí se puede valorar cualitativamente un gesto. Aun así, no deja de ser una herramienta que depende en gran medida de la experiencia del evaluador, ya que es una destreza que se desarrolla con la práctica ⁽⁶⁾.

Características del sensor

El dispositivo Microsoft Kinect v2 está disponible desde el año 2013 y es una versión mejorada de la Microsoft Kinect v1 lanzada en el año 2010, de la cual se ajustó la resolución para las imágenes de profundidad aumentando así la precisión del seguimiento o trackeo de las referencias corporales ⁽⁷⁾ (Anexo 2). Sus dimensiones son relativamente pequeñas, es transportable y de costo accesible; lo cual lo califica como “tecnología low cost”. De acuerdo a lo mencionado, se considera que esta herramienta cumple con las características necesarias para realizar un análisis de movimiento con utilidad clínica: confiabilidad, validez, portabilidad, costo accesible y fácil uso ^(4,8); siendo de entre los sensores de esta gama, el más exacto y capaz de realizar un seguimiento de cuerpo completo ⁽⁹⁾.

El dispositivo consiste en una cámara RGB (del inglés “Red Green Blue”, que son las cámaras convencionales), un sensor de profundidad y un micrófono. Su sensor de profundidad es lo que le da un valor agregado por sobre el resto de otras cámaras, lo cual permite obtener imágenes en 3D independientemente de las condiciones de luminosidad ⁽³⁾. El mapa de profundidad que se configura, es

una imagen donde cada pixel, en vez de describir un color o un brillo, describe la distancia de un punto en el espacio con respecto a la cámara ⁽¹⁰⁾.

Su capacidad de captura es de 9-30 Hz, con una resolución de 640 x 480 pixeles a 1280 x 1024 pixeles aunque a mayor definición, menor es la cantidad de cuadros por segundo ⁽³⁾. Esta frecuencia de captura ofrece una limitación al momento de evaluar movimientos de gran velocidad con este sensor, mientras que en los sistemas 3D, la frecuencia de captura es de 100 Hz ^(8,11). Sin embargo, igualmente se han realizado estudios que analizaron movimientos como saltos y cambios de dirección ^(1,7,8,11-18), destacando su valor como instrumento válido y confiable, que ofrece un nivel de precisión aceptable ante otros de mayor costo y demanda técnica.

Estos sistemas de captura usan la profundidad del segmento corporal y algoritmos computacionales para detectar y seguir el desplazamiento, a través de una secuencia de imágenes de profundidad creando una representación en 3D ^(3,11). Las imágenes de profundidad, brindadas por estos sensores, refieren información sobre la distancia del objeto y su posición. Asimismo, la segmentación y la sustracción del escenario de fondo es más fácil que en las cámaras RGB. Otra característica interesante en estos sensores es el seguimiento de las posiciones articulares ⁽³⁾, gracias a la capacidad de detectar 25 puntos de referencia en el cuerpo. En consecuencia, puede valorar los movimientos de un sujeto de manera integrada.

Debido a que este sensor fue creado para aplicarse en juegos, la información que provee como herramienta para el estudio biomecánico es limitada, específicamente en lo concerniente a la conversión en osteocinemática 3D. Para que los movimientos sean captados, se deben realizar en espacios limitados y con el sujeto mirando hacia el sensor, por lo que en su diseño no se otorgó mayor importancia a la asignación de ejes y centros articulares para la osteocinemática⁽⁷⁾. Es necesario considerar que, al menos la Kinect v1, no era capaz de realizar mediciones sobre ejes axiales ya que se ha intentado medir la rotación del hombro y de la cadera pero no se detectó movimiento ^(1,19). En la utilidad de la Kinect v2, se concluyó que no es un instrumento válido para la evaluación de las rotaciones (cadera y rodilla) ^(16,17).

La bibliografía refiere que la distancia óptima de evaluación en la cual su sensibilidad es mayor, oscila entre los 1,2 y 3,5 metros ⁽³⁾ aunque el sensor tiene

capacidad de detectar a la persona en un rango de 0,5 a 4,5 metros ^(9,20); distancia que varía según el autor. El sensor es capaz de reconocer 6 personas, pero sólo es posible que siga a 2 de ellas, siempre y cuando estén orientadas con la cara hacia el sensor ⁽³⁾ (al menos al inicio de la prueba).

En situaciones determinadas, se podría tomar ventaja de las fortalezas de la Kinect v2 utilizando el sistema de trackeo gratuito, lo cual permitiría realizar mediciones razonables de los ángulos de flexión de rodilla y cadera, así como también de los ángulos de abducción de cadera ⁽⁷⁾.

La utilidad de este sensor como herramienta de biofeedback en tiempo real para el aprendizaje y corrección de movimientos también ha sido investigada ⁽¹⁴⁾. Las ventajas mencionadas de bajo requerimiento de espacio, herramienta de fácil uso y el bajo costo hacen que la Kinect sea una herramienta potencial en la aplicación clínica biomecánica para detectar los factores de riesgo de lesión, principalmente de ligamento cruzado anterior (LCA), y en consecuencia mejorar la calidad de movimientos evaluados reduciendo así el potencial riesgo de lesión.

Entre sus desventajas, se puede mencionar la interposición de segmentos, aunque esto puede solucionarse con la utilización de 2 sensores (o más) en distintos ángulos ⁽²¹⁾; sin embargo para la Kinect v1 esto no resultó ser una opción confiable ⁽¹⁾. Otra desventaja a considerar, es la frecuencia de captación de imágenes. El máximo de 30Hz no permite realizar un análisis adecuado para los movimientos explosivos ^(1,7). A pesar de ello, se concluye que es un sensor accesible en su costo y aceptable en su precisión con gran utilidad para el campo de la rehabilitación ⁽³⁾; tiene un potencial para el seguimiento del cuerpo y sus posiciones en movimientos simples y de baja velocidad, por lo que no debería desecharse su utilidad en donde el costo y la validez ecológica son prioridad ⁽¹⁾, ya sea orientado a la prevención de lesiones o el análisis de movimiento.

Igualmente, se ha reconocido que se necesitan más investigaciones para manejar la pérdida de puntos debido a la oclusión de los segmentos durante los movimientos complejos y la rehabilitación ⁽²²⁾.

Varios estudios informaron un seguimiento pobre de las articulaciones por parte de la Kinect en cuanto a las referencias anatómicas del talón y el dedo del pie ^(23,24); en cambio, una precisión significativamente más alta para el seguimiento del tobillo ⁽⁸⁾, aunque este último en una posición relativamente estática ⁽¹⁹⁾.

En un estudio de la marcha, se ha intentado superar esta inconsistencia de la Kinect para la localización de las articulaciones a través de un algoritmo de corrección, aplicado a la distancia entre los tobillos y el piso. Esto fue exitoso ya que se redujo la imprecisión y se mejoró la detección. Las pruebas incluyeron diferentes alturas y angulaciones de la Kinect y aunque la altura de la Kinect no afectó la lectura de información, el ángulo de la cámara tuvo un efecto estadísticamente significativo: mientras que el ángulo de la cámara se encontró entre $15^\circ \pm 3^\circ$ y $45^\circ \pm 3^\circ$ respecto del piso, fue cuando hubo mayor precisión. Según sugieren los autores, esto podría tener que ver con que valores $<15^\circ$ o $>45^\circ$ no pueden cubrir la totalidad de las articulaciones del sujeto y la detección del piso en un solo cuadro, debido al campo de visión limitado de la Kinect ⁽²⁵⁾. En una línea similar, en otro estudio se intentó evaluar los efectos de la distancia del sensor, el lado y la longitud del paso en las estimaciones de la colocación del pie, con una Kinect y 3DMA. Se realizó una evaluación en donde la Kinect fue ubicada a 70° respecto de la dirección de marcha del paciente (lado izquierdo) y luego se compararon las mediciones de distintos parámetros de la marcha. Se encontraron pequeñas pero significativas diferencias entre un sistema y otro, evidenciándose subestimaciones de la Kinect con respecto al sistema Optotrak 3DMA ⁽²⁶⁾.

Estudios previos

Se ha comparado el sensor Kinect con el sistema Vicon (3DMA, con marcadores, "gold standard") en diferentes movimientos para tratamientos clínicos y en todos los estudios se encontró una precisión y sensibilidad aceptables ^(12,27,28) encontrando confiabilidad entre una evaluación y otra (test-retest) ^(18,29,30); aunque también se demostró que este sensor tenía buena confiabilidad test-retest pero menor precisión con respecto a las mediciones con goniometría ⁽³⁾.

Como instrumento de valoración en pacientes sin patología neurológica, la Kinect ha sido utilizada para el análisis de la postura ^(23,31) y de la marcha ^(3,20,24,32-34), evaluación de ROM en estiramientos estáticos ⁽³⁵⁾ y en movimientos cinemáticos de miembros superiores ^(3,36-41) y de miembros inferiores ^(18,27).

También se ha incursionado en su aplicación para el screening* de lesiones de LCA (8,12,14,15,42,43), intentando identificar los factores de riesgo o bien para el seguimiento del proceso de rehabilitación. Incluso, investigadores averiguaron sobre la practicidad de aplicación de un videojuego para intervenir en factores de riesgo de LCA a través de la activación de glúteo medio (44). Los test funcionales realizados en investigación han sido el test de salto, test Timed Up and Go y de alcance multidireccional (4), drop jump (7,11,12,14,15), sentadilla (11,13,29), estocada (29), test de la estrella o star excursion balance test (SEBT) (17), e incluso tareas como un cambio de dirección (8), además de la marcha.

Considerando que la aplicación de la Kinect se ha limitado a movimientos en los cuales no se integran acciones multi-planares, desaceleraciones o aceleraciones, cambios de dirección, un grupo de investigadores decidió analizar la fase de apoyo de una finta. Se realizaron evaluaciones de estos movimientos veloces con el sensor ubicado a una distancia de 3 metros del punto de giro (5 metros del punto de inicio del movimiento) y una altura de 0,75 metros del piso. La velocidad de movimiento fue de unos 4,5 a 5,5 m/s como en situaciones de juego y se realizó la finta, tal como se ha descrito en una publicación previa (8). La mayor correlación se encontró en la fase media de la acción, lo cual coincide con su fase más lenta. Considerar que la frecuencia de captación de imágenes de la cámara es de 30 Hz podría ser una explicación a este hallazgo, en el cual la aceleración/desaceleración es mínima (8). Al mismo tiempo, la frecuencia de captación de imágenes es un limitante para el análisis cinemático en los movimientos de gran velocidad.

En un estudio que realizó la medición de sentadillas monopodales y drop jumps (11) se evaluó de manera concurrente el sensor Kinect con un sistema de análisis de movimiento (3DMA). En este caso, la Kinect se ubicó a 1,1 metros de altura y a 2,5 metros frente al evaluado. En la valoración de estos movimientos no se realizaron mediciones del tobillo, sino que solo se incluyó el tronco, la cadera y rodilla derechas. Según los autores, esto fue para reducir el número de resultados y que las tres variables medidas (elegidas) son las que más interesan para las lesiones del miembro inferior (11). Se realizaron las mediciones en el

* Anglismo que se traduce, para la Real Academia Española, como “cribado” y significa la realización de un examen médico a un conjunto de persona para detectar una determinada enfermedad que no presenta signos ni síntomas.

plano sagital y en el plano coronal se incluyó la abducción de rodilla. Los ángulos de máxima profundidad de los movimientos se ubicaron acordes al 3DMA según el movimiento más bajo del esternón. Se compararon los dos sistemas en los ángulos de tronco, cadera y rodilla; luego se evaluaron las relaciones entre las sesiones de evaluación con el coeficiente de correlación intraclase (CCI). Las mediciones de la Kinect se identificaron de manera manual para mejorar la precisión ⁽¹¹⁾, ya que otros estudios habían encontrado validez pobre al utilizar el algoritmo de trackeo automático ^(13,33). Se demostró confiabilidad de buena a excelente en todas las variables cinemáticas, pero menor confiabilidad para la flexión de rodilla en el drop jump y para la abducción en ambas pruebas (sentadilla y drop jump); la validez para la Kinect fue excelente. Por lo tanto, los resultados indicaron que la Kinect v2 provee medidas altamente confiables para el tronco, la cadera y la rodilla durante las pruebas de sentadilla monopodal y drop jump; la validez fue excelente para muchas de las variables pero fue pobre en el caso del drop jump. Esto indica que su utilidad estaría limitada a tareas de velocidad lenta tales como las sentadillas, lo cual tiene sentido entendiendo que la frecuencia máxima de captura es de 30 Hz.

Por otra parte, en un análisis del movimiento de drop jump no se encontró una buena correlación ⁽⁷⁾. Para este estudio se hicieron ajustes para reorientar las coordenadas articulares (cadera y rodilla derecha) sensadas por la Kinect, que se ubicó a unos 1,5 metros de distancia del evaluado, de frente al mismo. Los participantes fueron 39 sujetos, los cuales fueron instruidos para realizar movimientos de aducción/abducción de cadera sobre el cajón de 31 cm (con la cadera en posición neutra) previo al salto, que se ejecutó a continuación. El movimiento de la cadera se utilizó para sincronizar los sistemas Vicon y Kinect. Como resultados de este estudio, los movimientos de flexión de cadera y rodilla tuvieron buena correlación durante el aterrizaje drop jump ($r=0.97$ y $r=0.96$, respectivamente). Los planos diferentes al plano sagital no tuvieron buena correlación y los ángulos máximos de movimiento medidos por la Kinect fueron mayores que el sistema Vicon, a excepción de la rodilla derecha en la cual fue menor. En el plano frontal, la Kinect midió ángulos de abducción mayores, lo cual podría atribuirse al seguimiento articular inespecífico para la oblicuidad de la pelvis; este factor también podría ser la causa de la medición de mayores

ángulos para la flexión de cadera durante el drop jump. En la figura 1 se puede observar las gráficas cinemáticas de ambos sistemas ⁽⁴⁵⁾.

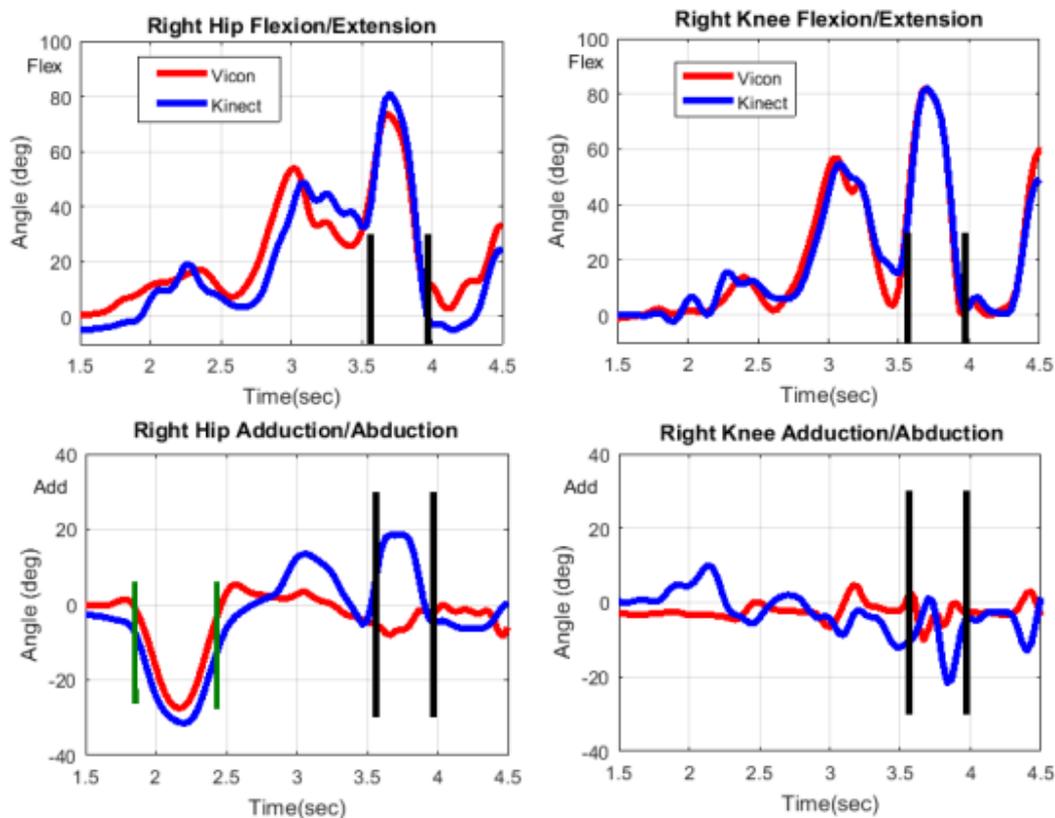


Figura 5: ángulos articulares para la cadera y rodilla derechas, comparando ambos sistemas (Kinect y Vicon). Las líneas verdes marcan el movimiento de aducción/abducción de cadera en la posición previa al salto; las líneas negras marcan el periodo de aterrizaje del drop jump ⁽⁷⁾.

En varios estudios se encontró una validez más consistente para el plano sagital sobre el frontal ^(11,13,45); sin embargo la confiabilidad fue de buena a excelente para la abducción en el plano frontal ⁽¹¹⁾. La mayoría de las variables medidas por la Kinect no podrían considerarse intercambiables con las mediciones del 3DMA, tal como indican la escasa concordancia en los coeficientes de correlación. Esta variación en las mediciones era esperable debido a las diferencias en la identificación de los centros articulares y las marcas de referencia corporales entre la Kinect y el sistema 3DMA (el primero lo hace en la superficie de la piel; el segundo, en el centro de la articulación). Por otro lado, la diferencia de frecuencias para el registro (30 Hz vs 100 o más Hz) también puede dar errores en la medición, sobre todo en los movimientos rápidos. La confiabilidad de la Kinect varió de 0.73 a 0.96 entre las sesiones y su

validez, aunque la Kinect presentó diferencias con el sistema 3DMA, es similar a los sistemas 2D y coincidente con otros estudios ^(11,13,45).

En lo que respecta a los acuerdos de confianza, es decir cuántos grados se permiten de diferencia, no fueron aclarados en todos los estudios analizados. La referencia encontrada fue para la medición de ROM en miembros superiores, en donde la Kinect v2 resultó en muy buen acuerdo de la medición con respecto al 3DMA ($r > 0.9$) (95% límite $< \pm 8^\circ$); y que en este caso también se comparó con goniometría (95% límite $< \pm 10^\circ$). La Kinect v2 también mostró buena correlación y acuerdo en la medición de los parámetros de calidad de movimiento, concluyendo que es una herramienta confiable para medir ROM de hombro ⁽³⁹⁾.

También se encontró un estudio en donde la Kinect no fue ubicada de frente al evaluado, sino con angulación de la Kinect a 70° respecto a la dirección de marcha pero en este caso fue con un solo sensor, intentando mejorar la exactitud de ubicación del pie ⁽²⁶⁾. En una línea similar, también se encontró un estudio en donde la Kinect se ubicó a 22° . Esta angulación fue determinada por pruebas de ensayo-error en donde se encontró que con esa disposición la precisión para el seguimiento (trackeo) fue mayor, comparando con sensores inerciales ⁽⁴⁾.

Por último, se han realizado estudios de análisis utilizando más de una Kinect pero no se encontró información respecto al ángulo de ubicación. Por un lado, como se ha mencionado, esto permite superar el problema de oclusión de segmentos ⁽²¹⁾; por otro lado, para el estudio de la marcha Müller et al. ⁽²⁰⁾ utilizaron 6 Kinect para poder cubrir el volumen de información (en términos de espacio) que arroja el sistema 3D (Anexo 1).

En todos los estudios de validación mencionados, se ha realizado una comparación y cálculo de correlación entre las mediciones del sistema Kinect y el sistema 3D. En este sentido, cabe destacar lo investigado por Naeemabadi et al. (2018) en relación a la posible interferencia y distorsión de la adquisición de información. Estos autores sugieren que la Kinect es distorsionada por el sistema de captura 3D y que esta distorsión es aún mayor cuando aumenta la distancia entre la Kinect y el objeto/sujeto de interés. Aunque en teoría, todos los sistemas de captura con marcadores podrían interferir con los registros de la Kinect v2, cabe destacar que dicho estudio fue realizado con el sistema Qualisys (3DMA) y que solo analizó la información de la Kinect en relación a profundidad. Además,

la presencia de marcadores reflectivos toma un rol determinante en la producción de mediciones engañosas para este sensor ⁽⁴⁶⁾.

En una reciente revisión, los autores sugieren que los sensores del tipo Kinect cuentan con una ventaja potencial de integrar múltiples cámaras de profundidad para realizar evaluaciones, lo cual incluiría: reducir la oclusión de segmentos, mejorar la exactitud promediando los resultados y ampliar el campo de visión. Sin embargo, las dificultades que se pueden presentar son: dificultades en el montaje de los dispositivos, demandas de hardware y diafonía de cámara; aun así la evidencia de mejorar la precisión es limitada ⁽⁴⁷⁾. En efecto, no hay un consenso general respecto a la exactitud mínima requerida para los sistemas de análisis de movimiento y las magnitudes para evitar errores de medición. Como los métodos “gold standard” son inapropiados en varios contextos, y los sistemas con marcadores son la técnica más frecuentemente utilizada, el acuerdo entre los sistemas sin marcadores y los optoelectrónicos debería considerarse para proporcionar evidencia para la validez de las técnicas de análisis sin marcadores⁽¹⁰⁾.

Algunas cuestiones técnicas por considerar, revisadas por Clark et al. (2019) serían las siguientes:

- Precisión del mapeo de profundidad: aunque la Kinect v2 mejoró varias cuestiones sobre la v1, bajo determinadas condiciones se encontró que la Kinect v1 era más precisa, y los autores llegaron al extremo de proporcionar pautas sobre qué modelo utilizar en función de la aplicación deseada. Sin embargo, esto se vio confundido por la evidencia de que existían diferencias en el rendimiento incluso dentro de algunas variantes de modelo de la misma versión de Kinect ⁽⁴⁷⁾.
- Trackeo: se compararon las dos versiones de la Kinect bajo un sistema de referencia de 8 cámaras (con marcadores) y se observó que la v1 subestimaba los desplazamientos pero fue similar a la v2 en lo que respecta a la cinemática. Sin embargo, la consistencia relativa que tuvo cada dispositivo respecto al sistema de referencia fue muy similar en general ⁽⁴⁷⁾.
- Análisis cinemático: no se han realizado comparaciones exhaustivas entre los diferentes softwares (por ejemplo: OpenNI vs. Microsoft SDK)

y hardwares (Kinect v1 vs. V2). El modelo de la información cinemática de la Kinect se parece a los datos de referencia, pero la magnitud y los aspectos sutiles se ven abrumados por error ⁽⁴⁷⁾.

- Análisis espacio-temporal: en contraste, la información espaciotemporal relacionada al posicionamiento del pie y aspectos de movimientos de la pelvis como los desplazamientos medio-laterales y verticales y la velocidad de avance (por ejemplo, velocidad de marcha) parece ser razonablemente contundente y podría utilizarse potencialmente en marcos masivos y rápidos de detección. Sin embargo, las variables relacionadas al tiempo no han demostrado tener fuerte validez, probablemente debido a razones que incluyen: identificar el contacto o despegue del piso, esto es muy difícil dadas las condiciones automáticas de trackeo que entran en conflicto para identificar el pie durante la fase de balanceo; y la toma de datos de la cámara a 30 Hz, lo cual es una frecuencia relativamente baja e inconsistente, que puede resultar en una gran imprecisión en el tiempo, incluso si se observan los errores de un solo cuadro ⁽⁴⁷⁾.

Prevención de lesiones

Las lesiones de LCA ocurren predominantemente en los mecanismos sin contacto, como en los giros, desaceleración brusca o cambios de dirección. Estudios previos sostienen que los patrones de movimiento con flexión de tronco y rodillas reducidos, aumento de la aducción de cadera y valgo de rodilla son factores de riesgo significativos para la lesión sin contacto de LCA ^(8,14). Tests tales como el Tuck Jump ^(48,49), el Landing Error Scoring System (LESS) ⁽⁵⁰⁾ o el Functional Movement Screen (FMS) tienen la particularidad de evaluar movimientos; sin embargo, requieren un determinado entrenamiento para una valoración consistente además de ser subjetivos por naturaleza. Esto, al mismo tiempo, requiere de la experiencia clínica del evaluador ^(8,11,13), ya que como se ha mencionado, dicha destreza se desarrolla con la práctica ⁽⁶⁾. Considerando este inconveniente y coincidiendo con otros autores ^(14,51), existe la necesidad de potenciar instrumentos de medición que sean objetivos y amigables, para evaluar sujetos con alto riesgo de lesión en sus patrones de movimiento,

mejorando la identificación de esos factores y así poder dirigir más efectivamente las intervenciones preventivas.

Los sensores de profundidad también se han utilizado para el control de factores de riesgo de lesión ^(8,42). Para ello, es de gran importancia desarrollar una herramienta de evaluación biomecánica de relevancia clínica, que evalúe de manera objetiva y a tiempo real, con buena relación costo/efectividad y amigable para el profesional de la salud, de manera que se pueda identificar a los atletas con riesgo de lesión aumentado.

Considerando los gestos deportivos que permiten valorar el riesgo de lesión, se realizó un estudio en donde se evaluó el drop jump y se utilizó al sensor Kinect como herramienta de biofeedback ⁽¹⁴⁾; de la misma manera que había sido utilizado para evaluar tareas específicas como el tuck jump con video-feedback para la prevención de lesiones de LCA ⁽⁴⁸⁾. En este sentido, se realizó una medición pre-test y post-test de la separación de rodillas al momento de la caída del drop jump, como también el pico de flexión de rodilla. Entendiendo que tanto el control neuromuscular, como la fuerza en los miembros inferiores y la capacidad de mitigar de manera adecuada las fuerzas de reacción del suelo son factores potencialmente modificables con entrenamiento ⁽¹⁴⁾, los autores propusieron un estudio en gimnastas femeninas con grupo control y con biofeedback para la corrección de la caída del drop jump. El entrenamiento consistió en 4 semanas, con estímulos de 3 veces por semana. Como reafirmaciones para la corrección del movimiento, se utilizó: imagen visual de la ejecución en tiempo real dada por el avatar de Kinect el cual mostraba el varo/valgo en colores rojos o verdes según los estándares estipulados; un texto que indicaba los grados de flexión de rodilla y de valgo/varo, también por colores según los estándares y un sonido en el caso de que el aterrizaje no fuera el esperado. Los resultados demostraron que el entrenamiento mejoró significativamente la cinemática de la rodilla mejorando la flexión y evitando el valgo al momento del aterrizaje. Teniendo en cuenta que la evidencia ha establecido un vínculo entre el valgo excesivo en el plano frontal y la insuficiente flexión de rodilla en el plano sagital como factores predisponentes a la lesión sin contacto de LCA en atletas femeninas, los hallazgos del estudio resultan prometedores en el uso de la Kinect como herramienta de prevención de ruptura de LCA ⁽¹⁴⁾.

Aún más prometedor y trascendente, fue un estudio realizado sobre 180 atletas adolescentes (80 hombres, 100 mujeres; edad promedio de 16 años) en donde se evaluó una secuencia de 3 drop jumps con el objetivo de utilizar el sensor Kinect para poder identificar factores de riesgo de lesión en esta población de manera segura y eficiente, con una demanda promedio de 1,5 minutos de evaluación por cada evaluado. Las mediciones realizadas fueron: el ratio de la separación rodilla-tobillo al momento del contacto inicial y en el pico de la flexión, considerando que valores <1 indicarían valgo dinámico y valores $<0,6$ riesgo severo. Los autores concluyeron que el sensor Kinect es un dispositivo portátil y de bajo costo que tiene la capacidad de detectar el valgo dinámico durante un drop jump en atletas jóvenes. Por lo tanto, esta herramienta tiene un uso potencial para orientar la prevención de lesiones ⁽⁴²⁾.

Igualmente, se realizaron evaluaciones de la finta (“side cut manouver”) demostrando la capacidad del sensor Kinect para evaluar de manera válida la cinemática de los miembros inferiores durante el cambio de dirección en atletas jóvenes ⁽⁸⁾. Estas maniobras fueron realizadas en un cambio de dirección de 45° y analizadas concurrentemente con sistema de análisis 3D. Tanto en el plano frontal como sagital hubo excelente concordancia entre el ICC, a excepción de la flexión de cadera en el plano frontal, con buena concordancia. En síntesis, los hallazgos demostraron que la Kinect tiene el potencial de ser una herramienta de evaluación efectiva para los planos frontal y sagital en la cinemática del tronco, cadera y rodilla durante las fintas ⁽⁸⁾.

Aunque el verdadero impacto de incidencia en la prevención utilizándola como herramienta de biofeedback en el entrenamiento requiere de un estudio epidemiológico longitudinal con una muestra suficiente a lo largo de un periodo de tiempo extendido ⁽¹⁴⁾, se comprobó que la intervención a través de la Kinect tiene efectos en mitigar la predisposición a la lesión sin contacto de LCA en atletas adolescentes. Este sensor también demostró la precisión y consistencia suficientes para evaluar el tronco, cadera y rodillas en las tareas de cambio de dirección (finta) en atletas adolescentes ⁽⁸⁾. Por otra parte, si bien se han evaluado las variables relacionadas con la lesión de LCA, no se utilizó una población de referencia clínica para identificar sujetos con alto factor de riesgo⁽¹¹⁾.

Teniendo en cuenta el bajo costo del sensor Kinect y otras opciones de evaluación que correspondan a un solo sistema, este dispositivo tiene el potencial de utilizarse para la detección de factores de riesgo de lesiones de LCA sin contacto. Los beneficios de estos sistemas se deben comparar con la imprecisión inherente a los mismos. En algunas instancias pueden ser “suficientes”, sin embargo para muchos de los usos de las cámaras 3D proveerían información inválida. Teniendo en cuenta que actualmente se lanzan nuevas tecnologías y métodos de software para aprovechar el potencial de las cámaras 3D, se debe realizar una investigación consistente para validar los hallazgos antes de que sean implementados como herramientas de evaluación⁽⁴⁷⁾.

El test de la estrella (SEBT)

Este test es considerado como una manera de valorar el equilibrio dinámico objetivamente, además del movimiento de los miembros inferiores en general. Con este objetivo, ha sido utilizado en poblaciones con inestabilidad crónica de tobillo (CAI), lesión de LCA, síndrome patelo-femoral, artrosis de rodilla, impingement de cadera (FAI) y dolor lumbar ⁽⁵²⁻⁵⁶⁾. Es un instrumento aceptable, validado, de bajo costo y confiable ^(51,52). Aunque sus mediciones dinámicas de la estabilidad postural no replican exactamente la participación de un individuo en el deporte, sí es cierto que supera a las evaluaciones estáticas ya que imita más de cerca las exigencias de la actividad física ⁽⁵²⁾. La distancia de alcance de la pierna libre es considerada sensible para la identificación de individuos con CAI, síndrome de dolor patelo-femoral, déficit de función del LCA y alteraciones de movimiento en aquellos que tuvieron reconstrucción quirúrgica del mismo. Además, este test también se ha identificado como predictor de riesgo de lesión en jugadores de básquet de escuela secundaria y futbolistas universitarios ⁽⁵¹⁾; como indicador del estado para la vuelta al deporte, capacidad funcional del paciente y disfunción neuromuscular ⁽¹⁷⁾.

El SEBT fue originariamente descrito como una herramienta de rehabilitación, que consiste en una serie de sentadillas a una pierna en la cual la extremidad no apoyada tiene que realizar un máximo alcance a lo largo de 8 líneas diagonales designadas en el suelo (Figura 2) ⁽⁵²⁾. Las líneas se extienden desde un punto central ubicadas a 45° entre sí, en donde cada dirección de

alcance ofrece diferentes desafíos y requiere combinaciones de movimientos en los planos sagital, frontal y transversal ⁽⁵²⁾. El objetivo de la tarea es que el individuo establezca una base estable de apoyo con el miembro inferior en el centro de la cuadrícula y lo mantenga mientras realiza una excursión de máximo alcance con el miembro contralateral en las direcciones designadas. Los valores de distancia se usan como un índice de control postural dinámico. El SEBT permite una medición objetiva, diferenciando tanto los déficits como las mejoras en el control postural dinámico relacionado con lesiones en extremidades inferiores. Se ha determinado que los valores de alcance se estabilizan luego de 4 ensayos ⁽⁵²⁾, por este motivo sería conveniente no superar esta cantidad de ejecuciones. Para la realización del test se ha convenido un procedimiento de normalización, ya que esto permite relativizar las diferencias entre las longitudes de miembros inferiores mejorando su sensibilidad y especificidad ⁽⁵²⁾.

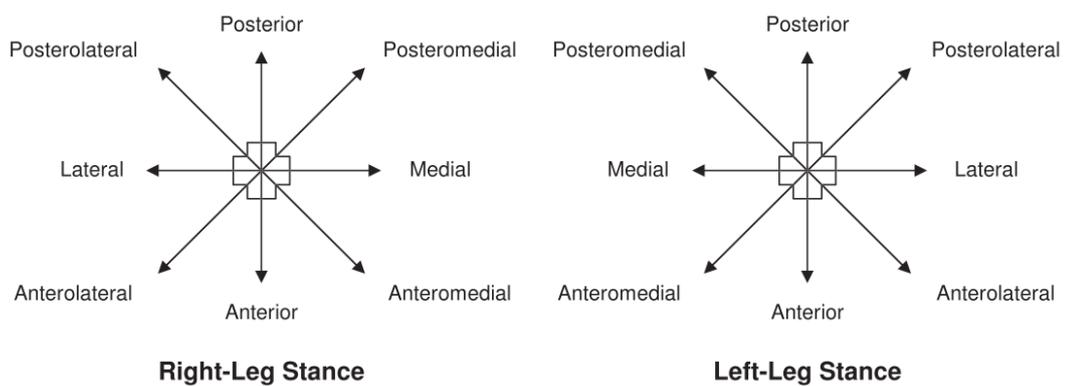


Figura 6: Diagrama de las líneas de alcance del test, según el miembro apoyado.

Right-Leg Stance: apoyo pie derecho; **Left-Leg Stance:** apoyo pie izquierdo. ⁽⁵²⁾

En la bibliografía no se han informado diferencias en los resultados del test para los distintos tipos de pie (normal, cavo, plano). Otro dato interesante, es que a la evaluación electromiográfica, se detectó una activación muscular diferente según la dirección de alcance: el vasto medial fue más activado en la dirección anterior (A) y la musculatura isquiosural medial fue más activada en la dirección anterolateral (AL) ⁽⁵²⁾; el tibial anterior tuvo menor activación para la dirección A y el glúteo mayor para la posterolateral (PL) en los sujetos con esguince respecto de los controles, y menor aun para los sujetos con CAI (en ambos músculos); el peroneo lateral largo tuvo mayor activación para la dirección PL en los sujetos con esguince respecto de los controles ⁽⁵⁷⁾.

Debido al tiempo que requería esta evaluación con sus 8 direcciones de alcance, y la posible fatiga y desmotivación que podía causar en el individuo, las 8 diagonales originales fueron reducidas ⁽⁵⁵⁾. Con la idea de simplificar la evaluación, se modificó la versión original de este test, reemplazándola por 3 direcciones en vez de 8 la cual se conoce como test de la estrella modificado (mSEBT) o su versión comercial Y-balance Test. Distintos autores demostraron una redundancia existente entre las 8 direcciones, llegando a la conclusión de que podría simplificarse a una sola dirección o alguna de ellas, sin sacrificar la calidad de la información que debería obtenerse a través del test ^(55,58). Inicialmente, fueron Hertel et al. quienes sugirieron la evaluación de las direcciones A, medial (M) y posteromedial (PM) ya que éstas demostraron gran sensibilidad a los déficits funcionales en aquellos pacientes con inestabilidad crónica de tobillo ⁽⁵⁹⁾. Más tarde, con la intención de mejorar la fiabilidad y la utilidad clínica, se desarrolló el protocolo del Y Balance Test que permitió superar las limitaciones posibles de la altura del piso para el desplazamiento, la referencia del punto de partida y la capacidad de la medición del alcance sobre la cinta métrica durante la ejecución ⁽⁵²⁾. Otros estudios han indicado que el mSEBT es una herramienta de medición confiable ^(6,20-24).

Para poder potenciar la información que brindaba la realización del SEBT además del alcance de la excursión, Ness et al. se propusieron analizar la cinemática del alcance A ⁽⁵¹⁾. Los sujetos estudiados se clasificaron en dos grupos: “de riesgo” y “sin riesgo”; entrando en el primer grupo si la diferencia en la distancia alcanzada entre ambos miembros inferiores en la dirección anterior era mayor a 4 cm, o si el *composite*[†] en el alcance era menor a 94% en mujeres y menor a 89,6% en varones ⁽⁵¹⁾. También se encontraron diferencias en el rendimiento del alcance A en pacientes con CAI, en comparación a controles y a sujetos con esguince previo pero sin diferencias en los alcances posteriores (PM y PL).

Se ha considerado que una débil musculatura de la cadera también influye en el rendimiento del SEBT en pacientes con CAI. Esto podría causar que el reclutamiento muscular no sea el adecuado, inhibiendo un buen desempeño y perpetuando la inestabilidad del tobillo. Además, los autores especulan que si

[†] Anglismo que expresa el porcentaje de la suma de las tres direcciones de alcance del Y Balance Test, divididas por 3 veces la longitud de la extremidad inferior.

los sujetos con CAI disminuyeron su dorsiflexión, cuestión ya reportada en la literatura, pueden haber restringido su movilidad en rodilla y cadera como así la fuerza para el desempeño en la dirección A ⁽⁶⁰⁾. A partir de la evidencia encontrada, se asume que las personas con inestabilidad aguda y crónica de tobillo obtienen un peor rendimiento en el SEBT que aquellas personas con miembros inferiores ilesos ⁽⁵²⁾. Sin embargo, no es posible saber si esos resultados son causa o consecuencia ⁽⁵⁷⁾ y hasta el momento, no hay estudios que precisen cuál es la mejoría mínima en el equilibrio dinámico para disminuir el riesgo de lesión de esguince de tobillo.

En personas con lesión de LCA, el desempeño de la pierna no lesionada del grupo con reconstrucción y deficiencia de LCA fue peor que la del grupo control⁽⁵²⁾.

Por otro lado, se correlacionó el SEBT con otros test funcionales como lo son la caída del salto a una pierna ⁽⁶¹⁾ y el test de salto en distancia a una pierna (hop test) ⁽⁵³⁾. La caída del salto se realizó desde una altura de 40 cm y se utilizó para clasificar a los grupos con o sin valgo de rodillas. El grupo que tuvo clasificado como valgo, se correlacionó con manifestar mayor valgo de rodillas en las direcciones A, AM, M, PM y PL. Además, en la dirección M se manifestó menor flexión de rodilla para el grupo valgo; lo cual indicaría un factor de riesgo de lesión de LCA ⁽⁶¹⁾. Para el caso del test de salto en distancia, se encontró correlación con las direcciones PM y PL y menor fuerza del muslo. En este estudio no se encontraron correlaciones significativas entre la dirección A del SEBT y la fuerza del muslo en sujetos con reconstrucción de LCA. Para el caso de la dirección A, el rendimiento fue menor con respecto al miembro no lesionado pero no se comparó con los controles. Sin embargo, este estudio permite concluir que se podrían evaluar las direcciones PM y PL si no es posible realizar el salto⁽⁵³⁾.

También se ha demostrado correlación con las direcciones de alcance del Y balance test y sujetos que hayan cursado con dolor de espalda, ya sea que tenían dolor al momento del test o hayan tenido previamente. Se llegó a la conclusión que aquellas personas que hayan atravesado dolor lumbar desarrollan déficits de control postural, que aparecen durante los primeros tres meses y pueden permanecer aun cuando la persona ya haya resuelto el dolor. Esto fue evidenciado a través de los resultados obtenidos, en donde los alcances en ambos sentidos posteriores fueron menores en los sujetos con dolor de

espalda, respecto a los controles ⁽⁵⁵⁾. Sin embargo, es curioso que no se hayan encontrado diferencias en el alcance A siendo que desde el punto de vista cinemático en el plano sagital, es uno de los que más información aporta.

En relación a los rangos de movimiento, en la dorsiflexión de tobillo se correlacionó fuertemente con la distancia de alcance A; la mayor exigencia de flexión de rodilla se produjo durante los alcances AM. Por lo tanto, esta información cinemática podría ser útil para decidir las direcciones a evaluar ⁽⁵²⁾.

La amplitud de flexión de rodilla y de cadera fue menor en los pacientes con CAI, respecto a pacientes controles. Esto permitió sugerir que las diferencias de los patrones cinemáticos en la rodilla y la cadera difieren en los pacientes con CAI y podrían ayudar a explicar por qué esta condición se asocia con una reducción en el control postural dinámico al realizar esta prueba. Por lo tanto, la flexión de la rodilla y de la cadera parecen aportar importantes contribuciones al SEBT y podrían ayudar a explicar las diferencias en el rendimiento entre hombres y mujeres, así como las diferencias en los participantes con condiciones patológicas de extremidades inferiores ⁽⁵²⁾.

También se ha utilizado el SEBT en la articulación de la cadera, para valorar pacientes con FAI. En esta línea, se evaluó una muestra de 15 sujetos con FAI y 15 controles. Además de realizar el SEBT, también se realizaron cuestionarios como el Hip And Groin Outcome Score (HAGOS), Hip Score Activity Scale (HSAS), dolor y fuerza de miembros inferiores. Se observó una correlación entre las direcciones PL y PM con respecto al dolor en los pacientes con FAI. Por lo tanto, clínicamente, estas direcciones podrían utilizarse en estos tipos de pacientes aunque se recomienda complementarlas con otras evaluaciones ⁽⁵⁴⁾.

Adicionalmente, en pacientes con déficit de LCA se revisó la validez del SEBT valorando la confiabilidad intra-evaluador, el acuerdo y su validez, comparándolo con el salto a una pierna (hop test) y con las escalas funcionales de Lysholm y el IKDC (International Knee Documentation Committee)⁽⁵³⁾. Los resultados encontrados fueron excelentes para la confiabilidad del SEBT intra-evaluador y un acuerdo aceptable. Se encontraron correlaciones significativas para el miembro lesionado en la dirección PM y la escala Lysholm; y el composite y la escala Lysholm, indicando que sí existe una validez de constructo entre estas dos variables.

Se comparó el rendimiento en el SEBT en jugadores de vóley con y sin lesión muscular previa en los miembros inferiores. Las distancias de alcance (A, PM y PL) fueron menores en el grupo de lesionados, como así también el composite. Por lo tanto, se consideró que este test tiene la suficiente sensibilidad para poder identificar los jugadores con y sin historia de lesión ⁽⁶²⁾.

En conclusión, se asume que las lesiones de miembro inferior influyen negativamente en el desempeño de esta evaluación y que tanto la estrategia de movimiento como el desempeño cinemático de los miembros inferiores en la realización del test pueden estar relacionados con el tipo de lesión ⁽¹⁷⁾.

En la búsqueda bibliográfica se ha encontrado un solo estudio publicado del Y balance test y la Kinect. Para llevarlo a cabo, el sensor se colocó a 2,5 mts de distancia y a 0,75 mts del suelo ⁽¹⁷⁾, lo cual fue consistente con otro estudio publicado ⁽⁶³⁾. Hubo una excelente consistencia entre la Kinect y el análisis 3D en la realización de los alcances del SEBT, a excepción del plano transversal de la cadera durante la dirección PL; y una consistencia de buena a excelente en la evaluación cinemática de la pierna de apoyo. Por lo tanto, los resultados fueron considerados aceptables ya que el error era \leq a 2° ⁽¹⁷⁾. Entre los resultados registrados, se han encontrado errores $<5^\circ$, generalmente al inicio del movimiento ⁽⁶³⁾ y en el plano sagital otros autores encontraron diferencias entre los 5° y 29° ^(17,45).

A continuación, se presenta un cuadro comparativo (Tabla 1) de todos los estudios analizados que responden a la valoración con test funcionales con el sensor Kinect.

AUTORES	MOVIMIENTO ANALIZADO	OBJETIVO	UBICACIÓN DE LA KINECT	MEDICIÓN	FILTRO O SOFTWARE	n EDAD MEDIA	RESULTADOS Y CONCLUSIÓN
Mentiplay et al. 2018 ⁽¹¹⁾	SLS y DVJ	Averiguar la confiabilidad y validez inter-sesión de la Kinect v2 en la evaluación cinemática de tronco, cadera y rodilla, comparado con 3DMA		1 Kinect v2 y 3DMA	Sin especificar.	F: 15; M: 15 (23)	Confiabilidad de buena a excelente para todas las variables de SLS y DVJ. Validez de pobre a excelente en SLS; buena a excelente en flexión de tronco, cadera y rodilla y abducción de rodilla en 2D. Estos hallazgos indican que la Kinect v2 puede tener un potencial para el screening de lesiones de LCA a gran escala.
Eltoukhy et al. 2016 ⁽¹³⁾	DVJ (30 cm), sentadilla de arranque y SLS	Correlacionar los ángulos pico de flexión de cadera y rodilla	D: 1,35 m A: 0,65 m	1 Kinect y 3DMA BTS	Corrección que mejoró la concordancia	F: 5; M: 5 (22,2)	Correlación con una varianza significativa. La Kinect no es apropiada para el análisis de movimiento tradicional, pero podría tener aplicación como herramienta de retroalimentación a tiempo real en poblaciones patológicas o con alto riesgo de lesión.
Kotsifaki et al. 2018 ⁽¹⁶⁾	SLS, Single Leg Jump, CMJ modificado	Determinar la utilidad de 2 Kinect para la evaluación cinemática de los miembros inferiores en el screening de pretemporada.	Frente y lateral a 70° entre ambas.	2 Kinect v2 (frente y lateral 70°) y 3DMA BTS	Software iPi Mocap Studio	M: 34 (26,63)	Acuerdo excelente para el rango de flexión/extensión de la tibia en todos los tests y de aducción/abducción del muslo en el SLS. Acuerdo para los ángulos pico de flexión de rodilla. Pobre correlación para las rotaciones. El uso de 2 Kinect es válido para la evaluación de cadera y rodilla en los planos sagital y frontal, pero no en las rotaciones.
Guess et al. 2017 ⁽⁴⁵⁾	DVJ (31 cm)	Proveer guías sobre el uso de la Kinect para mediciones biomecánicas, screening y evaluación clínica.	D: 1,5 m	Kinect v2 y 3DMA Vicon	Si. Se re-orientaron los ejes de cadera del modelo por defecto, para una mayor correlación.	F: 20; M: 19 (24,6)	Buena correlación con la flexión de rodilla y cadera durante el aterrizaje. Sin buena correlación para la aducción-abducción durante el DVJ, pero sí para el movimiento previo de manera aislada.
Nyman E Jr. et al. 2015 ⁽¹⁴⁾	DVJ (31 cm)	Evaluar los efectos de la Kinect como sistema de feedback para modificar la cinemática del DPV con predisposición de lesión de LCA en atletas mujeres. Evaluación pre y post, con grupo control	D: 3 m A: 1 m	Kinect v2	Sin especificar.	F: 24	El grupo con Kinect-feedback aumentó el pico de flexión de rodilla y la separación (normalizada) de las rodillas a comparación de los controles. Por lo tanto, un entrenamiento con retroalimentación de la Kinect mejora la cinemática del DVJ asociado a lesiones de LCA sin contacto.
Gray et al. 2017 ⁽¹⁵⁾	DVJ (31 cm)	Calcular el ratio de separación rodilla-tobillos (valgo dinámico) durante el drop jump en los momentos de contacto inicial y máxima flexión	D: 2,5 m	Kinect v2 Vicon y plataforma de fuerzas	Software diseñado para detectar contacto inicial y pico de flexión y realizar las comparaciones de medición	F: 20; M: 18	La Kinect v2 demostró excelente correlación con el sistema Vicon en ambas mediciones, demostrando 95.8% de confiabilidad además de ser una herramienta válida, eficiente y de bajo costo.
Eltoukhy et al. 2017 ⁽¹⁷⁾	SEBT	Validar el uso de la Kinect como alternativa de bajo costo y sin necesidad de marcadores respecto al análisis de movimiento gold standard	D: 2,50 m A: 0,75 m	Kinect v2 y Vicon (BTS)	Filtro Butterworth	F: 5; M: 5 (26)	El sensor Kinect puede evaluar el SEBT de manera válida, a excepción del plano transversal para los movimientos de la cadera (rotaciones) en el alcance PL

Schmitz et al. 2015 ⁽¹⁸⁾	Sentadilla (movimiento lento, controlado por metrónomo)	Comparar los ángulos articulares medidos por sistema de análisis con marcadores y Kinect	Sin datos	Kinect v1.8 y 3DMA	Procesamiento de los datos de la Kinect post evaluación, utilizando una configuración que coincida con los segmentos calibrados para el 3DMA	F: 7; M: 8 (24)	Hubo buen acuerdo entre las mediciones del sistema con marcadores y la Kinect, en términos de patrón de movimiento, confiabilidad y pico de flexión calculados. Esto sugiere que la Kinect, con un programa de procesamiento posterior a la evaluación, puede ser una herramienta clínica útil para la captura de movimiento sin marcadores.
Eltoukhy et al. 2018 ⁽⁸⁾	Finta (side cut) a 45°	Averiguar la validez de la Kinect como herramienta de bajo costo y alternativa al 3DMA, en el screening de lesión de LCA sin contacto en los cambios de dirección en atletas adolescentes.	D: 3 m (punto de pivot) A: 0,75 m	Kinect v2 y BTS	El sistema de coordenadas para la Kinect fue acorde a las recomendaciones ISB. Filtro Woltring para el 3DMA.	F: 15 (16)	El sensor Kinect tiene el potencial de evaluar la cinemática del tronco, rodilla y cadera durante una maniobra de cambio de dirección en atletas adolescentes, de manera precisa y consistente. Por lo tanto, es una alternativa clínica a los sistemas de análisis de movimiento de mayor costo y demanda técnica.
Wochatz et al. 2019 ⁽²⁹⁾	Sentadilla, abducción de cadera de pie, estocada	Evaluar la confiabilidad test-retest de la cinemática de extremidades inferiores capturadas por Kinect y sistema 3D	D: 2,5 m A: 0,85 m	Kinect y Vicon 3DMA	Software SDK, filtro sin especificar.	F: 13; M: 8 (40)	Se encontraron movimientos sobreestimados y otros subestimados, deduciendo que la confiabilidad disminuía a medida que aumentaba la complejidad del ejercicio. Sin embargo, la Kinect puede evaluar de manera confiable los ángulos articulares y posiciones durante ejercicios simples. Su validez aún está restringida.
Gray et al. 2014 ⁽⁴³⁾	DVJ	Comparar la medición de abducción de rodillas en el DVJ. Se midió valgo de rodillas desde el contacto inicial hasta la flexión pico, ángulo de rodillas en plano frontal, ratio de separación rodillas-tobillo,	Sin especificar	Kinect (sin especificar versión) y Vicon 3DMA	Sin especificar.	F: 3; M: 10 (20-31)	Buena correlación entre la Kinect y el sistema Vicon para medir la cinemática en plano frontal durante el DVJ. Comparado con el sistema "gold standard", la Kinect se presenta como un sistema portátil, de bajo costo, sin necesidad de marcadores y expeditivo con exactitud aceptable para la evaluación masiva en atletas con riesgo de lesión de LCA de manera práctica.
Grooten et al. 2018 ⁽³¹⁾	Postura, equilibrio e inclinación lateral	Valorar la confiabilidad test-retest del software Qinematic™, basado en el uso de la Kinect	D: 3 m A: 0,82-0,86 m	Kinect (Qinematic) y BTS	Sin especificar.	F: 14; M: 16 (42)	La mayoría de las variables de postura y equilibrio demostraron confiabilidad y validez pobre/justa, con diferencia significativa en ocasiones. Para la inclinación lateral izquierda hubo excelente confiabilidad y validez y el software utilizado con la Kinect pudo diferenciar los sujetos sanos de aquellos con dolor de espalda. Se indica que la postura y el equilibrio no deberían ser utilizadas para monitorear cambios en los pacientes.
Mentiplay et al. 2015 ⁽³³⁾	Marcha: parámetros espaciotemporales y cinemáticos (flexión de tobillo, rodilla)	Examinar la validez y confiabilidad de los parámetros espaciotemporales (velocidad, variabilidad de la velocidad, largo de paso, ancho y tiempo, velocidad de balanceo del pie,	D: desde 8 m; plataforma de fuerza a 2 m A: sin especificar	Kinect v2 y 3DMA	Filtro: Daubechies.	F: 15; M: 15 (23)	Las mediciones espaciotemporales tuvieron excelente consistencia; validez concurrente a excepción de validez moderada para el desplazamiento lateral de la pelvis y variabilidad en la velocidad de la marcha rápida. En contraste, la validez cinemática fue de pobre a modesta, con todas las asociaciones débiles entre

	aducción y flexión de cadera).	desplazamientos medio-laterales y verticales de la pelvis) y cinemáticos de la marcha.					sistemas. En aquellas variables con validez aceptable, la confiabilidad entre días fue similar. En conclusión, mientras el sistema de trackeo de la Kinect v2 no puede obtener información cinemática de los miembros inferiores de manera exacta, muestra un gran potencial para medir los aspectos espaciotemporales de la marcha.
Vilas-Boas et al. 2019 ⁽⁶⁴⁾	Marcha: acercándose al sensor o alejándose. Velocidad de todas las articulaciones, distancia entre las articulaciones simétricas y ángulos en algunas articulaciones	Constar la validez de las versiones de Kinect (v1 y v2) para el análisis de movimiento comparado con el sistema Qualisys	D: desde 14 m A: 1 m Inclinación: -5° (Kinect v2) y -10° (Kinect v1)	Kinect v1 y v2 y sistema Qualisys	Filtro Butterworth para Qualisys y similar para Kinect	F: 10; M: 10 (30)	Los datos obtenidos fueron mejor para la Kinect v2 acercándose al sensor, especialmente para las medidas de velocidad. Las velocidades de tiempo y distancia presentaron mejores resultados que las de ángulos (a excepción del ángulo de rodilla). Los resultados demuestran que ambas Kinect pueden ser una opción alternativa entre sistemas de análisis más costosos como Qualisys, para obtener distancia y velocidad así como algunas mediciones angulares (de rodilla). Esto es importante en el sentido de poder realizar evaluaciones motoras de manera no intrusiva en diferentes áreas, incluyendo el deporte y la salud.
Geerse et al. 2017 ⁽²⁶⁾	Ubicación del pie en distancias impuestas (marcha)	Evaluar los efectos de la distancia desde el sensor, el lado y la longitud de los pasos en las estimaciones de las ubicaciones del pie en función de los puntos del tobillo.	D: 2 o 3 m 0,75 m a 90° de la dirección de movimiento 70° ángulo	Kinect v2 y Optotrack (3DMA)	Sin especificar	F: 6; M: 6 (28)	Existe una diferencia significativa entre los sistemas en la identificación del pie, aunque solo cerca del sensor y exclusivamente para el lado del cuerpo alejado del sensor. Esta oclusión podría no deberse a la profundidad sino a la orientación del cuerpo respecto al sensor Kinect que podría reducirse a través de determinadas técnicas.

Tabla 1: resumen de las características de distintos estudios para validar el uso de la Kinect v2 por medio de la valoración de distintos movimientos (se muestran aquellos que evaluaron tareas funcionales con los miembros inferiores). **SLS:** Single Leg Squat (sentadilla monopodal); **DVJ:** Drop Vertical Jump; **CMJ:** Countermovement Jump (salto con contramovimiento) **D:** distancia; **A:** altura; **F:** femenino; **M:** masculino; **SEBT:** Star Excursion Balance Test; **PL:** postero-lateral; **3DMA:** análisis de movimiento 3D; **LCA:** ligamento cruzado anterior; **ISB:** International Society of Biomechanics; **MMSS:** miembros superiores.

b- Presentación de las mediciones realizadas

En primer lugar, se presentan los promedios de los alcances del SEBT en todas sus direcciones y para ambas extremidades, con ambos instrumentos de valoración (Tabla 2).

	<u>AI</u>		<u>AD</u>		<u>AMI</u>		<u>AMD</u>		<u>MI</u>		<u>MD</u>		<u>PMI</u>		<u>PMD</u>	
	Manual	HMTF	Manual	HMTF	Manual	HMTF	Manual	HMTF	Manual	HMTF	Manual	HMTF	Manual	HMTF	Manual	HMTF
1	67	61	64	69	72	71	70	70	81	80	76	66	92	91	85	85
2	67	67	66	57	74	73	72	72	82	82	79	79	94	95	90	91
3	66	67	67	71	72	70	70	70	80	81	78	79	90	90	87	89
4	66	66	65	63	72	72	71	71	81	81	78	79	92	91	93	92
5	65	55	64	57	73	58	71	70	80	81	78	78	92	92	90	91

Tabla 2: promedios de las mediciones manuales y con HMTF en el SEBT. **AI:** anterior izquierda promedio; **AD:** anterior derecha promedio; **AMI:** anteromedial izquierda promedio; **AMD:** anteromedial derecha promedio; **MI:** medial izquierda promedio; **MD:** medial derecha promedio; **PMI:** posteromedial izquierda promedio; **PMD:** posteromedial derecho promedio; **Manual:** medición manual; **HMTF:** medición con HMTF.

De la tabla anterior (Tabla 2), se destacan las diferencias mayores a 3 cm en cada evaluación:

- Primera evaluación: diferencias en la dirección A izquierda y derecha (6 cm y 5cm, respectivamente); y dirección M derecha (10 cm).
- Segunda evaluación: diferencia en A derecha, el HMTF subestimó en 9 cm.
- Tercera evaluación: diferencia en A derecha, el HMTF sobreestimó en 4 cm.
- Cuarta evaluación: fue la que menos diferencia tuvo entre los dos instrumentos de medición, en todas las direcciones.
- Quinta evaluación: diferencias amplias en las direcciones A (10 cm izquierda; 7 cm derecha) y dirección AM (15 cm izquierda), todas subestimadas por HMTF.

En el Gráfico 1 se presentan los promedios de las 5 evaluaciones, para cada dirección. Todas las direcciones tuvieron buena correlación entre los dos instrumentos, encontrando incluso mediciones exactamente iguales (AM derecha, M izquierda, PM izquierda). Se encontró diferencia de 1 centímetro en la medición, para las direcciones A derecha y PM derecha. La mayor diferencia

encontrada fue en la dirección AM izquierda, siendo de 4 centímetros; en segundo lugar, para la dirección A izquierda, donde hubo una diferencia de 3 centímetros; luego la M derecha, donde hubo una diferencia de 2 centímetros. En todas ellas, el HMTF subestimó la medición.

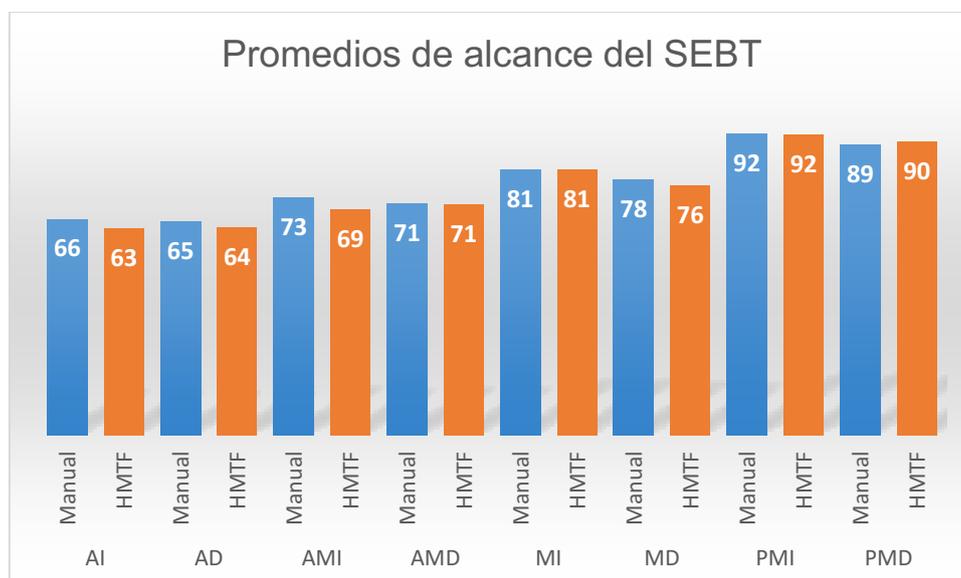
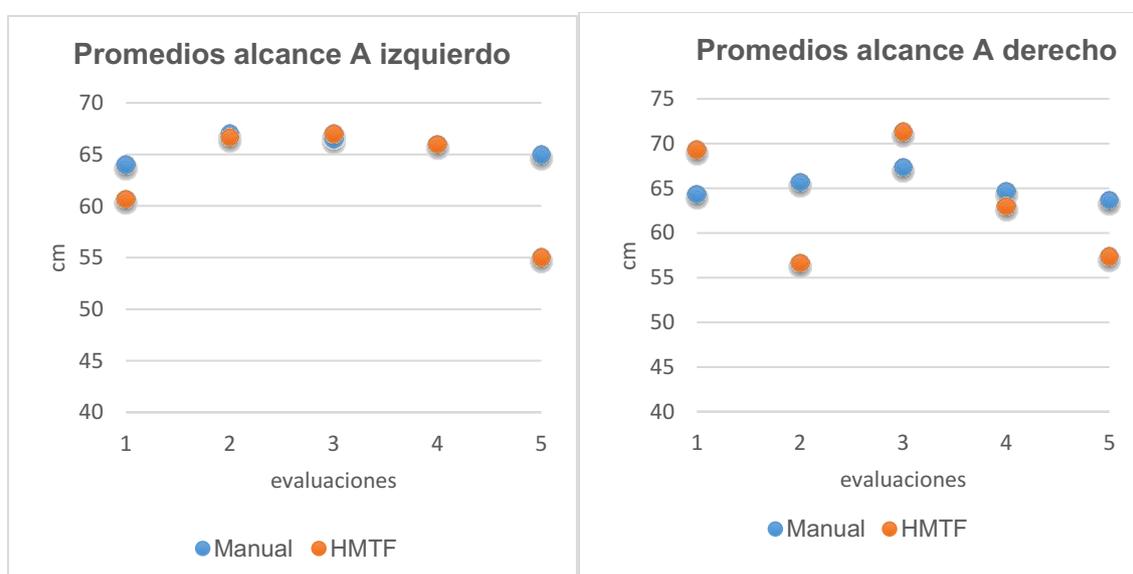
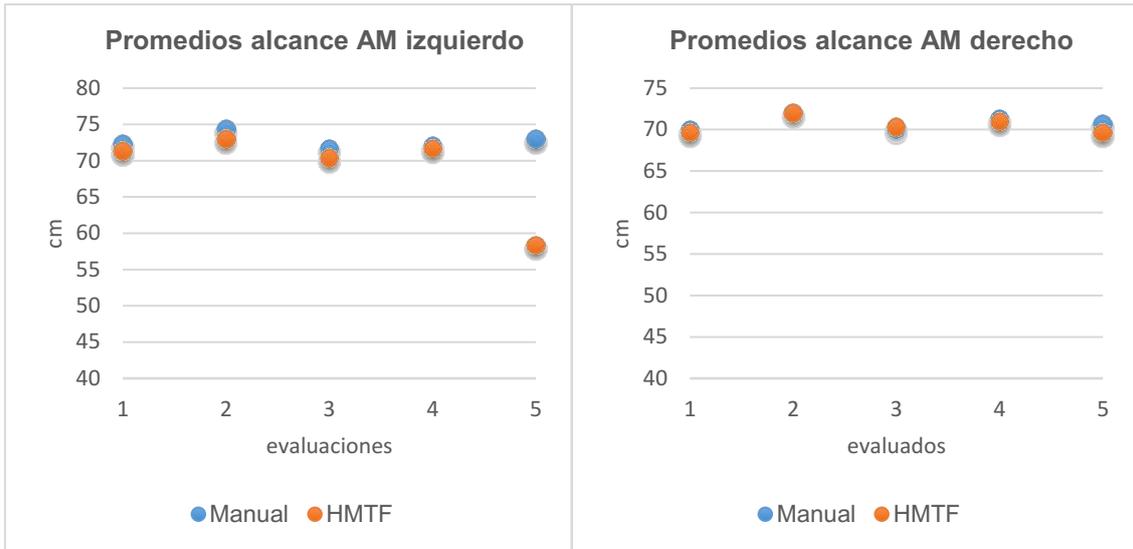


Gráfico 1: promedios de los alcances en las distintas direcciones del test SEBT. En celeste: medición manual, en naranja: medición del HMTF.

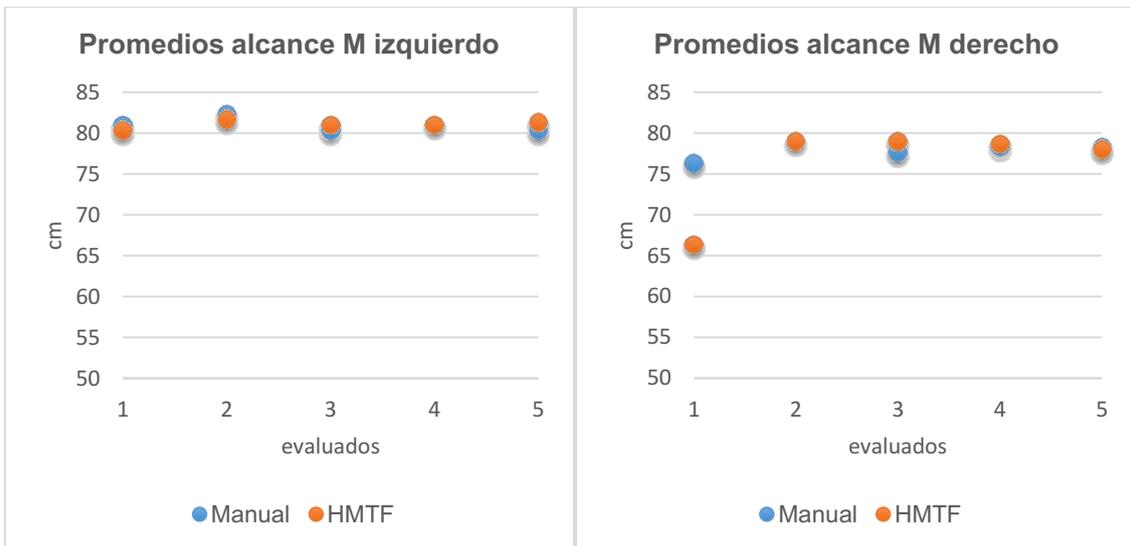
En los gráficos 2 a 9 se puede observar la distribución de las mediciones en cada evaluación. Las muestras más homogéneas resultaron ser los alcances AM derecho, M izquierdo y PM izquierdo y derecho. La dirección que menos correlación tuvo, fue la A derecha (Gráfico 3).



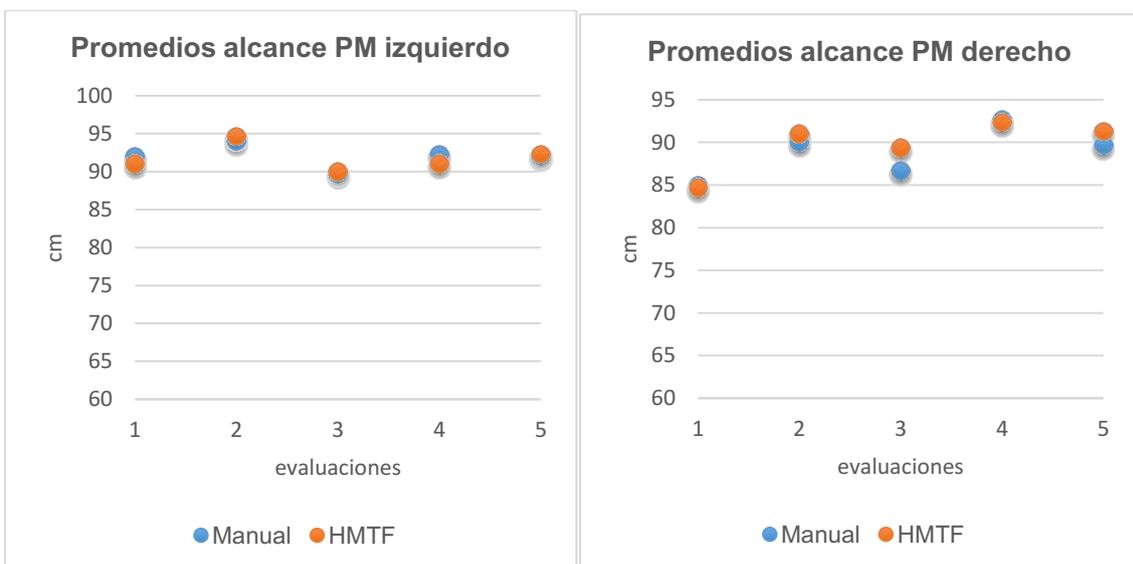
Gráficos 2 y 3: distancias de alcance A, izquierdo y derecho.



Gráficos 4 y 5: distancias de alcance AM, izquierdo y derecho.



Gráficos 6 y 7: distancias de alcance M, izquierdo y derecho.



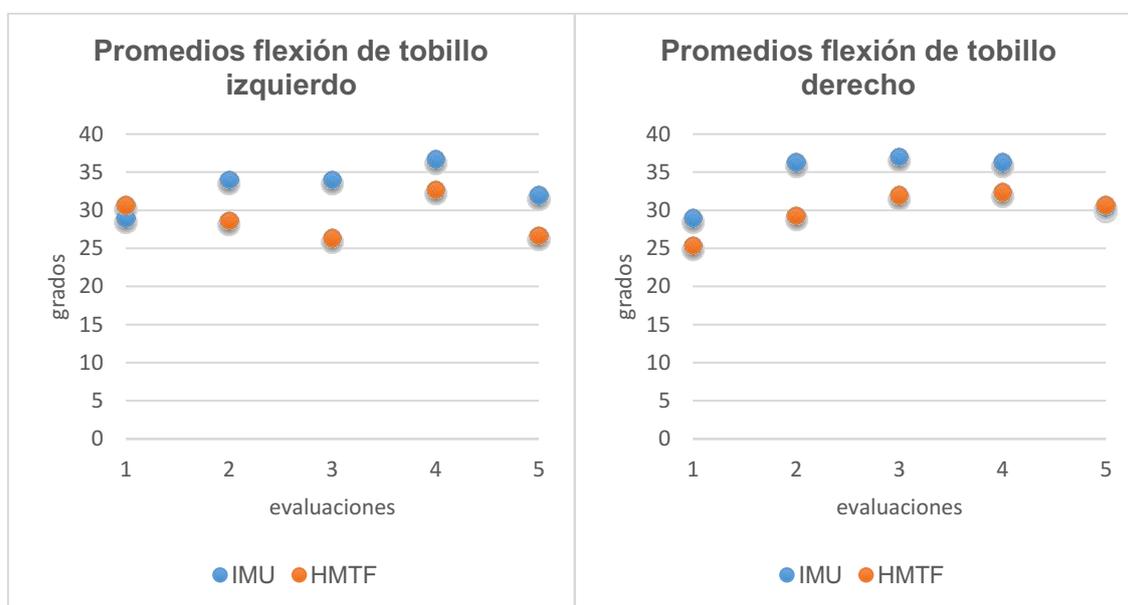
Gráficos 8 y 9: distancias de alcance PM, izquierdo y derecho.

En cuanto a las mediciones con el HMTF y el IMU, para correlacionar la flexión de tobillo en cadena cerrada, se reflejan los valores en la siguiente tabla (Tabla 3) y gráficos (Gráficos 10 y 11).

	Izquierda (°)		Derecha (°)	
	IMU	HMTF	IMU	HMTF
1	29	31	29	25
2	34	29	36	29
3	34	26	37	32
4	37	33	36	32
5	32	27	30	31

Tabla 3: promedios de las mediciones con IMU y con HMTF en el SEBT. Valores en grados.

IMU: sensor inercial; **HMTF:** medición con HMTF.



Gráficos 10 y 11: flexión de tobillo en grados, izquierdo y derecho.

En las gráficas precedentes se observa que hay disparidad en las mediciones de ambos instrumentos. Se encontró correlación en la primera evaluación, para el miembro izquierdo (2° de diferencia); en la quinta evaluación para el miembro derecho (sin diferencias en el promedio de la medición). Sin embargo, las diferencias encontradas no superaron los 8° para el miembro izquierdo (tercera evaluación) y 7° para el miembro derecho (segunda evaluación).

V- Discusión

Hasta abril de 2015, no existían estudios que hayan investigado sobre la calidad de movimiento en el desempeño del SEBT sino que hasta ese momento, solo se tenía como criterio la distancia de alcance. Probablemente, ese motivo sentó las bases para que determinados autores se propusieran analizar la cinemática de las extremidades inferiores y el tronco durante el alcance A ⁽⁵¹⁾. En lo que a la cinemática se refiere, el SEBT es un test que involucra movimientos en los tres planos por lo cual su observación clínica desde un solo plano podría sesgar el análisis. Sin embargo, incorporar una perspectiva donde predomine el plano sagital podría generar la posibilidad de optimizar la calidad del análisis del alcance A incluyendo los ángulos de flexión relativos de cadera y rodilla ⁽⁵¹⁾. Esto justificaría la elección de la vista sagital para el alcance A en el SEBT presentado por el software HMTF, permitiendo valorar la cinemática de los miembros inferiores pero también las rotaciones de cadera y tronco que suceden en el plano transversal, tal como se ha mencionado ⁽¹⁷⁾ gracias a la captación en 3D de la Kinect; y por otro lado, la grabación de video para realizar un análisis posteriormente (solo plano sagital).

Las filmaciones del HMTF durante la evaluación, permiten observar los movimientos evaluados la cantidad de veces necesaria. Igualmente, permite extraer esos videos para realizar mediciones con otros softwares, particularmente aquellos con la Kinect ubicada a 90°. Por otro lado, revisar las filmaciones también permite advertir si el marcador fue perdido en el seguimiento, lo cual dará una medición errónea ya que el HMTF deja de tener el punto de seguimiento en el hallux. Sin embargo, esto demanda un tiempo de procesamiento posterior a la evaluación que no sería del todo coherente con el objetivo de realizar valoraciones en tiempo real pero que es necesario para realizar los reportes con las variables que el evaluador considere. Aun así, es posible que puedan generarse algoritmos para poder realizar un post-procesamiento del video y lograr identificar las articulaciones en las que sea evidente un error de trackeo. De esta manera, se podrían corregir los valores estimados por el HMTF y que, aunque a mayor demanda de tiempo, podría reducir las diferencias encontradas dándole mayor precisión, tal como se encontró en un estudio previo en donde las mediciones de la Kinect se identificaron de manera manual para mejorar la precisión ⁽¹¹⁾, ya que otros

estudios habían encontrado validez pobre al utilizar el algoritmo de trackeo automático ^(13,33).

Si bien es cierto que se ha correlacionado la distancia de alcance con el riesgo de lesión, principalmente para la dirección A ^(57,60), realizar un reporte únicamente con los picos máximos de rango de movimiento sería una valoración escasa, vacía y aislada, cuando es conocido que la cinemática del movimiento es extremadamente compleja y puede brindar vasta información sobre la calidad de movimiento. Debido a ello, las limitaciones de los estudios redundan en que los movimientos se evaluaron al inicio y en los ángulos pico de flexión (coincidiendo con la máxima excursión), dando a entender que la evaluación durante todo el recorrido del movimiento podría brindar mayor validez a la Kinect ⁽²⁹⁾ y el software HMTF. Por lo tanto, la premisa debiera ser procurar recaudar la mayor cantidad de información posible en esos instantes de movimiento que dura la ejecución de la excursión, tanto para la pierna libre como para la de apoyo. Esta cantidad de datos podría incluso disminuir las posibilidades de error estadístico o falsas inferencias. En cuanto a movimientos diferentes al plano sagital, no se han encontrado estudios de la Kinect v2 en donde se incluyan movimientos articulares sobre el eje axial, solo el test de la estrella modificado (Y balance) que no lo pudo valorar ^(16,17). El HMTF, al menos para el SEBT, no valora rotaciones.

En el presente estudio, las distancias de alcance tuvieron una correlación aceptable para todas las direcciones. Se desconoce la correlación estadística, por ejemplo del coeficiente de correlación intraclase (CCI), ya que este procedimiento no se realizó debido al escaso número de valoraciones que no permiten realizar inferencias con relevancia estadística a partir de una muestra pequeña. A raíz del análisis, se interpreta que la dirección A derecha fue la que menos consistencia tuvo entre los dos instrumentos; la dirección A y AM izquierda y la dirección M derecha tuvieron mediciones muy similares, salvo en una evaluación. Las direcciones AM derecha, M izquierda y ambas PM fueron bien correlacionadas. Se desconoce el motivo de la menor precisión para las mediciones de la extremidad derecha (particularmente el alcance A), pudiendo tener influencia la perspectiva del sensor con el segmento a evaluar, las condiciones espaciales del laboratorio, luminosidad, etc. La mayor correlación encontrada de acuerdo a los gráficos (Gráficos 5 y 8 -dirección AM pierna

derecha y PM pierna izquierda-) podría tener relación con la incidencia diagonal del sensor, considerando que fueron varios los estudios que utilizaron esta técnica de angulación de la Kinect con respecto al plano de valoración ^(4,26).

La medición cinemática del HMTF, en este caso solo para la flexión de los tobillos izquierdo y derecho (movimiento de la tibia), no tuvo excelente correlación con el IMU. Al igual que se mencionó para las otras variables medida, no se realizaron valoraciones estadísticas del CCI. De las variables comparadas, fue la que menor correlación tuvo entre los dos instrumentos. Particularmente para la pierna izquierda, hubo una buena correlación en la primera evaluación, no así en las subsiguientes; para la pierna derecha, la mejor relación fue encontrada en la quinta evaluación. La diferencia máxima encontrada entre el HMTF y el IMU fue de 8°, siendo en todos los casos valores más bajos (subestimados) para el primero. En investigaciones futuras, quedaría determinar cuál podría ser un rango de error aceptable en la medición y que mantenga su utilidad clínica (ej: el mínimo cambio detectable –MDC-).

Las mediciones mencionadas anteriormente, no coinciden con Reither et al. donde se evaluaron movimientos de la extremidad superior utilizando ambas versiones de la Kinect y se obtuvo buena confiabilidad por parte de los dos sensores pero el rango de movimiento, en el caso de la Kinect v2, realizó bien la medición para el alcance anterior (del miembro superior) pero sobreestimó los movimientos angulares; en el caso de la Kinect v1, subestimó los movimientos de alcance y sobreestimó los movimientos angulares. En dicho estudio, la conclusión fue que la Kinect es confiable cuando las articulaciones del hombro no están ocluidas ⁽⁴⁷⁾. Se ha considerado que la precisión de la Kinect para ubicar los puntos de referencia, es mayor en los miembros superiores que inferiores, pudiendo evaluar de manera más precisa las tareas funcionales del miembro superior ⁽²⁹⁾. Cabe destacar que para el caso del SEBT, la extremidad inferior a medir queda por delante de la contraria y se realiza con la Kinect ubicada perpendicularmente al sujeto. Es probable que al estar las dos extremidades “superpuestas” en un primer momento, no se pueda realizar un seguimiento preciso y definido para una de ellas; por lo tanto, averiguar la correlación en la medición de los ángulos para las direcciones evaluadas con la Kinect de frente al sujeto, podría ser una línea de investigación a futuro.

McGinley, basado en una revisión sistemática, propuso que los errores hasta 5° en la cinemática de miembro inferior son razonables durante la locomoción. Considerando que las evaluaciones en la práctica clínica suelen ser a través de la observación, investigaciones piloto han demostrado que estas estimaciones contienen errores de hasta 10° lo que conlleva sobre y subestimaciones de los ángulos articulares durante un movimiento de sentadilla ⁽²⁹⁾. Teniendo en cuenta que el SEBT se realiza con una sucesión de sentadillas monopodales, el HMTF ha demostrado subestimaciones para el ángulo de flexión de tobillo durante el alcance A, con la Kinect ubicada perpendicularmente al sujeto evaluado. En la presente investigación, las variables de flexión de rodilla, cadera y flexión de tronco no fueron contrastadas con otro instrumento; como tampoco se realizaron mediciones de la flexión de tobillo en las direcciones AM, M y PM. Con lo cual, esto podría ser considerado para próximas intervenciones.

Wochatz et al. consideran que especialmente para los ángulos pico de rodilla y cadera, un error de 12.2 a 21.4° debería ser crítico para su aplicación en la rehabilitación donde ciertos grados de movimiento estarían contraindicados. Por lo que, en adelante, debería considerarse que pequeñas amplitudes de movimiento pueden ser una fuente de error cuando se evalúa con la Kinect ⁽²⁹⁾, esto sería mayor si solo se tienen uno o dos datos claves del movimiento (ej: flexión pico, contacto inicial). De los resultados encontrados para la flexión de tobillo, ninguno superó los 8° (Anexo 5, Tabla 2).

Se ha mencionado que las direcciones seleccionadas para la evaluación del SEBT en el software HMTF fueron la A, AM, M y PM. Pacientes que tenían valgo en la caída de un DVJ, correlacionaron con manifestar mayor valgo de rodillas en las direcciones A, AM, M, PM y PL. Además, en la dirección M se manifestó menor flexión de rodilla para el grupo valgo; lo cual indicaría un factor de riesgo de lesión de LCA ⁽⁶¹⁾. Se puede considerar entonces que las direcciones elegidas para el SEBT desarrollado en el software HMTF serían las más indicadas para detectar valgo funcional. Sin embargo, las otras variables no fueron analizadas en el presente trabajo, con lo cual se deja otra línea de investigación a futuro.

Es necesario considerar que varios autores confieren buena validez a la Kinect para realizar las evaluaciones ^(18,30) pero no todos ellos utilizaron el software SDK, inherente a este sensor ⁽²⁹⁾. Estos estudios consideran que se puede mejorar la precisión y validez a través de algoritmos y técnicas de

procesamiento de datos, pero su aplicación para el procesamiento en tiempo real durante los ejercicios parece ser limitada debido al complejo y extenso procesamiento post captura ⁽²⁹⁾. El HMTF ha desarrollado una forma particular de reconocimiento de las personas a evaluar, permitiendo identificar a quien se desea evaluar y diferenciándola del resto de las personas que reconoce. Aunque el trackeo que realiza el software HMTF es automático, la selección de los valores cinemáticos y espaciotemporales para realizar un reporte se realiza de forma manual. Esto puede ser una ventaja, permitiendo elegir el dato que se quiere presentar aunque demanda cierto tiempo de procesamiento posterior a la evaluación. Al mismo tiempo, permite advertir si el marcador fue reconocido o no durante el movimiento (o instantes del mismo).

Varios estudios informaron un seguimiento pobre de las articulaciones por parte de la Kinect en cuanto a las referencias anatómicas del talón y el dedo del pie ^(23,24); en cambio, una precisión significativamente más alta para el seguimiento del tobillo ⁽⁸⁾, aunque este último en una posición relativamente estática ⁽¹⁹⁾. Como se ha mencionado, para el software HMTF se ha desarrollado un algoritmo específico para el reconocimiento de un marcador en el dedo del pie. Esto permite ajustar el color del marcador para que lo reconozca, y correr ese punto de reconocimiento del tobillo hacia la punta del dedo hallux, que es la distancia real medida en el SEBT. Las amplias diferencias de medición encontradas en distintas direcciones, invitaron a revisar los videos y hacer un procesamiento posterior a la evaluación. El hallazgo fue que en esas direcciones, el sensor perdió el seguimiento del marcador indicado y la medición fue con error. Excede a los fines de este trabajo conocer por qué el HMTF pierde la capacidad de realizar un seguimiento de los marcadores, pero sin dudas es algo en lo que se deberá seguir trabajando para lograr mejorar la validez y confiabilidad de las mediciones.

El software desarrollado permite realizar la valoración del SEBT con 3 intentos para cada dirección de alcance. Hay autores que han determinado que los valores de alcance se estabilizan luego de 4 ensayos ⁽⁵²⁾, por este motivo el software HMTF propone la realización de solo 3 mediciones consecutivas en cada dirección.

La revisión de Wochatz et al. (2019) concluye que se debe progresar en el desarrollo de softwares avanzados para el procesamiento de la información en

tiempo real, que mejoren la precisión y validez de la Kinect. Por lo cual, hasta ahora, al menos en el campo de la rehabilitación temprana, su aplicación es limitada ⁽²⁹⁾. Sin embargo, como se ha mencionado, hay otros estudios que encontraron fiable este instrumento para el screening de lesiones ^(8,43,65).

Las investigaciones deberían continuar en esta línea para refinar los métodos de evaluación a través de la Kinect u otros sensores de profundidad, ajustando también la resolución y el seguimiento de los núcleos articulares en versiones posteriores. Algunos investigadores sostienen que podría mejorarse el seguimiento de la cinemática de miembros inferiores en el plano frontal a través de la utilización de marcadores en cadera, rodilla y tobillo; aunque se debería considerar que no sean reflectivos por cuestiones de interferencia mencionadas previamente ⁽⁴⁶⁾. Al respecto, se desconoce si en los estudios analizados esta “interferencia” fue corregida a través de filtros u otras técnicas, ya que podrían haber resultado en mediciones engañosas.

En cuanto al sensor, Microsoft ha discontinuado la fabricación del dispositivo Kinect a finales del 2017 y a principios del 2018, el adaptador USB, necesario para poder conectar el dispositivo a la PC ⁽⁹⁾. Esto puede manifestar una limitación a la hora de masificar el software desarrollado (HMTF), aunque el sensor se puede adquirir en el mercado.

Por otro lado, aumentar la frecuencia de captación de imágenes de la cámara RGB del sensor Kinect podría convertirlo en una herramienta de alta gama para el análisis de movimientos con el potencial de mejorar su calidad en altas velocidades.

Considerando que el desarrollo del software HMTF sigue en proceso, existen también otros test con potencial incorporación, que tienen criterios clínicos de puntuación, niveles aceptables de confiabilidad y que evalúan otros movimientos funcionales aplicables a los gestos deportivos como el tuck jump, el descenso lateral de escalón (lateral step down test), la sentadilla monopodal (SLS) ⁽⁵¹⁾ y el drop jump. Sin embargo, principalmente para los saltos, se debería esperar por un aumento en la adquisición de imágenes por parte del sensor (mayor a 30 Hz).

En conclusión, las cámaras 3D y los softwares de reconocimiento de posición son prometedores como herramientas para la evaluación de la función física. Sin embargo, los beneficios de estos sistemas se deben comparar con la imprecisión inherente a los mismos. En algunas instancias las valoraciones pueden ser

“suficientes”, sobre todo en cuestiones de costo/calidad; sin embargo, para muchos de los usos de las cámaras 3D proveerían información inválida. Debido al constante lanzamiento de nuevas tecnologías y métodos de software para aprovechar el potencial de las cámaras 3D, se debe realizar una investigación consistente para validar los hallazgos antes de que sean implementados como herramientas de evaluación ⁽⁴⁷⁾.

Resumiendo, la valoración del SEBT a través de un análisis 3D con el software HMTF brinda los resultados de alcance de manera objetiva y en tiempo real, además de aportar información de la cinemática del movimiento. A partir de esto, permite vincular un patrón de movimiento con un desempeño no favorable además de identificar factores de riesgo de lesión. A raíz de lo expuesto en párrafos anteriores, el HMTF demostró precisión y consistencia para la medición de los alcances en las distintas direcciones con el uso de marcadores, pero queda perfeccionar su desempeño para la medición del ángulo de tobillo aun sabiendo que es una articulación que otros estudios han optado por no medir, ya que la Kinect ha mostrado limitaciones para esa medición. Sin embargo, para rodilla y cadera el sensor Kinect sí ha demostrado consistencia con el 3DMA pero en el presente estudio no fueron medidas, debido a la necesidad de otros instrumentos que valoren el ángulo relativo de dos segmentos en movimiento.

Luego de las 5 mediciones realizadas, se puede concluir que el HMTF demostró validez y confiabilidad en las mediciones para las distancias de alcance. No sucedió lo mismo con la medida de flexión de tobillo, en donde en algunas evaluaciones se correlacionó la tendencia en la medición en los 3 intentos de cada dirección, pero la medición no fue exacta (Anexo 5, Tabla 2).

Diez años atrás, algunos autores sugerían la necesidad de poder identificar el momento de máximo alcance de manera exacta, y poder correlacionarlo con la cinemática de cadera y rodilla; al mismo tiempo, que esta medición automática pudiera eliminar el error del evaluador al realizar el seguimiento con la mirada, marcar e informar el puntaje total de alcances ⁽⁵⁸⁾. Hoy, algunas de estas cuestiones, a nivel clínico y a bajo costo, parecerían encontrar solución.

VI- Conclusión

El presente estudio revisó la literatura exponiendo la utilidad del sensor Kinect en la valoración de test funcionales, encontrando vasta evidencia que lo avale demostrando validez y confiabilidad en las mediciones sobre todo teniendo en cuenta la relación costo/información que brinda.

En segundo lugar, se correlacionó el software HMTF, que utiliza un sensor Kinect, con otros dos métodos de medición, encontrando una relación aceptable con próspera utilidad clínica y aplicabilidad para el screening de lesiones. Resta a futuro, trabajar en la sensibilidad de las mediciones cinemáticas y determinar la validez del instrumento, con mayor número de evaluaciones que permitan una inferencia estadística significativa.

Queda demostrada la utilidad clínica de la Kinect y el HMTF en los siguientes puntos:

- Practicidad en el registro de datos sin necesidad de realizar mediciones manuales, lo cual podría reducir el tiempo requerido en una evaluación convencional;
- Evalúa en 3D de manera objetiva, realizando las mediciones en simultáneo de flexiones en el plano sagital y de distancia;
- Brinda datos en tiempo real;
- Solo demanda un recurso humano como operador del equipo;
- Tiene una interfaz amigable y clara para el usuario;
- Genera reportes en formato PDF (digitales o imprimibles), detallando los máximos rangos de movimiento articulares y los alcances de las distintas direcciones.

VII- Referencias bibliográficas

1. Choppin S, Lane B, Wheat J. The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement. *Sports Technol* [Internet]. 2014 [citado 11 de septiembre de 2018];7(1–2):98–105. Disponible en: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/19346182.2014.968165>
2. Neumann DA. Fundamentos de rehabilitación física. *Cinesiología del sistema musculoesquelético*. Paidotribo; 2007. 79–88 p.
3. Mousavi Hondori H, Khademi M. A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation. *J Med Eng*. 2014;2014:846514.
4. Moreno F-Á, Merchán-Baeza JA, González-Sánchez M, González-Jiménez J, Cuesta-Vargas AI. Experimental Validation of Depth Cameras for the Parameterization of Functional Balance of Patients in Clinical Tests. *Sensors*. 22 de febrero de 2017;17(2).
5. Instituto Biomecánico de Valencia. *Técnicas biomecánicas para el análisis de movimientos*. 2018.
6. Lesmes JD. *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Ed. Médica Panamericana; 2007. 102 p.
7. Guess TM, Razu S, Jahandar A, Skubic M, Huo Z. Comparison of 3D Joint Angles Measured With the Kinect 2.0 Skeletal Tracker Versus a Marker-Based Motion Capture System. *J Appl Biomech*. 2017;33(2):176–81.
8. Eltoukhy M, Kuenze C, Oh J, Apanovitch E, Butler L, Signorile JF. Concurrent Validity of Depth Sensing Cameras for Non-Contact ACL Injury Screening During Side-Cut Maneuvers in Adolescent Athletes: A Preliminary Study. *J Appl Biomech* [Internet]. 2018 [citado 12 de septiembre de 2018];1–27. Disponible en: <https://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.2018-0105>
9. Guzsvinecz T, Szucs V, Sik-Lanyi C. Suitability of the Kinect Sensor and Leap Motion Controller-A Literature Review. *Sensors*. 2019;19(5).
10. Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AIT. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med - Open*. 2018;4(1):24.

11. Mentiplay BF, Hasanki K, Perraton LG, Pua Y-H, Charlton PC, Clark RA. Three-dimensional assessment of squats and drop jumps using the Microsoft Xbox One Kinect: Reliability and validity. *J Sports Sci.* 1 de marzo de 2018;1–8.
12. Stone EE, Butler M, McRuer A, Gray A, Marks J, Skubic M. Evaluation of the Microsoft Kinect for screening ACL injury. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf.* 2013;2013:4152–5.
13. Eltoukhy M, Kelly A, Kim C-Y, Jun H-P, Campbell R, Kuenze C. Validation of the Microsoft Kinect® camera system for measurement of lower extremity jump landing and squatting kinematics. *Sports Biomech.* 2016;15(1):89–102.
14. Nyman E, Armstrong CW. Real-time feedback during drop landing training improves subsequent frontal and sagittal plane knee kinematics. *Clin Biomech [Internet].* 2015 [citado 3 de noviembre de 2018];30(9):988–94. Disponible en:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003315001825>
15. Gray AD, Willis BW, Skubic M, Huo Z, Razu S, Sherman SL, et al. Development and Validation of a Portable and Inexpensive Tool to Measure the Drop Vertical Jump Using the Microsoft Kinect V2. *Sports Health.* 2017;9(6):537–44.
16. Kotsifaki A, Whiteley R, Hansen C. Dual Kinect v2 system can capture lower limb kinematics reasonably well in a clinical setting: concurrent validity of a dual camera markerless motion capture system in professional football players. *BMJ Open Sport — Exerc Med [Internet].* 2018 [citado 4 de febrero de 2019];4(1). Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6307561/>
17. Eltoukhy M, Kuenze C, Oh J, Wooten S, Signorile J. Kinect-based assessment of lower limb kinematics and dynamic postural control during the star excursion balance test. *Gait Posture.* octubre de 2017;58:421–7.
18. Schmitz A, Ye M, Boggess G, Shapiro R, Yang R, Noehren B. The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as compared to a marker based system. *Gait Posture.* 2015;41(2):694–8.

19. Clark RA, Pua Y-H, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L, et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture*. 2012;36(3):372–7.
20. Müller B, Ilg W, Giese MA, Ludolph N. Validation of enhanced kinect sensor based motion capturing for gait assessment. *PLOS ONE* [Internet]. 2017 [citado 4 de noviembre de 2018];12(4):e0175813. Disponible en: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0175813>
21. Gao Z, Yu Y, Zhou Y, Du S. Leveraging Two Kinect Sensors for Accurate Full-Body Motion Capture. *Sensors*. 2015;15(9):24297–317.
22. Sinha S, Bhowmick B, Sinha A, Das A. Accurate estimation of joint motion trajectories for rehabilitation using Kinect. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf*. 2017;2017:3864–7.
23. Clark RA, Pua Y-H, Oliveira CC, Bower KJ, Thilarajah S, McGaw R, et al. Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control. *Gait Posture*. 2015;42(2):210–3.
24. Xu X, McGorry RW, Chou L-S, Lin J-H, Chang C-C. Accuracy of the Microsoft Kinect for measuring gait parameters during treadmill walking. *Gait Posture*. 2015;42(2):145–51.
25. Amini A, Banitsas K. An improved technique for increasing the accuracy of joint-to-ground distance tracking in kinect v2 for foot-off and foot contact detection. *J Med Eng Technol*. 2019;1–11.
26. Geerse D, Coolen B, Kolijn D, Roerdink M. Validation of Foot Placement Locations from Ankle Data of a Kinect v2 Sensor. *Sensors* [Internet]. 2017 [citado 11 de mayo de 2019];17(10). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5677405/>
27. Fernández-Baena A, Susin T, Lligadas X. Biomechanical Validation of Upper-Body and Lower-Body Joint Movements of Kinect Motion Capture Data for Rehabilitation Treatments. En: *Proceedings of the 2012 4th International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems, INCoS 2012*. 2012. p. 656–61.
28. Dutta T. Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Appl Ergon*. julio de 2012;43(4):645–9.

29. Wochatz M, Tilgner N, Mueller S, Rabe S, Eichler S, John M, et al. Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises. *Gait Posture*. 2019;70:330–5.
30. Mentiplay BF, Hasanki K, Perraton LG, Pua Y-H, Charlton PC, Clark RA. Three-dimensional assessment of squats and drop jumps using the Microsoft Xbox One Kinect: Reliability and validity. *J Sports Sci*. 2018;1–8.
31. Grooten WJA, Sandberg L, Ressman J, Diamantoglou N, Johansson E, Rasmussen-Barr E. Reliability and validity of a novel Kinect-based software program for measuring posture, balance and side-bending. *BMC Musculoskelet Disord*. 08 de 2018;19(1):6.
32. Rocha AP, Choupina HMP, Vilas-Boas M do C, Fernandes JM, Cunha JPS. System for automatic gait analysis based on a single RGB-D camera. Rogan S, editor. *PLOS ONE* [Internet]. 2018 [citado 3 de noviembre de 2018];13(8):e0201728. Disponible en: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0201728>
33. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Pua Y-H, McGaw R, Heywood S, et al. Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. *J Biomech* [Internet]. 2015 [citado 4 de noviembre de 2018];48(10):2166–70. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929015002985>
34. Eltoukhy M, Oh J, Kuenze C, Signorile J. Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. *Gait Posture*. 2017;51:77–83.
35. Mortazavi F, Nadian-Ghomsheh A. Stability of Kinect for range of motion analysis in static stretching exercises. Rogan S, editor. *PLOS ONE* [Internet]. 2018 [citado 4 de noviembre de 2018];13(7):e0200992. Disponible en: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0200992>
36. Mobini A, Behzadipour S, Saadat Foumani M. Accuracy of Kinect's skeleton tracking for upper body rehabilitation applications. *Disabil Rehabil Assist Technol*. julio de 2014;9(4):344–52.
37. Huber M, L. Seitz A, Leeser M, Sternad D. Validity and reliability of kinect for measuring shoulder joint angles. *Proc IEEE Annu Northeast Bioeng Conf NEBEC*. 2 de diciembre de 2014;2014.

38. Matsen FA, Lauder A, Rector K, Keeling P, Cheronas AL. Measurement of active shoulder motion using the Kinect, a commercially available infrared position detection system. *J Shoulder Elbow Surg.* febrero de 2016;25(2):216–23.
39. Zulkarnain RF, Kim G-Y, Adikrishna A, Hong HP, Kim YJ, Jeon I-H. Digital data acquisition of shoulder range of motion and arm motion smoothness using Kinect v2. *J Shoulder Elbow Surg [Internet].* 2017 [citado 4 de noviembre de 2018];26(5):895–901. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274616305717>
40. Huber M, Leeser M, Sternad D, Seitz AL. Accuracy of kinect for measuring shoulder joint angles in multiple planes of motion. En: 2015 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR). 2015. p. 170–1.
41. Cai L, Ma Y, Xiong S, Zhang Y. Validity and Reliability of Upper Limb Functional Assessment Using the Microsoft Kinect V2 Sensor. *Appl Bionics Biomech.* 2019;2019:7175240.
42. Sherman SL, Gulbrandsen TR, Miller SM, Guess T, Willis BW, Blecha KM, et al. Mass Screening of Youth Athletes for High Risk Landing Patterns using a Portable and Inexpensive Motion Sensor Device. *Orthop J Sports Med [Internet].* 29 de julio de 2016 [citado 8 de mayo de 2019];4(7 suppl4). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4968261/>
43. Gray AD, Marks JM, Stone EE, Butler MC, Skubic M, Sherman SL. Validation of the Microsoft Kinect as a Portable and Inexpensive Screening Tool for Identifying ACL Injury Risk. *Orthop J Sports Med [Internet].* 2014 [citado 9 de mayo de 2019];2(2 Suppl). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4597572/>
44. Zhiyu Huo null, Griffin J, Babiuch R, Gray A, Willis B, Marjorie S, et al. Examining the feasibility of a Microsoft Kinect™ based game intervention for individuals with anterior cruciate ligament injury risk. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf.* 2015;2015:7059–62.
45. Guess TM, Razu S, Jahandar A, Skubic M, Huo Z. Comparison of 3D Joint Angles Measured With the Kinect 2.0 Skeletal Tracker Versus a Marker-Based Motion Capture System. *J Appl Biomech.* abril de 2017;33(2):176–81.

46. Naeemabadi Mr, Dinesen B, Andersen OK, Hansen J. Investigating the impact of a motion capture system on Microsoft Kinect v2 recordings: A caution for using the technologies together. *PloS One*. 2018;13(9):e0204052.
47. Clark RA, Mentiplay BF, Hough E, Pua YH. Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives. *Gait Posture*. 2019;68:193–200.
48. Stroube BW, Myer GD, Brent JL, Ford KR, Heidt RS, Hewett TE. Effects of Task-Specific Augmented Feedback on Deficit Modification During Performance of the Tuck-Jump Exercise. *J Sport Rehabil [Internet]*. 2013 [citado 8 de noviembre de 2018];22(1):7–18. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4168972/>
49. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Tuck Jump Assessment for Reducing Anterior Cruciate Ligament Injury Risk. *Athl Ther Today J Sports Health Care Prof [Internet]*. 2008 [citado 21 de noviembre de 2018];13(5):39–44. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2779043/>
50. Kristianslund E, Krosshaug T. Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Screening. *Am J Sports Med [Internet]*. 2013 [citado 21 de noviembre de 2018];41(3):684–8. Disponible en: <https://doi.org/10.1177/0363546512472043>
51. Ness BM, Taylor AL, Haberl MD, Reuteman PF, Borgert AJ. Clinical observation and analysis of movement quality during performance on the star excursion balance test. *Int J Sports Phys Ther*. 2015;10(2):168–77.
52. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *J Athl Train [Internet]*. 2012 [citado 12 de noviembre de 2018];47(3):339–57. Disponible en: <http://natajournals.org/doi/10.4085/1062-6050-47.3.08>
53. Dobija L, Coudeyre E, Pereira B. Measurement properties of the Star Excursion Balance Test in the anterior crucial ligament-deficient subjects – preliminary analysis. *Ann Phys Rehabil Med [Internet]*. 2016 [citado 15 de

- noviembre de 2018];59:e18. Disponible en:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065716301233>
54. Johansson A-C, Karlsson H. The Star Excursion Balance Test: Criterion and divergent validity on patients with femoral acetabular impingement. *Man Ther* [Internet]. 2016 [citado 11 de noviembre de 2018];26:104–9. Disponible en:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X16306944>
55. Hooper TL, James CR, Brismée J-M, Rogers TJ, Gilbert KK, Browne KL, et al. Dynamic balance as measured by the Y-Balance Test is reduced in individuals with low back pain: A cross-sectional comparative study. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2016 [citado 13 de noviembre de 2018];22:29–34. Disponible en:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1466853X16300232>
56. Kanko LE, Birmingham TB, Bryant DM, Gillanders K, Lemmon K, Chan R, et al. The star excursion balance test is a reliable and valid outcome measure for patients with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2018;
57. Jaber H, Lohman E, Daher N, Bains G, Nagaraj A, Mayekar P, et al. Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PloS One*. 2018;13(8):e0201479.
58. Robinson RH, Gribble PA. Support for a Reduction in the Number of Trials Needed for the Star Excursion Balance Test. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2008 [citado 13 de noviembre de 2018];89(2):364–70. Disponible en: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307016449>
59. Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-Kramer LC. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2006 [citado 13 de noviembre de 2018];36(3):131–7. Disponible en:
<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2006.36.3.131>
60. McCann RS, Crossett ID, Terada M, Kosik KB, Bolding BA, Gribble PA. Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*. 2017;20(11):992–6.
61. Uebayashi K, Akasaka K, Tamura A, Otsudo T, Sawada Y, Okubo Y, et al. Characteristics of trunk and lower limb alignment at maximum reach during

- the Star Excursion Balance Test in subjects with increased knee valgus during jump landing. *PloS One*. 2019;14(1):e0211242.
62. Sarto F, Grigoletto D, Baggio E, Paoli A, Marcolin G. Do lower limb previous injuries affect balance performance? An observational study in volleyball players. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med*. 2019;37:49–53.
63. Eltoukhy MA, Kuenze C, Oh J, Signorile JF. Validation of Static and Dynamic Balance Assessment Using Microsoft Kinect for Young and Elderly Populations. *IEEE J Biomed Health Inform*. enero de 2018;22(1):147–53.
64. Vilas-Boas M do C, Choupina HMP, Rocha AP, Fernandes JM, Cunha JPS. Full-body motion assessment: Concurrent validation of two body tracking depth sensors versus a gold standard system during gait. *J Biomech*. 2019;87:189–96.
65. Stone EE, Butler M, McRuer A, Gray A, Marks J, Skubic M. Evaluation of the Microsoft Kinect for screening ACL injury. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf*. 2013;2013:4152–5.

VIII- Anexos

ANEXO 1: Utilización del sensor en perspectiva diagonal.

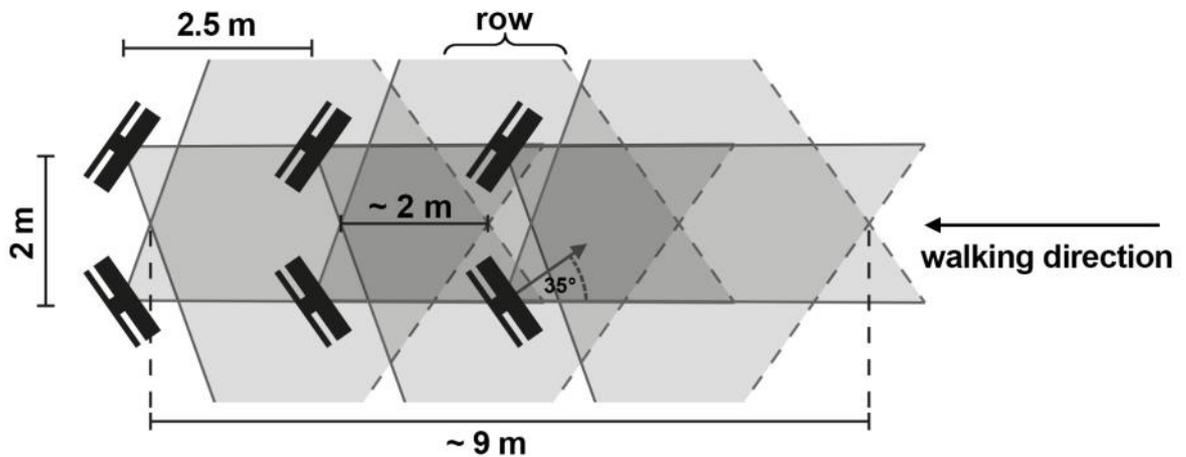


Imagen 1. Disposición de las 6 Kinect para el análisis de la marcha (Müller et al., 2017) ⁽²⁰⁾

ANEXO 2: Características comparativas de las versiones del sensor.

	Kinect v1	Kinect v2
Dimensions	27.94 cm × 6.35 cm × 3.81 cm [105]	24.9 cm × 6.6 cm × 6.7 cm [106]
Color resolution and fps	640 × 380 at 30 fps or 1280 × 720 at 12 fps	1920 × 1080 at 30 fps
IR resolution and fps	640 × 480 at 30 fps	512 × 424 at 30 fps
Depth resolution and fps	320 × 240 at 30 fps	512 × 424 at 30 fps
Field of view wide-angle lens	57° horizontal, 43° vertical	70° horizontal, 60° vertical
Specified min. distance	0.4 m or 0.8 m	0.5 m
Recommended min. distance	1.8 m	1.4 m
Tested min. distance	1 m	0.7 m
Specified max. distance	4 m	4.5 m
Tested max. distance	6 m	4 m
Active infrared	Not available	Available
Measurement method	Infrared structured light	Time of Flight
Minimum latency	102 ms	20 ms
Microphone array	4 microphones, 16 kHz	4 microphones, 48 kHz
Tilt-motor	Available, ±27° [107]	Not available
Temperature	Weak correlation	Strong correlation
More distance	Less accuracy	Same accuracy
Striped depth image	Increases with depth	No stripes on image
Depth precision	Higher	Less
Flying pixels	Not present	Present if surface is not flat
Environment color	Depth estimation unaffected	Affects depth estimation
Multipath interference	Not present	Present
Angles affect precision	No	No
Precision decreasing	Second order polynomial	No math. behavior

Imagen 2: Comparación de especificaciones técnicas de la Kinect v1 vs. Kinect v2

(Guzsvinecz et al., 2019) ⁽⁹⁾

ANEXO 3: Interfaz del HMTF en procesamiento de datos posterior a la evaluación.

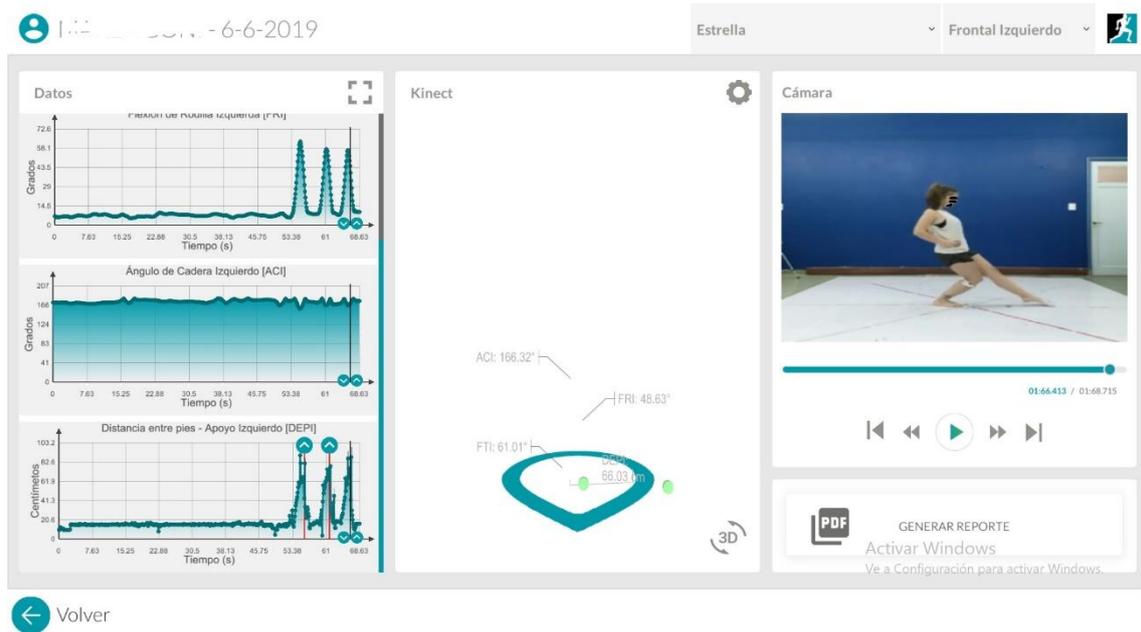


Imagen 3: test de la estrella, medición del alcance anterior (pierna izquierda) con la Kinect ubicada a 90°. Los puntos verdes que se observan en el centro inferior de la imagen, son los marcadores en ambos hallux.

ANEXO 4: Mediciones cinemáticas del HMTF con recreación de un avatar.

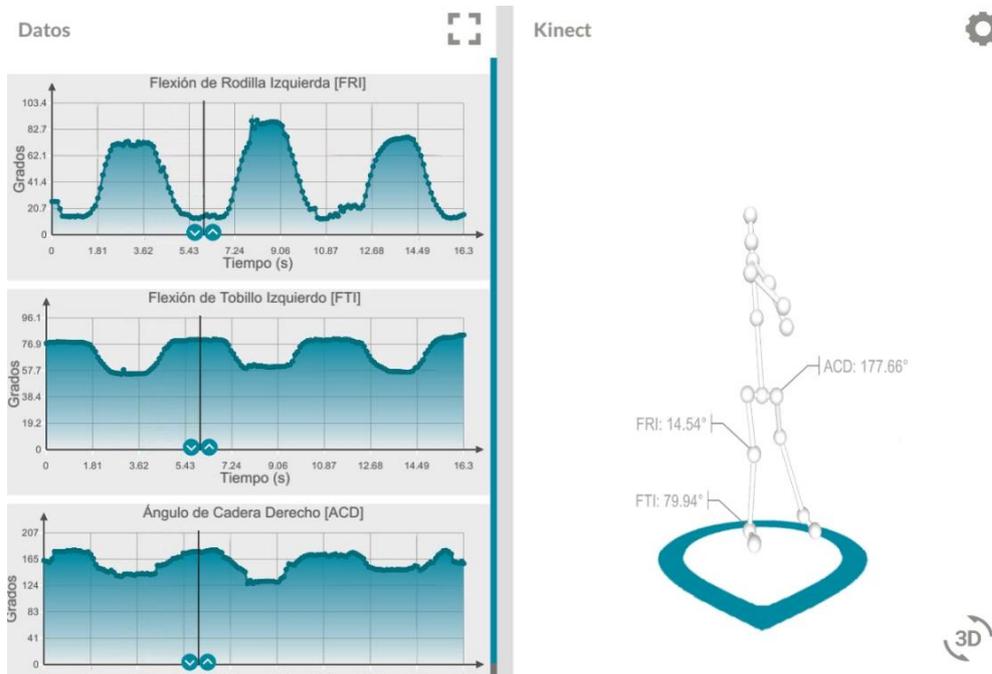


Imagen 4: Imagen del software HMTF. A la izquierda, ángulos de rodilla, tobillo y cadera; a la derecha, el avatar recreando los movimientos de la persona evaluada.

ANEXO 5: detalle de las mediciones realizadas (distancias y flexión de tobillo).

	MI A1	MI A2	MI A3	KI A1	KI A2	KI A3	MI AM1	MI AM2	MI AM3	KIA M1	KIA M2	KIA M3	MI M1	MI M2	MI M3	KI M1	KI M2	KI M3	MIP M1	MIP M2	MIP M3	KIP M1	KIP M2	KIP M3
1	66	67	69	59	61	62	72	72	73	70	71	73	81	80	82	80	78	83	90	92	94	90	90	93
2	67	68	67	65	67	68	74	74	75	72	73	74	81	82	84	80	82	83	93	94	95	95	94	95
3	65	67	68	63	69	69	71	72	72	71	71	69	80	80	81	80	80	83	89	88	92	88	90	92
4	66	66	67	67	65	66	72	71	73	72	71	72	79	82	82	81	81	81	91	92	94	89	91	93
5	64	66	66	52	56	58	72	73	74	57	58	60	80	81	80	79	82	83	91	91	94	92	91	94

Tabla 1: Detalle de cada medición en las distintas direcciones de alcance, para miembro izquierdo.
MI: medición manual; **KI:** medición con HMTF.

	MD A1	MD A2	MD A3	KD A1	KD A2	KD A3	MDA M1	MDA M2	MDA M3	KDA M1	KDA M2	KDA M3	MD M1	MD M2	MD M3	KD M1	KD M2	KD M3	MDP M1	MDP M2	MDP M3	KDP M1	KDP M2	KDP M3
1	62	65	66	80	66	62	69	69	72	68	69	72	75	76	78	66	52	81	82	86	87	82	85	87
2	65	65	67	55	57	58	71	72	73	71	72	73	78	79	80	78	79	80	91	91	88	92	93	88
3	69	67	66	67	74	73	70	69	71	71	69	71	74	79	80	76	81	80	81	87	92	80	92	96
4	62	65	67	60	65	64	70	71	73	70	70	73	77	78	80	77	78	81	90	93	95	90	94	93
5	61	64	66	56	59	57	70	70	72	68	69	72	75	79	81	76	78	80	83	92	94	90	93	91

Tabla 2: Detalle de cada medición en las distintas direcciones de alcance, para miembro derecho.
MI: medición manual; **KI:** medición con HMTF.

	IZQUIERDA						DERECHA					
	IMUA1	IMUA2	IMUA3	HMTFA1	HMTFA2	HMTFA3	IMUA1	IMUA2	IMUA3	HMTFA1	HMTFA2	HMTFA3
1	29	29	29	32	30	30	29	29	29	27	24	25
2	33	33	36	31	28	27	36	35	38	28	30	30
3	32	37	33	26	27	26	36	37	38	30	32	34
4	36	36	38	34	32	32	35	36	38	30	33	34
5	32	30	34	29	25	26	28	30	33	30	32	30

Tabla 3: Detalle de cada medición en la flexión de tobillo, para miembro izquierdo y derecho. **IMU:** sensor inercial; **HMTF:** Human Motion Test Funcionales.