

# **ANALISIS DE LA FIABILIDAD RELATIVA Y ABSOLUTA DE LA EVALUACIÓN MOTORA MEDIANTE KINECT**



**Universidad de Almería. Máster de Investigación en Medicina y  
Ciencias de la Salud**

**Autor: Celia Piquer Martínez**

**Tutor: Gracia María Castro de Luna**

**Junio 2017**



INDICE	PAGINA
RESUMEN.....	2
INTRODUCCIÓN.....	3
Escalas de evaluación motora que existen en la actualidad...	4
Evaluación motora con analizadores de movimiento.....	10
Sensor Kinect. Componentes. Funciones.....	17
Importancia de la fiabilidad de un instrumento de medida.....	19
JUSTIFICACIÓN.....	20
HIPÓTESIS.....	21
OBJETIVOS.....	21
SUJETOS Y MÉTODOS.....	22
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	29
RESULTADOS.....	30
DISCUSIÓN.....	36
CONCLUSIONES.....	42
BIBLIOGRAFÍA.....	43
ANEXOS.....	48

## Resumen

En el presente estudio se analiza la fiabilidad relativa y absoluta en una serie de maniobras realizadas a partir del sistema de evaluación Kinect, una cámara de realidad virtual. Tal y como apoya la literatura científica, la realidad virtual está presente en diferentes ámbitos clínicos, desde terapias alternativas hasta evaluaciones a nivel deportivo. Se trata de un estudio observacional en personas sanas, cuyos criterios de inclusión fueron: hombres y mujeres sanos entre 18 a 40 años sin patologías o lesiones en estructuras osteoarticulares o músculo ligamentosas en los últimos 6 meses y sin que se encontraran sometidos a tratamiento farmacológico con influencia a nivel motor.

Se incluyeron 52 personas en el estudio, de las cuales 29 (edad media de 24 años), completaron el periodo de evaluación.

Los resultados de la fiabilidad relativa fueron excelentes en variables como la amplitud de paso de la pierna derecha (CCI=0,95), amplitud de paso de la pierna izquierda (CCI=0,92) o equilibrio de la pierna izquierda (CCI=0,90). Valores moderados para las demás variables.

La fiabilidad absoluta, medida mediante el coeficiente de variación, fue buena en la mayoría de las variables.

Los datos ofrecidos por la Kinect con respecto a la evaluación motora son esperanzadores, pero es necesario un mayor número de estudios y mejoras del software para que los resultados sean concluyentes. Su impacto clínico y versatilidad como herramienta suponen una ambición para el futuro.

**Palabras clave:** Evaluación motora, Kinect, realidad virtual, fiabilidad.

## Introducción

Hoy en día los avances tecnológicos suponen una revolución en todos los ámbitos de nuestra vida. La inclusión de la realidad 3D, de la mano de los videojuegos, es útil no solamente en lo recreativo y social. Existen una amplia gama de sensores de movimiento visuales o inerciales para el seguimiento del cuerpo en los denominados “serious games” o “exergames”, que pretenden, mediante la tecnología de los videojuegos, simular situaciones reales. Han demostrado su eficacia clínica en la mejora de la ejecución del ejercicio, el equilibrio corporal, la flexibilidad de las articulaciones y la fuerza muscular.<sup>1</sup>

Con la aparición de los nuevos sensores, el número de aplicaciones aumenta potencialmente. Las aplicaciones se benefician así especialmente de la creciente precisión y robustez de los sensores 3D y caída de precios. Las aplicaciones de los sensores 3D incluyen tareas industriales, seguimiento de personas y objetos, análisis de movimiento, animación de personajes y reconstrucción de escenas 3D. Estas aplicaciones tienen requisitos diferentes en cuanto a términos de resolución, velocidad, distancia y características de destino. Particularmente, la reconstrucción de interfaces de usuarios basadas en gestos es particularmente difícil. Los sensores en el caso de grado de consumidor ofrecen una exactitud de posicionamiento limitada en esta función.<sup>2</sup>

La creación de laboratorios de análisis de movimiento, por ejemplo, en Madrid en la Universidad Rey Juan Carlos<sup>3</sup> y en otras ciudades de España, pone de manifiesto la aplicabilidad para la sociedad y la demanda que presenta la tecnología 3D. Ofrecen servicios como: Análisis de movimiento en patologías neurológicas (daño cerebral adquirido, TCE) parálisis cerebral adulta e infantil, patologías degenerativas del movimiento (Parkinson, esclerosis múltiple); Análisis del movimiento y marcha en patologías musculoesqueléticas (miembros superiores e inferiores, coxartrosis, gonartrosis); Aplicabilidad y estudio de la funcionalidad de los dispositivos ortésicos, prótesis y productos de apoyo; Estudio de la marcha en patología deportiva; Análisis y diagnóstico de trastornos del equilibrio; Valoración del daño corporal y de la discapacidad (accidentes laborales, accidentes de tráfico, responsabilidad civil); Evaluación laboral y ergonómica; Evaluación de la efectividad de programas de entrenamiento, rehabilitación y cualquier intervención terapéutica médica o quirúrgica.

La industria del videojuego ha experimentado un fuerte desarrollo en los últimos años, y en la actualidad tenemos a nuestro alcance numerosos sensores como Microsoft Kinect, Wii Mote, Wii Fit, placas de fuerza y unidades de medición inerciales (IMU), que sirven como herramientas interactivas entre el sujeto y el entorno virtual de los sistemas desarrollados exergames.<sup>1</sup>

Uno de los hándicaps actuales es la objetivización de la evaluación del estado motor y cognitivo de un paciente. Las escalas que se utilizan para la evaluación clínica, en su mayoría categoría gold standard, están subordinadas a la opinión del especialista.

### **1.1 Escalas de evaluación motora que existen en la actualidad.**

En primer lugar, vamos a destacar las herramientas de medida o escalas más relevantes que se utilizan actualmente en el área médica, según el área de afectación:

#### **Déficit motor**

**1. Escala del Medical Research Council (MRC)** evalúa la fuerza con valores del 1 al 5 para cada grupo motor. Se toman tres músculos diana en el miembro inferior y otros tres en el superior para calcular el índice motor de cada miembro.<sup>4</sup>

La escala MRC<sup>5</sup> para la potencia muscular se publicó por primera vez en 1943 y ha sido referenciada ampliamente desde entonces. Esta escala muscular califica la potencia muscular en una escala de 0 a 5 en relación con el máximo esperado para ese músculo, y sus rangos son:

**0 Ausente:** Parálisis total.

**1 Mínima:** Contracción muscular visible sin movimiento.

**2 Escasa:** Movimiento con gravedad eliminada.

**3 Regular:** Movimiento parcial contra la gravedad.

**3+ Regular +:** Movimiento completo contra la gravedad.

**4- Buena -:** Movimiento completo contra la gravedad y resistencia mínima.

**4 Buena:** Movimiento completo contra la gravedad y resistencia moderada.

**4+ Buena +:** Movimiento completo contra la gravedad y fuerte resistencia

**5 Normal:** Movimiento completo contra resistencia total

O sino puede agruparse como:

**0: Ninguna contracción**

**1: Mínima contracción**

**2: Movimiento activo, sin gravedad**

**3: Movimiento activo contra la gravedad**

**4: Movimiento activo contra la gravedad y la resistencia**

**5: Potencia normal**

En comparación con escalas análogas, la escala MRC es más fiable y precisa en la evaluación clínica de músculos débiles (0-3).<sup>3</sup>

**2. La escala Fugl-Meyer.** Es una escala creada en 1975, Suecia, con el objetivo de conseguir una escala que valorara la función motora, el equilibrio, la sensibilidad y el estado de las articulaciones. Es específica para pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular o ictus. El resultado se mide en puntuación numérica, correspondiéndose la mayor puntuación numérica al mejor estado del paciente.<sup>6</sup>

Aunque se clasifica dentro del déficit motor, lo cierto es que consta de tres partes bien diferenciadas:

1. Función motora
2. Sensibilidad
3. Rango de movilidad pasiva y aparición del dolor en la movilidad de una determinada articulación.

Consta en total de 133 ítems englobados en 5 dominios. Para cada ítem, el examinador debe elegir entre 3 respuestas posibles, es decir, cada ítem se calificará de 0 a 2, donde 0 significa no puede realizar, 1 realiza parcialmente y 2 realiza completamente. La puntuación de cada una de las dimensiones se calcula sumando la puntuación parcial de cada uno de los ítems que las componen.<sup>4,6</sup>

Centrándonos en la dimensión de la función motora y equilibrio, esta está dividida en tres dominios:<sup>6</sup>

- Función motora miembro superior: Compuesta por 33 ítems. Puntuación mínima y máxima de 0 a 66.

- Función motora miembro inferior: Compuesta por 17 ítems. Puntuación mínima y máxima de 0 a 34.
- Equilibrio: Compuesta por 7 ítems. Puntuación mínima y máxima de 0 a 14.

La escala Fugl-Meyer se emplea muy a menudo por ser un sistema de valoración acumulativo. Va en etapas desde la aparición de los reflejos hasta la normalidad en los movimientos sin dependencia refleja, pasando por las etapas de dominio sinérgico.<sup>7</sup>

3. Para la función del miembro superior se utiliza también el **Frenchay Arm Test**, siendo útil para valorar la apraxia ideomotora con órdenes sencillas, o también similar a este, el **Action Research Arm Test**.<sup>4</sup>

4. El **Action Research Arm Test o ARAT**<sup>8</sup> fue construido para determinar la recuperación funcional de la extremidad superior, a través de la evaluación de la habilidad para manipular objetos de distinto tamaño, peso y forma, tras un ACV. Compuesto por 19 ítems, agrupados en diferentes dominios: agarre, pinza y movimiento grueso. Todos los ítems son evaluados desde 0 (sin movimiento) a 3 (movimiento normal).

5. **Escala de Brunnstorm**: Esta escala busca la estimulación del control sinérgico del movimiento mediante el uso de reflejos, reacciones asociadas y estímulos aferentes, sin esfuerzo voluntario<sup>7</sup>. Mediante el descenso del tono muscular y el control voluntario permite acercarse a un movimiento normal del paciente. Dentro de sus principales aportaciones está la clasificación de la evolución del paciente en siete etapas y la evaluación de las mismas para resolver los problemas sensoriomotores del paciente, desde la postura de la cama, sentado, en pie y preparando la marcha, en cada una de las etapas. Las principales características de las siete etapas son<sup>7</sup>:

1. Hipotonía. No hay movimientos.
2. Comienzo de la recuperación. Inicio sinergias básicas, fundamentalmente mediante reacciones asociadas. La hipertonía comienza.
3. Control voluntario de las sinergias básicas. Hipertonía sube al máximo.
4. Inicio de combinaciones de movimientos. La hipertonía comienza a descender.
5. Combinaciones más complejas. Descenso de la influencia sinérgica. La hipertonía sigue descendiendo.

En cuanto a la evaluación de los aspectos motores, se lleva a cabo en los miembros y en el tronco, con pruebas tanto de autonomía (cualitativa y cuantitativa en cuanto al recorrido, amplitud y ritmo) como de velocidad. Estas pruebas se realizan bilateralmente para comparar.

**6. Escala “Motor Club Assessment”<sup>9</sup>:** Evalúa la capacidad de los sujetos para realizar 18 tareas. La capacidad para elaborar cada tarea se numera en un escala de cuatro puntos. Las tareas son actividades motoras funcionales que van desde la posición decúbito supino moverse al lado izquierdo y al lado derecho a caminar hacia arriba y hacia abajo 10 pasos.

**7. MDS-UPDRS<sup>10</sup> (Unified Parkinson's Disease Rating Scale por la Movement Disorder Society):** Se divide en cuatro partes, donde la parte I se refiere a las experiencias no motoras de la vida diaria, la parte II a las experiencias motoras de la vida diaria, la parte III el examen motor y la parte IV, complicaciones motoras, que es un conjunto de preguntas sobre la parte I y la parte II. Se tarda unos 30 minutos en su realización completa. Cada pregunta presenta cinco respuestas del deterioro, relacionadas a términos clínicos comúnmente aceptados:

0=normal

1=muy leve

2=leve

3=moderado

4=severo

Centrándonos a nivel motor, en la escala MDS-UPDRS<sup>10</sup> encontramos esta serie de ítems: expresión facial, rigidez del cuello y las cuatro extremidades, movimientos de la mano (pronación/supinación), espontaneidad global del movimiento, temblor postural de las manos, discinesias o fluctuaciones a nivel motor.

**8. ICARS:** Escala de puntuación de Ataxia o International Cooperative Ataxia Ratio Scale. Esta escala se utiliza para los pacientes con ataxia para realizarles un seguimiento del progreso continuo y evaluar si los tratamientos son eficaces. Se publicó en 1997<sup>11</sup> y se diseñó como una evaluación semicuantitativa dividida en cuatro subescalas con una puntuación total de ataxia de 100:

- Postura y trastornos de la marcha (ítems 1-7, puntuación 0-34)
- Funciones cinéticas (ítems 8-14, puntuación 0-52)
- Trastornos del habla (Ítems 15 y 16, puntuación 0-8)
- Trastornos oculomotores (ítems 17-19, puntuación 0-6)

Se compartimentalizó para proporcionar medidas de los diferentes componentes de la ataxia.

### Otras funciones

· **Función del tronco:** El **Test de Control del Tronco**, que explora la capacidad de realizar transferencias cama-silla-bipedestación, y cuenta con utilidad pronóstica.<sup>4</sup>

El equilibrio de tronco en sedestación se correlaciona con la discapacidad final en pacientes con hemiparesia<sup>12</sup>. Fue propuesto por Collin y Wade<sup>13</sup>, administrado a las 6 semanas postictus, es un predictor de la capacidad de marcha a las 18 semanas.

Este test realizado seis semanas después del episodio del ictus es considerado un predictor de la capacidad de marcha a los 18 meses. Es sencillo y explora cuatro movimientos en la propia cama del paciente<sup>12</sup>:

T1: en decúbito supino volteo hacia el lado pléjico

T2: en decúbito supino volteo hacia el lado sano

T3: transferencia de decúbito supino a sedestación en la cama

T4: sentarse en la cama con los pies colgando en una posición equilibrada durante 30 segundos.

Cada uno de los apartados del test se puntúa de la siguiente manera: 0 puntos si el paciente es incapaz de realizar el movimiento sin ayuda, 12 puntos si es capaz de realizar el movimiento de manera anormal y 25 puntos si es capaz de completar el movimiento normalmente. La puntuación total es la suma de los resultados de las cuatro pruebas y su valor puede ir de 0 a 100.<sup>12</sup>

· **Capacidad de marcha:** O deambulación, puede analizarse con el **Índice de Barthel** o, de forma más específica, las **Categorías de Marcha Funcional (FAC)**, **Velocidad de Marcha (en cm/seg)**. El uso combinado de ellas está recomendado.

**La escala o índice de Barthel** es destacable por su gran uso y evolución. Sus ítems han ido cambiando pero la escala actualmente mide diez actividades con 5 niveles de puntuación:<sup>14</sup>

- Aseo personal
- Comer
- Subir escaleras
- Control de heces
- Desplazarse
- Traslado
- Bañarse
- Usar el wc
- Vestirse
- Control de orina
- Silla de ruedas

Las cinco mejores tareas fueron por su nivel de correlación según Hobart et al.<sup>15</sup> el traslado o transferencia, bañarse, el uso del wc, subir las escaleras y desplazarse.

Las puntuaciones van: desde incapaz de hacerlo, intenta pero inseguro, cierta ayuda necesaria, mínima ayuda necesaria y totalmente independiente. Se utiliza además para medir la discapacidad física o la calidad de vida de las personas, entre otros.<sup>14</sup>

· **Espasticidad:** No es una función motora propiamente dicha pero su valoración es necesaria por su repercusión en la coordinación, así como en la función motora. La **clasificación de Zancolli** (mano y muñeca) y la **Escala de Ashworth**.<sup>4</sup>

-**En el déficit cognitivo:** **Hodkinson, WAIS**, y más utilizado el **Minimental Test** que se erige como un método sencillo y rápido, aunque condicionado por el nivel de escolaridad del paciente y puede estar falseado en situación de afasia.<sup>4</sup>

-**En el déficit emocional:** La **escala de depresión geriátrica** (GDS) es breve y fácil de aplicar, pero tiene alta tasa de falsos negativos en depresión menor. Es necesaria una entrevista clínica para ser confirmada o descartada la presencia de depresión.<sup>4</sup>

-Para **otros déficits**, como en el **equilibrio**, existen procedimientos diagnósticos dependientes de medios técnicos no disponibles en todos los servicios como las plataformas de posturografía.<sup>4</sup>

Por ejemplo, el **Standing Balance Test**, en el cual el sujeto se coloca sobre la plataforma y pueden realizar diferentes maniobras de equilibrio. Por ejemplo, se pide a los sujetos que realicen flexiones de rodilla a 90° y se mide el tiempo que aguanta desde

que levanta el pie de la plataforma hasta la pérdida del equilibrio, mediante un cronómetro eléctrico. Esta prueba se puede repetir con los ojos cerrados y al abrir un ojo se para el cronómetro.<sup>4</sup>

En cuanto a los instrumentos genéricos, no específicos del ACV ni de ninguna patología en exclusiva. Se consideran las escalas de **Actividades de la Vida Diaria (AVD) y las escalas de calidad de vida**<sup>4</sup>. Las AVD se dividen en básicas, instrumentales y mixtas:

- **Básicas:** Se aplican a los cuidados de aseo, vestido, comida, desplazamiento y algunas también reflejan la función esfinteriana o el estado de ánimo (**Índice de Barthel antes comentado, Mahoney, Katz, Autocuidados de Kenny**).

- **Instrumentales:** Valoran actividades más concretas y situaciones del día a día (**Lawton-Brody o Frenchay Activity Index**).<sup>4</sup>

El **Frenchay Activity Index**<sup>16</sup>, nombrado anteriormente por su utilidad en la evaluación del miembro superior, es un test que consta de cinco tareas. El paciente realizará estas tareas sentado en una mesa con las manos en su regazo en unos 3 minutos aproximadamente. Las tareas a realizar, con su mano o brazo, son:

1. Estabilizar una regla, mientras dibuja una línea con un lápiz.
2. Sujetar un cilindro (12mm de diámetro, 5cm de largo), puesto a cierta distancia y levantarlo.
3. Recoge un vaso, medio lleno de agua colocado alrededor de 15 a 30 cm del borde de la mesa, beber un poco de agua y no derramar.
4. Retirar y volver a colocar clavijas de muelles.
5. Peinarse en la parte superior, hacia atrás y hacia abajo de cada lado de la cabeza.

- **Mixtas:** Como la **Medida de Independencia Funcional –FIM**

Entre las escalas de calidad de vida destaca la **Escala de Salud SF36**.<sup>4</sup>

## 1.2 Evaluación motora con analizadores de movimiento

Gracias a la realidad virtual han surgido nuevas terapias de neurorehabilitación y rehabilitación motora que presentan ventajas frente a las terapias tradicionales, y con una gran aplicabilidad. La configuración de las características de la rehabilitación, la posibilidad de interactuar con un mundo tridimensional en el que los pacientes puedan moverse a través de él, la participación de personas con movilidad reducida que pueden verse excluidas de otros tipos de actividades, la posibilidad de trabajar con estímulos que se presenten sin sufrir ningún daño o por último la no invasividad.<sup>17,18</sup>

La realidad virtual se define como una experiencia a través de un procesador inmersiva, interactiva y tridimensional que ocurre en tiempo real. Presenta a los usuarios la oportunidad de involucrarse en entornos virtuales multidimensionales y multisensoriales que parecen ser y se sienten comparables a eventos reales.

Los sistemas de realidad virtual suelen incluir componentes de hardware y software. Los usuarios gracias a la realidad virtual pueden realizar tareas que pueden no ser capaces de ejecutar con seguridad o en absoluto en situaciones del mundo real. Los sistemas de realidad virtual se han desarrollado específicamente para la rehabilitación de extremidades superiores, entrenamiento de extremidades inferiores y la mayoría de estos sistemas no están comercialmente disponibles y, cuando están disponibles, son muy caros. Por esta razón las tecnologías de bajo costo disponibles en el mercado, como los sistemas de juego, están siendo probadas para aplicaciones de rehabilitación.<sup>19</sup>

El análisis del movimiento cinemático ha proporcionado valiosos conocimientos sobre la fisiología de la coordinación del movimiento. También se utiliza para describir los impedimentos específicos de la función motora en detalle y, por lo tanto, mejora el diagnóstico clínico. Se trata de una técnica objetiva y cuantitativa, que puede medir los cambios en las funciones motoras en el tiempo con mayor precisión que las clasificaciones clínicas. Esta capacidad de generar datos cuantitativos puede ayudar a satisfacer la creciente necesidad clínica de basar la toma de decisiones y la evaluación de los resultados en mediciones objetivas y facilitar la práctica médica personalizada de una manera rentable.<sup>20</sup>

Hoy en día, la creciente incidencia de enfermedades crónicas está alcanzando niveles epidémicos. Las enfermedades crónicas conducen a una discapacidad progresiva y duradera que empeora la calidad de vida y reduce la participación social de las personas

si no se proporciona un apoyo de rehabilitación multidisciplinario correcto y continuo.<sup>21</sup> Además, los programas de rehabilitación continua en pacientes hospitalizados son un desafío en cuanto a la adherencia de los pacientes o la aceptabilidad cuya solución supondría un ahorro importante en recursos humanos y económicos.<sup>22</sup>

El uso de sistemas de realidad virtual para la rehabilitación física y neurológica es un campo floreciente, cuyos sistemas pueden ayudar a los pacientes a tener un entrenamiento intensivo y entretenido. Se componen comúnmente de un dispositivo sensorial para capturar los movimientos del paciente, y una interfaz informática para comunicarse con el paciente y guiarlo a través de las tareas previstas. Se han utilizado varios sensores para el desarrollo de tales sistemas, desde los más sencillos, como las IMU (Unidades de medición inercial), y los más sofisticados, como los brazos robóticos sensibles.<sup>23</sup>

Los potenciales de estos sistemas en la rehabilitación física y neurológica han sido investigados por varios investigadores:

Uno de los sistemas que sobresale por su potencial para la rehabilitación es Nintendo Wii. Deutsch et al.<sup>19</sup> han investigado la eficacia de Nintendo Wii en la rehabilitación en pacientes con parálisis cerebral. Este sistema utiliza un control remoto como entrada en el entorno virtual. Las características que lo diferencian con los demás sistemas de realidad virtual, de bajo costo y comercialmente disponibles (como PlayStation 2 o Eyetoy) son sus sensores de movimiento y forma del mando.

Los usuarios sujetan el mando de manera similar con la forma que la mano sostiene y manipula objetos del mundo real (como el mango de una raqueta). El mando proporciona al usuario una retroalimentación háptica. Ésta es la sensación física conectada con la interacción de objetos en el entorno virtual, es decir, los usuarios sienten que una pelota entra en contacto con una raqueta virtual, aunque esta sensación puede no ser idéntica a la del mundo real. Sin embargo, la sensación se ve reforzada por la retroalimentación auditiva. Pueden participar simultáneamente múltiples jugadores y algunos juegos se asemejan a los del mundo real como el tenis, golf o boxeo, que requieren el movimiento total del cuerpo, como en el mundo real.

Meldrum et al.<sup>24</sup> han estudiado la aplicabilidad de Nintendo Wii Fit Plus en la rehabilitación del equilibrio en pacientes neurológicos. Estos autores hablan de resultados positivos por sus altos niveles de uso y disfrute sin efectos adversos. En este caso la consola se conecta a través de un cable audio visual a un monitor de televisión

y está formada por una plataforma de fuerza (que contiene cuatro transductores de fuerza) y un acelerómetro (en forma de controlador) para proporcionar retroalimentación visual y auditiva en tiempo real del centro de una persona. El sistema estimula el movimiento mediante el cual los usuarios reaccionan a lo que ven en la pantalla y reciben retroalimentación en tiempo real de su rendimiento.

Se ha investigado ampliamente el uso de otros controladores modernos de detección de movimiento como Microsoft Kinect, Nintendo Wii remote y Balance Board. Estos nuevos sensores tienen un coste mucho menor que los clínicos, a saber, Vicon y Optotrak, porque son más simples, menos precisos, y están siendo producidos en masa en más de 20 millones de números.<sup>19</sup>

Otros sistemas de los que hay que hablar es de los controladores Leap Motion<sup>2</sup>, un sensor grado consumidor, desarrollado por Leap Motion, que detecta el gesto de la mano y la posición de los dedos en aplicaciones de software interactivas. Está conformado por tres emisores de infrarrojos y dos cámaras CCD. La precisión del sensor en la detección de la posición de la yema de los dedos es de aproximadamente 0,01 mm.

A pesar de haber sido recientemente introducidos en el mercado, estos nuevos sensores de movimiento han sido utilizados en diversas aplicaciones de rehabilitación comercial como WiiFit, SeeMe, Virtualrehab o Jintronix, entre otros.

Los sistemas de análisis de movimiento pueden proporcionar datos tridimensionales o bidimensionales<sup>25</sup>:

#### - **Análisis tridimensional**

Los sistemas tridimensionales de análisis del movimiento humano se dividen en sistemas no basados en la visión y, más frecuentemente, en sistemas visuales. En sistemas basados en imágenes, se emplean sensores ópticos (es decir, cámaras) para mejorar la precisión en la medición del movimiento. Los sistemas basados en la visión se clasifican posteriormente en marcadores o libres de marcadores:

- Los sistemas basados en marcadores visuales utilizan sensores ópticos en combinación con "marcadores" adheridos al cuerpo humano en puntos de referencia óseos anatómicos correspondientes a las articulaciones de interés. Estos se utilizan

con frecuencia en la investigación y se consideran el "gold standard" en el análisis de movimiento humano debido a una exactitud típica de 0,5 mm con la cual los sensores ópticos son capaces de localizar y cuantificar la posición de cada marcador. Sin embargo, existen varias limitaciones al uso de sistemas basados en marcadores visuales. Entornos desordenados, la iluminación variada, la superposición de las partes del cuerpo durante la rotación y la identificación poco fiable de puntos de referencia óseos pueden afectar a la precisión de la detección de marcadores y ubicación.

· Una alternativa más rentable es un sistema sin marcador visual que utiliza sensores ópticos (cámaras) solos. Las cámaras con una resolución suficientemente alta tienen la capacidad de lograr una precisión adecuada en la detección de movimiento. Sin embargo, las limitaciones del sistema incluyen la necesidad de suficiente ancho de banda de la cámara y complejos métodos de postprocesamiento para transformar los datos de vídeo en tres dimensiones, reducir los errores y minimizar la latencia, y todo potencialmente disminuye la exactitud de los datos.

#### - **Análisis bidimensional**

Las opciones bidimensionales en el análisis del movimiento humano incluyen la digitalización manual de grabaciones de video y el uso de programas de software para rastrear automáticamente los marcadores pasivos colocados en el intérprete por el evaluador (por ejemplo, APAS, ImageJ, Hu-m-an, Qualisys). El paquete de software DartfishProSuite 5.5 (Fribourg, Suiza) sugiere potencial para el análisis clínico del movimiento humano como una alternativa al análisis tridimensional, "gold standard" con mayor portabilidad.<sup>25</sup>

Así, Microsoft Kinect puede servir como una alternativa potencial de análisis de movimiento humano, manteniendo la precisión de los sistemas tridimensionales, así como la rentabilidad y la portabilidad del análisis bidimensional. Kinect es un sistema de rastreo basado en la visión que utiliza una sola cámara red-green-blue y sensor de profundidad para proporcionar un cuerpo completo, captura de movimiento tridimensional basada en puntos anatómicos y posiciones de las articulaciones sin marcadores o controladores de mano.

Mientras que Kinect fue originalmente diseñado para el juego, está siendo utilizado actualmente como herramienta rehabilitadora y de evaluación en múltiples situaciones clínicas. La literatura científica apoya el uso de la Kinect en:

**Esclerosis múltiple:** Autores como Galán del Río et al.<sup>26</sup> hablan de una mayor motivación para cumplir los ejercicios de realidad virtual, ganas de superarse a uno mismo o pérdida de miedo en pacientes que recibieron tratamiento usando la consola Kinect frente a pacientes que recibieron su tratamiento de fisioterapia habitual. El “efecto competitivo” entre los pacientes o normalizar y compartir la enfermedad con la familia destacaron en el uso de esta herramienta rehabilitadora.

**La enfermedad del Parkinson,** trastorno neurodegenerativo común, presenta síntomas motores y no motores que reducen significativamente la calidad de vida. El tratamiento consiste en un enfoque tanto farmacéutico (con efectos secundarios limitantes de la dosis, o escaso efecto sobre síntomas no motores) como no farmacéutico. Dentro del no farmacéutico la neurorehabilitación es un componente primordial que forma parte del entrenamiento de adaptación y que ayuda al paciente a lidiar mejor con los síntomas motores y no motores. Requiere un enfoque personalizado.<sup>22</sup>

En pacientes con la enfermedad de Parkinson es útil rastrear los movimientos en el espacio tridimensional mediante Microsoft (MS) Kinect. El análisis de las características de la marcha proporciona información importante durante el tratamiento de trastornos neurológicos. También se utiliza para observar los efectos de la medicación y la rehabilitación. Ľupa et al.<sup>27</sup> establecieron como objetivo el reconocimiento de trastornos de la marcha, tanto en la clínica como en la cotidiana, mediante la velocidad de la marcha o la longitud media de la zancada. Los sensores MS Kinect resultaron ser una alternativa atractiva y económica frente a sistemas complejos de múltiples cámaras en la cinta de correr para el reconocimiento de trastornos de la marcha seleccionados.

**Ictus:** El accidente cerebrovascular es una de las principales causas de discapacidad en todo el mundo, y la hemiplejía es el deterioro más común después de un accidente cerebrovascular, lo que resulta en la disfunción de la extremidad superior. Esta disfunción está asociada con la limitación de las actividades y peor calidad de vida. Debido a que la recuperación del deterioro de la extremidad superior está marcada en los primeros 6 a 12 meses después del inicio del accidente cerebrovascular y puede continuar lentamente hasta un año, se recomienda la rehabilitación óptima para la recuperación máxima durante este período, incluso después del alta domiciliaria. Un

porcentaje muy bajo, según lo esperado en las guías clínicas de supervivientes al ACV, reciben la rehabilitación, por eso Kim et al.<sup>28</sup> proponen para superar las barreras a la rehabilitación ambulatoria también un sistema basado en la rehabilitación virtual. Estudian como Kinect puede predecir los resultados de la escala Fugl-Meyer, anteriormente descrita, basándose en estudios anteriores dónde correlacionaron correctamente las puntuaciones de la Kinect y de la evaluación Fugl-Meyer, siendo una herramienta útil en este campo.

Otros como Zocolillo et al.<sup>29</sup> compararon la terapia con videojuegos (Kinect) en niños que habían sufrido un infarto cerebral, frente a la terapia convencional. La cantidad de movimientos realizada fue tres veces mayor en la terapia con Kinect que en la convencional, en cuanto a los movimientos gruesos de las extremidades y de las manos. Sin embargo, las habilidades manuales estrictamente relacionadas con las actividades de la vida diaria parecían ser más beneficiosas en la terapia convencional. Finalmente encontraron que la terapia de videojuegos era un ejercicio factible y bien aceptado que deben realizar los niños con parálisis cerebral como terapia complementaria a la convencional, con el fin de aumentar los movimientos del brazo parético, y que puede ser eficaz para mejorar la calidad del movimiento de las extremidades superiores.

El análisis del movimiento en **usuarios de sillas de ruedas manuales**<sup>25</sup> es un punto a destacar en la investigación y uso de Kinect. Estos usuarios, debido al uso excesivo de los miembros superiores, tienen una alta prevalencia de patologías que a menudo resultan en tendinopatías del manguito rotador, dolor en hombro y lesiones nerviosas o el síndrome del túnel carpiano. Los músculos y articulaciones se ven sometidos a un mayor estrés por este uso crónico, lo que conlleva que un setenta por ciento de los usuarios de sillas de ruedas manuales experimenten una lesión por uso excesivo con un efecto negativo en las actividades funcionales como el autocuidado y las transferencias. Kinect, como herramienta de evaluación del sistema motor, sería una herramienta útil para estos usuarios ayudando a disminuir las lesiones al mejorar la ergonomía de los sujetos y la biomecánica del movimiento.

El principal objetivo que establecieron otros autores para su investigación fue el de evaluar la Kinect 360 como herramienta de evaluación clínica para el **centro de masa**. Para ello Yeung et al.<sup>30</sup> evaluaron cuatro maniobras utilizando dicho instrumento y lo compararon con el sistema Vicon. Encontraron que Kinect 360 demostró potencial como

herramienta evaluadora del centro de masa. La Kinect mostró una correcta fiabilidad y validez.

**La evaluación de la postura estática del pie**, que sirve para detectar posibles lesiones, no dispone de un método estandarizado en el ámbito clínico. Para superar este desacuerdo, Microsoft Kinect se presentó como una herramienta de evaluación precisa y con alto potencial.<sup>31</sup>

Por último, aplicada a la **rehabilitación geriátrica y neurológica**, Van Den Berg<sup>32</sup> afirma que la adición de juegos interactivos es una manera segura y factible de aumentar la dosis de ejercicio, pero que no es adecuado para todos. La adición de los ejercicios a la rehabilitación habitual dio lugar a mejoras específicas del equilibrio, pero no en la movilidad general.

### **1.3 Sensor Kinect. Componentes. Funciones.**

Kinect es un dispositivo de entrada diseñado para juegos de ordenador con la consola de videojuegos Xbox®. El nombre Kinect se inspira en las palabras "cinético", que significa estar en movimiento, y "conectar", lo que significa que "te conecta con el entorno y el entretenimiento". Entre sus características y funciones destacan:<sup>33</sup>

- **Seguimiento del cuerpo:** La fidelidad mejorada de la cámara de profundidad, combinada con mejoras en el software, han llevado a una serie de desarrollos de seguimiento del cuerpo. El último sensor registra hasta seis esqueletos completos (en comparación con dos con el sensor original) y 25 joints por persona (en comparación con 20 con el sensor original).

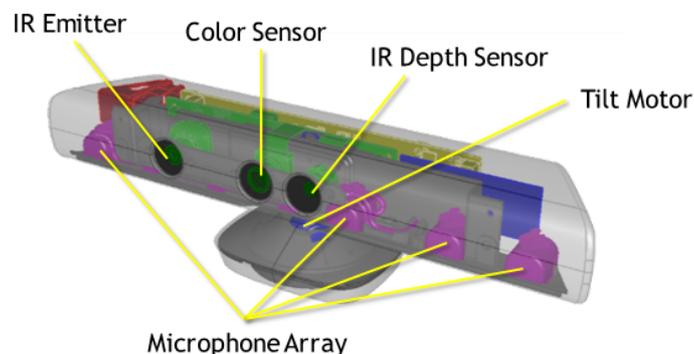
- **Sensor de profundidad:** 512 x 424; 30 Hz; FOV (campo de visión o Field of view): 70 x 60. Capta imágenes en 5-4.5 metros. Con una mayor fidelidad de profundidad y un piso de ruido significativamente mejorado, el sensor le ofrece una mejor visualización en 3D, una mejor capacidad para ver objetos más pequeños y todos los objetos con mayor claridad.

· **Cámara a color:** 1080p; 30 Hz (15 Hz en poca luz) La cámara de color captura un video 1080p que puede visualizarse en la misma resolución que la pantalla de visualización, permitiendo una amplia gama de escenarios de gran alcance. Además de mejorar las comunicaciones de vídeo y las aplicaciones de análisis de vídeo, esto proporciona una entrada estable en la que construir aplicaciones interactivas de alta calidad.

· **Capacidades de infrarrojos activos (IR):** 512 x 424;30 Hz. Además de permitir que el sensor vea en la oscuridad, las nuevas capacidades de infrarrojos producen una visión independiente de la iluminación, y ahora puede utilizar IR y color al mismo tiempo.

En cuanto a las partes que lo componen, un sensor Kinect para Windows está conformado por:<sup>34</sup>

- Una cámara RGB que almacena datos de tres canales en una resolución de 1280x960. Esto hace posible capturar una imagen en color.
- Un emisor de infrarrojos (IR) y un sensor de profundidad IR. El emisor emite haces de luz infrarroja y el sensor de profundidad lee los haces de IR reflejados de nuevo al sensor. Los haces reflejados se convierten en información de profundidad que mide la distancia entre un objeto y el sensor. Esto hace posible capturar una imagen en profundidad.
- Un micrófono multi-array, que contiene cuatro micrófonos para capturar el sonido. Debido a que hay cuatro micrófonos, es posible grabar audio, así como encontrar la ubicación de la fuente de sonido y la dirección de la onda de audio.
- Un acelerómetro de 3 ejes configurado para un rango 2G, donde G es la aceleración debida a la gravedad. Es posible utilizar el acelerómetro para determinar la orientación actual del Kinect.



#### **1.4 Importancia de la fiabilidad de un instrumento de medida**

El uso de instrumentos de medida en el ámbito clínico y en la investigación es cada vez más necesario. Para garantizar la calidad de medición es imprescindible que los instrumentos sean sometidos a un proceso de validación y comprobar sus características psicométricas como la fiabilidad. La fiabilidad evalúa el grado de consistencia en que un instrumento mide lo que debe medir, hace referencia al hecho de medir una variable de manera constante. Un instrumento es fiable cuando los resultados son comparables en situaciones similares.<sup>17</sup> Un instrumento adquiere consistencia en su validez cada vez que se utiliza por lo que es un proceso continuo que nunca se acaba.<sup>21</sup>

Para medir la fiabilidad relativa se utiliza el coeficiente de correlación intraclass (CCI) y para la fiabilidad absoluta el error estándar de medida (EEM).

El error de medición hace que el valor observado de una medida difiera del valor verdadero. Los dos aspectos más importantes de la medición son la validez concurrente y la fiabilidad test-retest. El análisis de la validez es complejo debido a la presencia inevitable de error. Cuanto más pequeño es el error, mejor es la medida. Esta validez se refiere al acuerdo entre el valor observado y el valor verdadero.

Estudiar la fiabilidad en cambio de una medida consiste en repetir la medición de una variable, un número razonable de veces en un número razonable de individuos. Por lo tanto, es la reproducibilidad o repetibilidad de una medida o de una variable.<sup>35</sup>

La variabilidad intrasujeto es la medida de fiabilidad más importante para los investigadores según Hopkins<sup>35</sup>, ya que afecta a la precisión en las estimaciones de cambio en la variable de un estudio experimental. Una estadística que captura la noción de variabilidad aleatoria de los valores de un solo individuo en pruebas repetidas es la desviación estándar. La desviación estándar que se da en el sujeto se entiende como el error estándar de medición, que en el lenguaje sencillo se representa como el error típico en una medición.

## Justificación

Tal como hemos ido analizando en la introducción, el uso de los nuevos sensores muchos de ellos vinculados al desarrollo de la industria del videojuego, y en otros casos procedentes del análisis del movimiento realizado en laboratorios a deportistas de alto rendimiento, proporciona una herramienta perfecta de aplicación a la evaluación motora que se realiza en pacientes con déficits neurológicos motores secundarios a daños cerebrales adquiridos, miopatías, y enfermedades neurodegenerativas. En todos estos casos actualmente las escalas motoras proporcionan información basada en escalas de Likert pseudocuantificadas según el criterio del profesional que los evalúa.

En este trabajo se pretende determinar una nueva escala de déficit de movimiento global basada en la medición de parámetros matemáticos basados en datos adquiridos con el sensor Kinect y evaluar su validez y fiabilidad en sujetos sanos.

La importancia del trabajo se basa en que de manera muy económica y sencilla se pueden determinar datos motores de pacientes, necesarios para su evaluación y seguimiento terapéutico, de manera objetiva y fiable y con independencia del ojo observador con un sensor como es la Kinect de fácil acceso en el mercado y que ha demostrado las posibilidades infinitas de su aplicación en el campo de la Neurorehabilitación.

## **Hipótesis**

- ¿Es la cámara de realidad virtual Kinect una herramienta fiable para realizar una evaluación motora en sujetos sanos de manera objetiva?

## **Objetivos**

### **Objetivo principal**

Analizar la fiabilidad relativa y absoluta de una serie de maniobras utilizadas para evaluar la capacidad motora gruesa, medidas a través del análisis cinemático de la Kinect.

### **Objetivos secundarios**

Diseñar una medición cuantitativa global del estado motor del individuo.

Determinar la influencia del nivel de actividad física en los resultados de la evaluación motora.

## Sujetos y métodos

Se trata de un estudio descriptivo experimental. La muestra estuvo compuesta por 29 sujetos, de los cuales 18 eran hombres y 11 mujeres. Los pacientes fueron seleccionados entre los alumnos de 1º de CAFD de la Universidad de Almería. Se entregó a cada uno de los participantes un consentimiento informado que entregaron firmados en el momento de su aceptación a participar en el estudio. La evaluación con Kinect se realizó en el laboratorio de la empresa Neurobia Research® tras ser aprobado por la dirección del centro. El investigador que recogió los datos firmó un documento de confidencialidad de tratamiento de datos según recoge la Declaración de Helsinki (revisada en Edimburgo, 2000)

Los criterios de inclusión para la participación en el estudio fueron: Hombres y mujeres sanas, comprendidos entre 18 y 40 años de edad, sin patologías o lesiones osteoarticulares o músculo ligamentosas en los últimos 6 meses y sin que se encontraran sometidos a tratamiento farmacológico con influencia a nivel motor.

Para la medición del nivel de actividad física se usó la versión española de formato largo del International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). Se trata de un instrumento relativamente reciente que se utiliza para la evaluación de la actividad física relacionada con la salud. Este cuestionario es un instrumento adecuado para la evaluación de la actividad física de adultos comprendidos entre los 18 y 69 años de edad; Tiene en cuenta tanto los componentes de actividad física al aire libre como los que no (ocupacionales, transporte, mantenimiento del hogar), es decir, da información detallada de las diferentes dimensiones de la actividad física; Proporciona potencialmente un registro en minutos por semana de la actividad, por lo que es compatible con las recomendaciones de los programas de salud pública; Permite la comparación entre estudios. En cuanto a sus características psicométricas, se ha demostrado una fiabilidad alrededor de 0,8 ( $r=0,81$ ; IC 95 %: 0,79-0,82).<sup>36</sup>

Mediante este cuestionario se pudieron recoger datos de frecuencia, intensidad y duración de la actividad física en el trabajo, transporte, tareas de cuidado del hogar, ocio/deporte, y el tiempo que permaneció sentado el sujeto durante los últimos 7 días. En contraste con la mayoría de los cuestionarios, el IPAQ ha sido diseñado para incluir todos los ámbitos de la actividad física, lo que facilita el cálculo del consumo calórico en

cada uno de los contextos.

La actividad física semanal se mide a través del registro de la unidad metabólica de índice metabólico (METs-min-semana). Los valores METs de referencia son: 3,3 METs. para caminar, 4 METs. para la actividad física moderada y 8 METs. para la actividad física vigorosa.

Además, los sujetos fueron clasificados como “activos” o “sedentarios”. Para ello, se utilizaron los niveles mínimos de actividad física semanal propuestos por la Organización Mundial de la Salud (OMS) de al menos 150 minutos de actividad física de carácter moderado a vigorosa por semana. El grupo que cumplía con los criterios era denominado como “activo” y el que no llegaba al mínimo era establecido como “sedentario”.

Para la medición de la función motora se utilizó el sistema de captura de movimiento de la cámara Microsoft Xbox Kinect 360. La recogida de datos tuvo una duración de tres meses, de octubre a diciembre de 2016. El procedimiento fue realizado en el laboratorio de Neurorehabilitación de la empresa Neurobia Research<sup>®</sup>, dónde cada participante empleaba aproximadamente dos horas para la realización del protocolo completo. La primera media hora fue realizada para rellenar los documentos del consentimiento informado, protección de datos de la investigación, la toma de las características antropométricas y el cuestionario para el cálculo del nivel de actividad física IPAQ.

En la evaluación motora, tras la toma de las características antropométricas, se procedió a la calibración e instrucción del sujeto sobre las pruebas de función motora. Para la calibración se colocó al sujeto en el encuadre correcto del centro del campo de visión de la máquina. Este proceso fue realizado con la supervisión e indicaciones de los especialistas. Se completó hasta dos veces una ronda de prueba antes de la medición, para minimizar el efecto aprendizaje. Los sujetos debían de llevar una vestimenta adecuada, ropa deportiva y ajustada, evitando los colores reflectantes o las prendas que por su composición podrían disminuir la precisión del infrarrojo.<sup>37</sup>

También es necesario controlar la homogeneidad del fondo, evitando poner al paciente en ventanas o cristaleras pues alguna luz que incida directamente sobre la lente puede crear problemas de reconocimiento. Se recomienda no colocar el dispositivo ni encima ni cerca de ninguna fuente de vibración (como altavoces, o la propia consola) ya que pueden ser fuentes de distorsiones en las mediciones.

Antes de comenzar la evaluación cinemática, se volvió a explicar a los sujetos de manera verbal y mediante modelaje la maniobra que debían realizar. También se les instruyó sobre la realización de un “saludo” estandarizado que consistía en la ejecución de un movimiento parecido al "aleteo de un pájaro". Este movimiento se efectuaba de manera previa a cada maniobra, con intención de marcar el inicio de la misma facilitando la posterior extracción de los datos por parte de los investigadores

Cada sujeto hizo tres rondas compuestas de 6 maniobras. Todas las maniobras que forman parte del software se encuentran en escalas de uso neurológico en atención primaria, exploraciones neurológicas o test de evaluación del estado motor de los pacientes.

Cada maniobra se realizó durante aproximadamente 10 segundos, partiendo de la posición en reposo. Las maniobras que componían la evaluación fueron las siguientes:

- **Prueba de reposo (PR):** prueba neurológica donde el paciente intenta mantener una postura erguida en posición anatómica. Esta maniobra es una adaptación en el plano frontal de la prueba de la postura erguida encontrada en el cuestionario de UPDRS. El profesional puede adquirir variables relacionadas con la postura y los movimientos involuntarios.
- **Prueba posición T (PT):** se realizó en posición de bipedestación, en reposo, con los brazos extendidos lateralmente, formando un ángulo de 90 grados con respecto al tronco. Se mantenía esta posición en torno a unos diez segundos. Esta maniobra también es una adaptación en el plano frontal de la postura erguida encontrada en el cuestionario UPDRS, para observar la postura, la bradicinesia y el temblor en reposo.
- **Prueba tocar la nariz (PTN):** brazos colocados en 90 grados con respecto al tronco, se tocaba la punta de la nariz alternativamente con el dedo índice de cada mano regresando posteriormente a la posición inicial. Antes de iniciar el movimiento de la mano contraria se esperaba que la anterior regresara a la posición de partida. Está adaptada a la escala ICARS.
- **Prueba de Sentarse y levantarse (PPDF):** Es una prueba neurológica que intenta ver si existen alteraciones de la coordinación que pudieran indicar la existencia de lesiones a nivel motor en la transferencia de pesos y cambios posturales que impidiesen corregir la postura, para ello el paciente intenta realizar un movimiento repetitivo de sentarse y levantarse de la silla. Esta maniobra es la misma prueba que se encuentra en el cuestionario UPDRS para la valoración de la transferencia.

- **La prueba de paso lateral (PPL):** Es una prueba motora que se usa para la cuantificación del movimiento del miembro inferior en el plano frontal y los ajustes mediante alteraciones posturales. Se adquieren variables relacionadas con la amplitud de movimiento del miembro inferior.
- **Prueba equilibrio estático monopodal en abducción de pierna a 45° (P45):** Es una prueba motora que evalúa el equilibrio estático monopodal. Esta maniobra se obtiene adaptada del cuestionario Standing Balance test, usado para la cuantificación del equilibrio.

Cada vez que el sujeto completaba una serie, se establecía un periodo de descanso de unos tres minutos para evitar una posible acumulación de fatiga que alterara la medición. Tras este tiempo se volvía a comenzar una nueva serie.

La captura de los videos se obtuvo a través de la SDK de la Kinect con un PC. La figura fue segmentada, extrayéndose la información crucial en forma de un grafo (“esqueleto”), compuesto por los nodos (articulaciones) y las conexiones. Posteriormente el archivo fue convertido un formato compatible para que pudiera ser interpretado por el programa matemático MATLAB. Con esos datos, se registraron las series temporales (coordenadas X, Y, Z) en cada punto del esqueleto durante la maniobra. A partir de esto, se obtuvieron las medidas primarias (distancias entre puntos para cada instante de tiempo, ángulos, velocidades angulares...) con las que fueron calculadas las magnitudes necesarias para cada segmento corporal en función de la prueba.

Por último, se integraron los datos para el cálculo de distintas variables que nos facilitan las pruebas motoras. Las variables que se utilizaron para el cálculo de la fiabilidad fueron las siguientes:

<b>VARIABLES DE ESTUDIO</b>	
<b>Precisión Movimiento Brazo Izquierdo (BI)</b>	<b>Precisión Movimiento Brazo Derecho (BD)</b>
<b>Velocidad BI</b>	<b>Velocidad BD</b>
<b>Variabilidad BI</b>	<b>Variabilidad BD</b>
<b>Postura BI</b>	<b>Postura BD</b>
<b>Variabilidad Pie Izquierdo (PI)</b>	<b>Variabilidad Pie Derecho (PD)</b>
<b>Equilibrio PI</b>	<b>Equilibrio PD</b>

<b>Paso PI</b>	<b>Paso PD</b>
<b>Postura PI</b>	<b>Postura PD</b>
<b>Postura Axial</b>	<b>Dispersión Axial</b>
<b>Estabilidad Pelvis</b>	<b>Estabilidad Cabeza</b>
<b>Transferencia</b>	<b>Marcha</b>
<b>Simetría Miembro Superior (MS)</b>	<b>Simetría Miembro Inferior (MI)</b>

**Para el cálculo de estas variables:**

**Precisión:** Se evalúa en la maniobra toque de nariz y mide la capacidad de tocar la nariz y regresar a la posición de T, sin fluctuaciones al repetir la maniobra varias veces con cada mano. Para ello se usa los puntos de las manos muñecas y codos:

1. La desviación de las coordenadas en cada una de las repeticiones, al llegar a la nariz en ambos brazos.
2. La desviación de las coordenadas en cada una de las repeticiones al llegar a la posición t.

**Velocidad:** Rapidez con que se ejecuta la maniobra. Se mide en la maniobra toque de nariz, tanto cuando la mano se mueve del lateral a la nariz, como cuando va de regreso de la nariz a la posición de T. Para ello se usan los puntos de las manos muñecas y codos.

1. Velocidad media del movimiento del brazo hasta la nariz.
2. Velocidad media de movimiento del brazo hasta la posición de T

**Variabilidad brazos:** Diferencias entre las trayectorias seguidas por un mismo segmento corporal durante una maniobra, al repetirla varias veces. Para los brazos se mide en la maniobra índice- nariz, tanto al aproximarse a la nariz, como al volver a la posición de T. Para ello se usan los puntos de las manos, muñecas y codos:

1. Ángulo de inclinación del brazo al regresar a la T (caída del brazo).
2. Variabilidad del movimiento del brazo en el toque de la nariz.

**Postura de los brazos:** Se define como presencia de movimientos en los segmentos que deberían mantenerse inmóviles, esta variable es compleja y se obtiene mediante

las maniobras de reposo y posición T. Con respecto a la posición en T se recogen los datos de las articulaciones de las manos, codos y hombros.

1. Máxima amplitud del movimiento en la posición de T.
2. Velocidad promedio del movimiento en la posición de T.

**Variabilidad pies:** Medido mediante la prueba de paso lateral, como la capacidad de la persona de mantener la misma amplitud del paso durante varias repeticiones, llegando siempre al mismo punto

**Equilibrio de Pies:** Esta variable es una variable compuesta, la cual se obtiene a través de la bipedestación en reposo y el equilibrio en un pie. Se consideran las oscilaciones del tronco o los desplazamientos obtenidos a través de los puntos de la rodilla, pies y cadera.

1. Tiempo que mantiene el pie en el aire en 45 grados.
2. Flexión de la rodilla mientras tiene el pie en el aire.

**Paso izquierda y derecha:** En la maniobra de Paso Lateral, se mide la amplitud promedio del paso con ambas piernas en todas las repeticiones.

**Postura de pies:** Presencia de movimientos en los segmentos que deberían mantenerse en reposo durante las maniobras seleccionadas. En los pies se mide en la maniobra Pie a 90 grados al frente, en las articulaciones de pies y rodillas, durante el tiempo que el pie permanece en el aire.

**Postura axial:** Capacidad de mantenerse en posición erguida. Es una variable compuesta de varias maniobras se mide durante las maniobras de Reposo con los brazos a los lados del cuerpo y en la posición de T. Se toman valores en la cabeza, y el cuello aportando valores a la postura además se calcula mediante la maniobra de sentarse y levantarse a través de la alineación de la pelvis y el cuello.

1. Desviación estándar del ángulo que forma la cabeza y el cuello en el plano frontal y lateral.

**Dispersión axial:** Se mide en la maniobra de sentarse y levantarse, como la precisión de la cadera de alcanzar siempre la misma posición cuando la persona se sienta, así como alcanzar la misma posición cuando se pone de pie.

1. Precisión en los puntos de las caderas al sentarse y levantarse.

**Estabilidad de la pelvis:** Medida compuesta que analiza la dispersión de la pelvis durante las transferencias obtenidas en la maniobra de sentarse y levantarse y durante el tiempo que la persona mantiene un pie en el aire.

**Estabilidad de la cabeza:** Dispersión de la posición de la cabeza en reposo y en la posición de T.

**Transferencia:** Es una variable compuesta que representa la capacidad de transferir el centro de gravedad durante las maniobras de paso lateral y al sentarse y levantarse de la silla. Es una medida axial, que se calcula como:

1. Velocidad promedio al ponerse de pie.
2. Velocidad promedio al sentarse.
3. Ángulo lateral del tronco mediante la maniobra.

**Simetrías de ambos miembros:** Comparación entre el movimiento de un segmento y su homólogo contralateral, en la misma maniobra. Es una combinación de medidas calculadas en diferentes maniobras. La asimetría de los miembros superiores se calcula como la diferencia entre ambos brazos, en cuanto a Precisión, Velocidad, Variabilidad y Postura. La asimetría de los miembros inferiores se calcula como la diferencia entre ambas piernas, en cuanto a Variabilidad, Postura, Equilibrio y la Amplitud del Paso.

## Análisis estadístico

Todos los estadísticos fueron realizados usando Social Science Package (SPSS) con un nivel de significación de  $\alpha=0,05$ . Se utilizó un análisis ANOVA de un factor para medidas repetidas. Además, se determinó el cálculo del Coeficiente de correlación intraclass (CCI) y su intervalo de confianza al 95% entre las mediciones en el mismo día. El CCI se caracterizó en valores de 0,50 a 0,69 como “moderado”, de 0,70 a 0,89 como “alto” y de 0,90 y superiores como “excelente”.<sup>35</sup>

La fiabilidad absoluta fue determinada mediante el cálculo de los índices de Error Típico de Medida (ETM), realizado mediante la raíz cuadrática intrasujeto. Además, se añadió el Coeficiente de Variación (CV) como medida del ETM, calculado a través de la división del ETM entre la suma de las medias de los intentos multiplicado por cien. Se proponen, valores del 10 por ciento o menos como aceptables del CV.

Para cuantificar la diferencia de medias entre los tres intentos se realizó un ANOVA de medidas repetidas de un factor. Para su contraste, se comprobó si las variables cumplían la hipótesis de esfericidad a través de la prueba de Mauchly (1940). En caso de que se asumiera esfericidad se utilizó la aproximación univariada  $F$ . Por el contrario, si no se cumplía, se escogía la estimación de Épsilon calculada por Greenhouse-Geisser (1959). En condiciones de no esfericidad se corrigen los grados de libertad de  $F$  multiplicándolo por el valor estimado de Épsilon. Con intención de corroborar la información dada por la prueba de ANOVA de medidas repetidas, se calculó el tamaño del efecto (Cohen, 1998) de la muestra (TE) con la hoja de Excel de Hopkins (2006).<sup>35</sup>

Para el análisis estadístico de los grupos activos y sedentarios según criterios descritos en material y métodos, se realizaron contrastes de hipótesis de medias de muestras independientes, donde en función de los parámetros de normalidad, homocedasticidad, aleatoriedad e independencia se decidía realizar la prueba estadística de la  $t$ -de Student, el test de Wilcoxon o  $U$  de Mann-Whitney.

## Resultados

**Tabla 1. Diferencia de medias entre intentos en tren superior**

	Evaluación 1 (n=28) Media± SD	Evaluación 2(n=28) Media± SD	Evaluación 3 (n=28) Media± SD	gl	F	Sig.	TE	IC (95%) límites
Precisión Movimiento BI	5.23 ± 2.77	5.14 ± 2.50	5.30 ± 2.14	1.48 <sup>^</sup>	0.56	0.899	(0.00)±0.36	(-0.37; 0.36)
Precisión Movimiento BD	5.07 ± 1.42	4.74 ± 1.27	4.89 ± 1.31	2	0.57	0.567	(0.22)±0.47	(-0.69; 0.25)
Velocidad BI	7.31 ± 0.97	7.15 ± 0.90	7.25 ± 0.62	2	0.32	0.728	(0.14)±0.44	(-0.58; 0.30)
Velocidad BD	7.23 ± 0.96	7.09 ± 0.80	7.10 ± 0.66	1.37 <sup>^</sup>	0.45	0.568	(0.13)±0.35	(-0.48; 0.22)
Variación movimiento BI	1.07 ± 0.52	1.14 ± 0.50	1.17 ± 0.53	2	0.78	0.466	(0.15)±0.27	(-0.13; 0.42)
Variación movimiento BD	0.62 ± 0.32	0.64 ± 0.28	0.59 ± 0.23	2	0.88	0.420	(0.11)±0.21	(-0.10; 0.33)
Movimiento involuntario BI	7.26 ± 1.74	7.09 ± 1.82	7.37 ± 2.07	2	0.26	0.775	(-0.12)±0.47	(-0.59; 0.35)
Movimiento involuntario BD	8.47 ± 2.89	8.10 ± 3.57	8.05 ± 1.91	2	0.22	0.805	(-0.24)±0.54	(-0.77; 0.30)

Significación (\*). No se asume esfericidad y se usa Greenhouse-Geisser (<sup>^</sup>). Estadístico F univariado. Grados de libertad (gl). P-valor <0.05 significativo, IC(95%), TE valores de referencia; Cohen (<0.41 (bajo); ≥0.41-0.7 (moderado), >0.7 (grande).

**Tabla 2. Diferencia de medias entre intentos en tren inferior**

	Evaluación 1 (n=28) Media± SD	Evaluación 2(n=28) Media± SD	Evaluación 3 (n=28) Media± SD	gl	F	Sig.	TE	IC (95%) límites
Variación movimiento de la pierna izquierda	8.18 ± 1.96	7.51 ± 1.41	7.62 ± 1.49	2	1.98	0.148	(-0.33)±0.40	(-0.73; 0.07)
Variación movimiento PD	8.86 ± 2.42	8.36 ± 1.87	8.13 ± 2.14	2	1.43	0.248	(-0.17)±0.39	(-0.56; 0.23)
Equilibrio PI	47.59±8.10	47.45±8.76	47.10±8.76	2	0.26	0.770	(-0.06)±0.21	(-0.27; 0.15)
Equilibrio PD	37.99±6.92	37.69±7.04	36.50±5.55	1.42^	1.11	0.320	(-0.05)±0.38	(-0.43; 0.32)
Amplitud de paso PI	27.65 ± 6.95	26.80 ± 6.30	28.33 ± 7.76	2	1.77	0.179	(-0.12)±0.24	(-0.37; 0.12)
Amplitud de paso PD	27.47 ± 7.84	26.87 ± 6.80	28.04 ± 6.69	2	1.46	0.242	(-0.07)±0.18	(-0.25; 0.11)
Asimetría MI	19.90 ± 5.24	20.56 ± 4.64	20.78 ± 6.13	2	0.39	0.677	(0.13) ±0.37	(-0.24; 0.50)

Significación (\*). No se asume esfericidad y se usa Greenhouse-Geisser (^). Estadístico F univariado. Grados de libertad (gl). P-valor <0.05 significativo, IC(95%), TE valores de referencia; Cohen (<0.41 (bajo); ≥0.41-0.7 (moderado), >0.7 (grande).

**Tabla 3. Diferencia de medias entre intentos en parámetros globales**

	Evaluación 1 (n=28) Media± SD	Evaluación 2(n=28) Media± SD	Evaluación 3 (n=28) Media± SD	gl	F	Sig.	TE	IC (95%) límites
Variación movimiento axial	2.30±1.00	2.07±1.13	2.12±1.22	2	0.50	0.606	(0.30)±0.40	(-0.71; 0.10)
Equilibrio axial	2.99±0.46	3.01±0.34	2.95±0.32	2	0.40	0.671	(0.09)±0.37	(-0.28; 0.46)
Estabilidad axial	3.20 ± 0.70	3.36 ± 0.80	3.18 ± 0.80	2	0.57	0.567	(0.21)±0.46	(-0.25; 0.66)
Sentarse levantarse	3.06±0.39	3.63±0.39	3.63±0.39	1.48^	0.43	0.916	(0.07)±0.25	(-0.19; 0.32)

Significación (\*). No se asume esfericidad y se usa Greenhouse-Geisser (^). Estadístico F univariado. Grados de libertad (gl). P-valor <0.05 significativo, IC(95%), TE valores de referencia; Cohen (<0.41 (bajo); ≥0.41-0.7 (moderado), >0.7 (grande).

En ninguna de las variables del estudio hubo diferencias significativas entre las evaluaciones.

**Tabla 4. Resultados de fiabilidad en tren superior**

	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>ICC</b>	<b>IC (95%)</b>	<b>ETM</b>	<b>CV (%)</b>
<i>Precisión Movimiento brazo izquierdo</i>	0.07	0.934	0.74	(0.52; 0.87)	0.47	8.99
<i>Precisión movimiento brazo derecho</i>	0.82	0.448	0.40	(-0.13;0.70)	1.03	20.90
<i>Velocidad brazo izquierdo</i>	0.31	0.738	0.51	(0.09;0.76)	0.40	5.60
<i>Velocidad brazo derecho</i>	0.81	0.449	0.67	(0.38;0.83)	0.57	8.02
<i>Variación movimiento brazo izquierdo</i>	0.76	0.472	0.88	(0.78;0.94)	0.25	22.13
<i>Variación de movimiento brazo derecho</i>	0.84	0.439	0.89	(0.79;0.94)	0.14	22.46
<i>Movimiento involuntario brazo izquierdo</i>	0.05	0.951	0.66	(0.37;0.83)	0.33	4.62
<i>Movimiento involuntario brazo derecho</i>	0.40	0.675	0.38	(-0.16;0.69)	1.53	19.84
<i>Asimetría miembros superiores</i>	2.04	0.140	0.79	(0.60;0.89)	2.37	30.05

ICC: Índice de Correlación Intraclassa, IC: Intervalo de Confianza, ETM: Error típico de medida, CV: Coeficiente de variación.

**Tabla 5. Resultados de fiabilidad en tren inferior**

	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>ICC</b>	<b>IC (95%)</b>	<b>ETM</b>	<b>CV (%)</b>
Variación de movimiento de la pierna izquierda	0.59	0.556	0.48	(0.03;0.74)	1.13	14.56
Variación de movimiento de la pierna derecha	0.90	0.411	0.68	(0.41;0.84)	1.58	18.67
Equilibrio de la pierna izquierda	0.26	0.770	0.90	(0.80;0.94)	3.12	6.48
Equilibrio de la pierna derecha	1.15	0.335	0.80	(0.64;0.90)	6.61	17.60
Amplitud de paso de la pierna izquierda	1.61	0.210	0.92	(0.85;0.96)	3.95	14.32
Amplitud de paso de la pierna derecha	1.48	0.237	0.95	(0.91;0.98)	3.09	11.27
Asimetría miembros inferiores	0.39	0.667	0.35	(-0.28;0.67)	3.81	18.03

ICC: Índice de Correlación Intraclase, IC: Intervalo de Confianza, ETM: Error típico de medida, CV: Coeficiente de variación.

**Tabla 6. Resultados de fiabilidad en parámetros globales**

	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>ICC</b>	<b>IC (95%)</b>	<b>ETM</b>	<b>CV (%)</b>
Variación de movimiento axial	0.51	0.606	0.47	(0.01;0.74)	1.01	44.66
Equilibrio axial	0.40	0.671	0.60	(0.25;0.80)	0.29	9.71
Estabilidad axial	0.93	0.399	0.39	(-0.13;0.70)	0.68	20.85
Postura al sentarse y levantarse	0.43	0.957	0.84	(0.70;0.92)	0.07	1.93

ICC: Índice de Correlación Intraclase, IC: Intervalo de Confianza, ETM: Error típico de medida, CV: Coeficiente de variación.

**Tabla 7. Diferencia en las variables de evaluación entre activos y sedentarios en tren superior**

	Sedentarios(n=12) Media± SD	Activos(n=16) Media± SD	Prueba estadística	P. valor	IC (95%) límites
Precisión Movimiento BI	4.52± 1.77	5.75 ± 2.09	U	0.086	(0.27; 1.48)
Precisión movimiento BD	4.94± 1.00	5.10± 0.94	U	0.609	(-0.40; 1.19)
Velocidad BI	5.65± 0.82	5.64 ± 0.64	t	0.945	(-0.64; 0.75)
Velocidad BD	7.08± 0.75	7.18 ± 0.58	t	0.706	(-0.40; 0.45)
Variación movimiento BI	1.19± 0.40	1.08 ± 0.51	U	0.260	(-1.14; 0.31)
Variación de movimiento BD	0.63± 0.26	0.60 ± 0.26	t	0.805	(-0.98; 0.44)
Movimiento involuntario BI	7.18± 1.42	7.29 ± 1.49	t	0.840	(-0.82; 0.79)
Movimiento involuntario BD	8.37± 2.09	8.08 ± 1.78	t	0.699	(-0.71; 0.97)
Asimetría MS	8.17± 1.77	7.67 ± 2.31	U	0.353	(-1.26; 0.61)

Grupos establecidos según criterio de acumulación de actividad física moderada en bloques de más de 10 min., respetando las recomendaciones de la OMS: <150 min actividad física semanal (Inactivas) y ≥150 min actividad física semanal (Activas). Significación (\*) P-valor <0.05. IC(95%).

**Tabla 8. Diferencia en las variables de evaluación entre activos y sedentarios en tren inferior**

	Sedentarios(n=12) Media± SD	Activos(n=16) Media± SD	Prueba estadística	P. valor	IC (95%) límites
Variación de movimiento PI	7.63± 1.37	7.88 ± 1.11	t	0.602	(-0.49; 1.11)
Variación de movimiento PD	8.09± 1.92	8.72 ± 1.49	U	0.246	(-0.45; 1.32)
Equilibrio de la PI	46.20±10.87	49.65 ± 3.28	U	0.390	(-0.33; 0.87)
Equilibrio de la PD	37.20 ± 5.65	37.81± 6.04	U	0.926	(-0.96; 1.02)
Amplitud de paso de la PI	24.82± 4.54	29.67 ± 7.20	t	0.051	(0.04;2.07)
Amplitud de paso de la PD	25.18± 5.27	29.18 ± 7.48	t	0.127	(-0.21; 1.63)
Asimetría MI	20.83±2.51	21.38± 3.46	t	0.648	(-0.50;1.35)

Grupos establecidos según criterio de acumulación de actividad física moderada en bloques de más de 10 min., respetando las recomendaciones de la OMS: <150 min actividad física semanal (Inactivas) y ≥150 min actividad física semanal (Activas). Significación (\*) P-valor <0.05. IC(95%).

**Tabla 9. Diferencia en las variables de evaluación entre activos y sedentarios en parámetros globales**

	Sedentarios(n=12) Media± SD	Activos(n=16) Media± SD	Prueba estadística	P. valor	IC (95%) límites
Variación de movimiento axial	2.50 ± 0.60	2.07± 0.87	U	0.070	(-1.74;-0.05)
Equilibrio axial	2.94±0.25	3.01±0.32	U	0.745	(-0.57;0.88)
Estabilidad axial	3.31± 0.55	3.20 ± 0.51	t	0.626	(-1.01; 0.80)
Transferencia	3.69±0.38	3.64± 0.30	t	0.739	(-1.11; 0.63)

Grupos establecidos según criterio de acumulación de actividad física moderada en bloques de más de 10 min., respetando las recomendaciones de la OMS: <150 min actividad física semanal (Inactivas) y ≥150 min actividad física semanal (Activas). Significación (\*) P-valor <0.05. IC(95%).

## Discusión

A través del presente estudio hemos podido analizar la fiabilidad relativa y absoluta de un sistema de evaluación de motricidad gruesa a través de la cámara Kinect en personas sanas. Los resultados pudieron mostrar que en la mayoría de variables se encontraron valores de moderados a muy buenos en su fiabilidad, tanto absoluta como relativa. Por otro lado, no se encontraron diferencias en las habilidades motoras en función del nivel de actividad física en la muestra analizada.

La fiabilidad relativa, medida a través del CCI, fue alta en prácticamente la mitad de las variables del estudio, encontrando valores por encima del 0,7 en: Precisión Movimiento brazo izquierdo, Variación movimiento brazo izquierdo, Variación de movimiento brazo derecho, Equilibrio de la pierna izquierda, Equilibrio de la pierna derecha, Amplitud de paso de la pierna izquierda, Amplitud de paso de la pierna derecha, Postura al sentarse y levantarse y en Asimetría miembros superiores.

Para los demás valores se encontraron valores de fiabilidad moderados: Precisión movimiento brazo derecho, Velocidad brazo izquierdo, Velocidad brazo derecho, Movimiento involuntario brazo izquierdo, Movimiento involuntario brazo derecho, Variación de movimiento de la pierna izquierda, Variación de movimiento de la pierna derecha, Variación de movimiento axial, excepto para los valores de Equilibrio axial, Precisión movimiento brazo derecho y Asimetría miembros inferiores que se encontraron valores de fiabilidad baja.

En cuanto a la fiabilidad absoluta, las variables con un coeficiente de variación menor al 10% fueron: Precisión Movimiento brazo izquierdo, Velocidad brazo izquierdo, Velocidad brazo derecho, Movimiento involuntario brazo izquierdo, Equilibrio de la pierna izquierda, Equilibrio axial y Postura al sentarse y levantarse. Además, se encontraron datos cercanos a lo aceptable (en torno al 10%) en la variable Amplitud de paso de la pierna derecha.

Se compararon las medias de cada una de las evaluaciones llevadas a cabo, sin que se encontraran diferencias significativas entre los intentos de ninguna de las variables estudiadas. Tras no haber encontrado diferencias, se tomó la media de los tres como valor representativo de los intentos. Se dividieron los sujetos en “activos” y “sedentarios”. En ninguna de las variables analizadas se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos estudiados.

La Kinect demostró de moderada a muy buena fiabilidad en términos de consistencia interna (valores superiores a 0.70), en 9 de las 20 variables estudiadas. Sin embargo, de manera contraria, se encontraron 6 variables con CCI menores a 0.50. A la luz de los resultados encontrados, podemos pensar que la primera de nuestras hipótesis, encontrar una estabilidad y una buena fiabilidad en las medidas cinemáticas, tan solo se cumple de manera parcial, ya que apenas la mitad de las variables estudiadas alcanzan valores aceptables de fiabilidad relativa.

Autores como el equipo de Huber<sup>38</sup> halló valores de ICC de entre 0.76 y 0.98 en distintos movimientos en la articulación del hombro medidos con la cámara Kinect. En esta misma línea, Bonnechère et al.<sup>39</sup> estudiaron movimientos sencillos (como la abducción y la flexión) del hombro, codo, rodilla y cadera, obteniendo valores de ICC entre 0.70 y 0.84. Otro estudio, analizó la fiabilidad de la Kinect al evaluar la postura del pie usando la metodología del test Foot Posture Index (FPI) adaptándola a la Kinect, obteniendo una

fiabilidad intrasujeto de entre 0.62 a 0.78.<sup>31</sup>

Otros como Otte et al.<sup>40</sup> cuantificaron la disfunción motora en diecinueve sujetos sanos, donde compararon un sensor de seguimiento de movimiento 3D óptico de bajo coste, en este caso Kinect V2, con un sistema de captura de movimiento gold-standard, Vicon. Se registraron seis tareas de movimiento con cinemática de cuerpo completo 3D, calculando 45 parámetros clínicos, donde se incluían rangos de movimiento, velocidad y cadencia. La mayoría de los parámetros mostraron concordancia absoluta (en 30 parámetros ICC>0,7) y consistencia ( $r>0,07$  en 38 parámetros) entre ambos sistemas.

Sin embargo, se encuentran artículos con resultados parecidos a los hallados como el de Clark et al.<sup>41</sup> en el que se midieron el equilibrio media-lateral y antero-posterior en pruebas de equilibrio dinámico y estático hallando valores de ICC de entre 0.18 y 0.91. Esto sugiere, que al alejarse de mediciones simples (como flexiones, extensiones, abducciones o aducciones) hacia otras más complejas que incluyan varios nodos y/o varios planos, e incluso en diferentes tiempos de manera integrada (como las realizadas en el presente estudio), los ICC toman un rango mayor, obteniendo desde fiabilidades muy bajas a bastante altas. Esto puede ser debido al algoritmo de integración de datos que se usa para la obtención de los mismos en el programa Matlab.

Otra posible razón que justifique los datos encontrados puede ser las propias dificultades de medición que encuentra la cámara Kinect 360 en determinados *joints* del cuerpo, especialmente en los más distales, como pueden ser las manos o los pies. Esto se encuentra provocado en cierta medida por la resolución de imagen de la Kinect 360 (640x480 píxeles), ya que es bastante menor que otros sistemas de detección de movimiento que llegan a contar (2352x1728 píxeles)<sup>30</sup>. Por otro lado, una baja precisión y sensibilidad en el sensor de profundidad podría explicar también niveles bajos de fiabilidad.<sup>42</sup>

Una alternativa interesante para mejorar la precisión de Kinect fue un nuevo esquema, realizado por Tannous et al.<sup>1</sup> de fusión de Kinect con sensores IMU. Estos investigadores buscaban mejorar la precisión de la estimación del ángulo de la rodilla en la flexión. La fusión de sensores de captura de movimiento inercial y visual tuvo una mejor estimación del ángulo con un error menor, que el obtenido mediante sensores inerciales o mediante Kinect.

La variación representada por el error típico proviene de muchas fuentes. La fuente principal es generalmente biológica. Por ejemplo, la potencia máxima de un individuo cambia entre ensayos debido a cambios en el estado mental o físico. El equipo también

puede contribuir con ruido a las mediciones, aunque en estudios de fiabilidad esta fuente se agrupa con el error biológico. Pueden surgir errores adicionales debido a diferencias en la calibración del equipo o en la capacidad de los operadores si estos son diferentes.<sup>35</sup>

Además, en este estudio se realizaron las maniobras con las palmas de las manos apuntando hacia el suelo en posición horizontal. Probablemente, si se realizaran las maniobras con las palmas abiertas de cara al objetivo de la Kinect podrían ser mejor detectadas al disponer de una superficie mayor para reconocer dichos puntos.

En cuanto a los resultados del segundo objetivo, donde se esperaba encontrar diferencias entre los sujetos activos y sedentarios, estos podrían no concordar con los encontrados por diversos autores para grupos de edades infantiles y ancianos en la literatura científica. Se encuentran investigaciones hallaron correlaciones positivas entre el nivel de actividad física y las habilidades motoras gruesas.<sup>43,44,45</sup>

Por ejemplo, en un estudio<sup>46</sup> realizado en Italia, dónde se examinó el rendimiento en las habilidades motoras gruesas en niños y niñas con y sin sobrepeso no encontraron diferencias entre los diferentes sexos, pero sí entre los obesos y no obesos. Obtuvieron correlaciones positivas entre el IMC y las habilidades locomotoras y habilidades de control de objetos.

Es posible que la ausencia de diferencias entre actividad física y los resultados de la evaluación motora venga explicada por la homogeneidad en las características de los sujetos. Por otro lado, otra posible causa puede ser la propia sencillez de las maniobras diseñadas para analizar el estado motor de las personas. Aunque induce una buena correlación y exactitud en los movimientos gruesos, una de las principales limitaciones que presenta Kinect es que no puede capturar las habilidades motoras finas.

Es necesario un mayor número de investigaciones, ya que la mejora de los datos psicométricos va a venir muy influenciada por las limitaciones que se encuentra en el instrumento de medición utilizado. A pesar de sus bondades, el sistema de Microsoft Kinect 360 presenta incapacidades para la evaluación de rotaciones conjuntas internas/externas y dificultad de medición en los *joints* más distales. Todo ello actúa como una restricción conjunta, lo que limita los datos angulares de las articulaciones distales en flexión/extensión y abducción/aducción<sup>47</sup>. Esta restricción podría estar influyendo en la toma de datos y por lo tanto en la fiabilidad de los mismos. Se podrían generar ecuaciones de calibración para corregir estas restricciones, y concebir futuras versiones del SDK para ayudar a obtener resultados significativamente mejores.<sup>47</sup>

Por otra parte, algunas de las debilidades encontradas para la Kinect han sido superadas en este estudio. Huber et al.<sup>48</sup> encontraron que la ejecución de determinadas maniobras como la flexión del hombro a 90° afectaba de manera negativa a la fiabilidad por la oclusión de determinados *joints*. En nuestro caso, se sustituyó esta maniobra por una abducción a 90° del hombro, facilitando la toma de datos por la cámara. El mismo procedimiento se siguió con el equilibrio en ambas piernas, realizando en este caso una abducción de la misma. Hay que destacar que en las terapias de fisioterapia se persigue recuperar la abducción porque es el movimiento de la extremidad superior que más interesa, por el tema de la higiene personal, y por tanto la autonomía de la persona.

Es digna de destacar, entre las fortalezas del trabajo, la visión integrada y global que se hace del estado motor, ya que la mayoría de autores miden movimientos demasiado específicos (movimientos de la pelvis, rango de movimientos del hombro o el tobillo, movimientos del tronco...) y en nuestro caso, se integran en constructos mayores como equilibrio, permitiendo una visión más global del estado del paciente aun a pesar de la necesidad de mejora de los datos de fiabilidad. Igualmente, supone un avance en el estudio de la realidad virtual en el campo de la salud, específicamente en el ámbito de la evaluación clínica.

Sin embargo, también se detectaron una serie de limitaciones en nuestro estudio. Una de las principales se encuentra en el cálculo de la fiabilidad relativa y absoluta. Éste, se realizó con población sana debido a la imposibilidad de acceder a un grupo homogéneo de personas que padecieran trastorno motor, por lo tanto, los resultados no serían comparables con dicha población.

Otra limitación del estudio reside en la dificultad de control en la velocidad de ejecución de las maniobras, teniendo que dejar libertad al sujeto en la misma, con la única indicación por parte de los investigadores de que lo hicieran a una "velocidad media".

Por otro lado, la segmentación de los videos para la conversión a formato de Matlab se realizaba de forma manual por los investigadores y aunque se estableció un inicio claro de cada maniobra a través del "saludo", el final de algunas maniobras las cuales se cuantificaban por tiempo de ejecución (Maniobra de reposo, prueba T y Prueba equilibrio con el pie a 45°) solo se encontraba delimitado por los 10" aproximados que se pautaban. Sin un buen sistema de cortado de videos sistematizado, éste tuvo que ser realizado *frame a frame* de manera manual, con el consiguiente error que pudiese conllevar.

Aunque las maniobras fueron explicadas a los sujetos antes de empezar, y se completaron dos rondas de prueba antes de empezar, los resultados pueden verse

modificados por el efecto aprendizaje. Han demostrado que en el primer mes de terapia hay diferencias significativas en la mayoría de los índices de rendimiento de movimiento. Algunos autores, como Mobini et al.<sup>23</sup>, sugieren prolongar el tiempo de prueba hasta 6 meses, para reducir los efectos del efecto aprendizaje del paciente sobre la fiabilidad intrasesión.

Es necesario establecer un mecanismo de control de la velocidad de ejecución de los movimientos, por ejemplo, utilizando un metrónomo, para así estandarizar el proceso y que el sujeto lo hiciera a un ritmo parecido en las tres mediciones. Además, es necesaria una mejora del algoritmo de integración de datos en los *joints* distales. En cuanto a la limitación de la captación de las habilidades motoras finas, una solución sería la fusión de Kinect con sensores inercia como apoyan algunos estudios, siendo una terapia alternativa.

Así pues, teniendo en cuenta todo lo anteriormente comentado, se nos abre un vasto mundo de posibles futuras líneas de investigación que se encuentre en sintonía con lo aquí estudiado. La realización de una base de datos que contemple otros grupos de edades, combinándolo con población con trastornos motores, permitiría la comparación entre los resultados de las evaluaciones de todos ellos. Realizar el proceso de validación con otro dispositivo de medición en 3D, y con cuestionarios validados de neurología. Igualmente se podría estudiar los resultados que se obtendrían estableciendo periodo de intervención física y cognitiva en esta población o investigando los efectos de los fármacos en el estado motor de los usuarios. Como metas futuras, podrían realizarse esquemas de adaptación estratégicos para los pacientes con discapacidades secundarias no definidas únicamente a nivel motor, modificando los juegos disponibles o creando otros nuevos.

Esta cámara de realidad virtual no deja de ser una herramienta con un enorme potencial en el futuro. Su bajo coste la hace atractiva para el usuario y las instituciones. Supondría un ahorro a nivel personal ya que el paciente puede realizar tareas específicas y diseñadas para él por su especialista, y desde casa. Así mismo, un ahorro material porque se disminuiría el gasto en fisioterapia. Y lo más importante, proporciona una evaluación del movimiento objetiva y cuantitativa, además de un seguimiento fiable.

## Conclusiones

1. La evaluación con el sensor Kinect proporciona una visión integrada y global del estado motor.
2. En la mayoría de variables motoras se encontraron valores de moderados a muy buenos en su fiabilidad, tanto absoluta como relativa.
3. No se encontraron diferencias en las habilidades motoras en función del nivel de actividad física en la muestra analizada.
4. Existe limitación en la captación de las habilidades motoras finas.
5. Es necesaria una mejora del algoritmo de integración de datos en los *joints* distales.

## Bibliografía

1. Tannous H, Istrate D, Benlardi-Delai A, Julien S. A New Multi-Sensor Fusion Scheme to Improve the Accuracy of Knee Flexion Kinematics for Functional Movements, Rehabil. 2016;
2. Weichert F, Bachmann D, Rudak B, Fisseler D. Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller. Sensors (Basel). 2013 ;13(5):6380–93.
3. Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM) - Universidad Rey Juan Carlos
4. Cuadrado Á. Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento Rehabilitation of the stroke: evaluation, prognosis and treatment. 2009;70(3):1–40.
5. MRC Muscle scale - Our research - Medical Research Council [Internet]. [cited 2017 Jun 15]. Available from: <https://www.mrc.ac.uk/research/facilities-and-resources-for-researchers/mrc-scales/mrc-muscle-scale/>
6. Validación AY, De AE, Escala L, En F-M, De EM, Rehabilitación L, et al. UNIVERSIDAD DE SEVILLA FACULTAD DE MEDICINA MEDICINA FÍSICA Y REHABILITACIÓN Línea de investigación: INVESTIGACIONES BIOMEDICAS (BIOLOGÍA MOLECULAR Y BIOMEDICINA).
7. Peinado JAA. Fisioterapia neurológica Contribución del método Brunnstrom al tratamiento fisioterápico del paciente hemipléjico adulto Brunnstrom ' s method contribution to the physical therapy treatment of adult hemiplegic patient. 2017;50–8.
8. Doussoulin S A, Rivas S R, Campos S V. Validación de "Action Research Arm Test; (ARAT) en pacientes con extremidad superior parética post ataque cerebro vascular en Chile. Rev Med Chil ;140(1):59–65.
9. Ayre R, Mockett S. Reliability of the Motor Club Assessment. Physiotherapy. 2000;86(3):150.
10. Goetz CG, Tilley BC, Shaftman SR, Stebbins GT, Fahn S, Martinez-Martin P, et al. Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. Mov Disord. 2008;23(15):2129–70.
11. Storey E, Tuck K, Hester R, Hughes A, Churchyard A. Inter-rater reliability of the International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS). Mov Disord. 2004;19(2):190–2.

12. Trunk control test: early predictor of gait balance and capacity at 6 months of the stroke. *Neurología* ; 2424(55).
13. Collin C, Wade D. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* ; 53(7):576–9.
14. Cid-Ruzafa J, Damián-Moreno J. VALORACIÓN DE LA DISCAPACIDAD FÍSICA: EL INDICE DE BARTHEL (\*). *Re\ Esn Salud Púhhca* 71:177–137.
15. Hobart JC, Thompson AJ. The five item Barthel index. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* . 2001; 71:225–30.
16. Heller A, Wade DT, Wood VA, Sunderland A, Langton Hewer R, Ward E. Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. *J Neurol Neurosurgery, Psychiatry* 1987; 50:714–9.
17. Parsons S, Mitchell P. The potential of virtual reality in social skills training for people with autistic spectrum disorders. *J Intellect Disabil Res*
18. Lozano-Quilis J-A, Gil-Gómez H, Gil-Gómez J-A, Albiol-Pérez S, Palacios-Navarro G, Fardoun HM, et al. Virtual rehabilitation for multiple sclerosis using a kinect-based system: randomized controlled trial. *JMIR serious games*
19. Deutsch JE, Borbely M, Filler J, Huhn K, Guarrera-Bowlby P. Use of a Low-Cost, Commercially Available Gaming Console (Wii) for Rehabilitation of an Adolescent With Cerebral Palsy.
20. Heldman DA, Espay AJ, LeWitt PA, Giuffrida JP. Clinician versus machine: Reliability and responsiveness of motor endpoints in Parkinson’s disease. *Parkinsonism Relat Disord*
21. Barr VJ, Robinson S, Marin-Link B, Underhill L, Dotts A, Ravensdale D, et al. The expanded Chronic Care Model: an integration of concepts and strategies from population health promotion and the Chronic Care Model. *Hosp Q*
22. Barry G, Galna B, Rochester L. The role of exergaming in Parkinson’s disease rehabilitation: a systematic review of the evidence. *J Neuroeng Rehabil*
23. Mobini a, Behzadipour S, Saadat M. Test-retest reliability of Kinect’s measurements for the evaluation of upper body recovery of stroke patients. *Biomed Eng Online*. 2015;1–13.
24. Meldrum D, Glennon A, Herdman S, Murray D, McConn-Walsh R. Virtual reality rehabilitation of balance: assessment of the usability of the Nintendo Wii® Fit Plus. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2012
25. Milgrom R, OTD B, Foreman M, Standeven J, Engsberg JR, Morgan KA, et al.

- Reliability and validity of the Microsoft Kinect for assessment of manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*. 2016
26. Galán-del-río F, Cachón-pérez JM, Martínez-piedrola R. Multiple sclerosis patients' experiences in relation to the impact of the kinect virtual home-exercise programme: a qualitative study. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2016;52(3):347–55.
  27. Ťupa O, Procházka A, Vyšata O, Schätz M, Mareš J, Vališ M, et al. Motion tracking and gait feature estimation for recognising Parkinson's disease using MS Kinect. *Biomed Eng Online*. 2015;14(1):97.
  28. Kim W-S, Cho S, Baek D, Bang H, Paik N-J. Upper Extremity Functional Evaluation by Fugl-Meyer Assessment Scoring Using Depth-Sensing Camera in Hemiplegic Stroke Patients. *PLoS One*. 2016
  29. L. ZOCCOLILLO 1, D. MORELLI 1, F. CINCOTTI 2, L. MUZZIOLI 2, 3, T. GOBBETTI 1, S. PAOLUCCI 4 MI. Video-game based therapy performed by children with cerebral palsy: a cross-over randomized controlled trial and a cross-sectional quantitative measure of physical activity. *EUR J PHYS REHABIL MED*. 2015;51(6):669–76.
  30. Yeung LF, Cheng KC, Fong CH, Lee WCC, Tong K-Y. Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. *Gait Posture*. 2014;40(4):532–8.
  31. Mentiplay BF, Clark RA, Mullins A, Bryant AL, Bartold S, Paterson K. Reliability and validity of the Microsoft Kinect for evaluating static foot posture. *J Foot Ankle Res*. 2013
  32. van den Berg M, Sherrington C, Killington M, Smith S, Bongers B, Hassett L, et al. Video and computer-based interactive exercises are safe and improve task-specific balance in geriatric and neurological rehabilitation: A randomised trial. *J Physiother*. 2016;62(1):20–8.
  33. Kinect para Xbox One | Xbox Available from: <http://www.xbox.com/es-ES/xbox-one/accessories/kinect>
  34. The Kinect Sensor - How Microsoft Kinect Works | HowStuffWorks. Available from: <http://electronics.howstuffworks.com/microsoft-kinect2.htm>
  35. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sport Med*. 2000;30(1):1–15.
  36. Toloza SCM. El Cuestionario Internacional de Actividad Física . Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional International

- Physical Activity. 2007;8:48–52.
37. Dutta T. Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Appl Ergon*. 2012;43(4):645–9.
  38. Huber ME, Seitz AL, Leeser M, Sternad D. Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study. *Physiotherapy*. 2015
  39. Bonnechère B, Jansen B, Salvia P, Bouzahouene H, Omelina L, Moiseev F, et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait Posture*. 2014;39(1):593–8.
  40. Otte K, Kayser B, Mansow-Model S, Verrel J, Paul F, Brandt AU, et al. Accuracy and reliability of the Kinect version 2 for clinical measurement of motor function. *PLoS One*. 2016;11(11):1–17.
  41. 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. Vol. 42, *Gait & Posture*. 2015.
  42. Khoshelham K, Elberink SO. Accuracy and resolution of Kinect depth data for indoor mapping applications. *Sensors (Basel)* . 2012;12(2):1437–54.
  43. Barnett LM, van Beurden E, Morgan PJ, Brooks LO, Beard JR. Childhood Motor Skill Proficiency as a Predictor of Adolescent Physical Activity. *J Adolesc Heal*. 2009;44(3):252–9.
  44. Robinson LE. The relationship between perceived physical competence and fundamental motor skills in preschool children. *Child Care Health Dev*. 2011;37(4):589–96.
  45. Saüch G, Castañer Balcells M. Observación de patrones motrices generados por los programas de actividad física para la tercera edad y la percepción de sus usuarios. *Rev Psicol del Deport*. 2004;23(1):0181–90.
  46. Morano M, Colella D, Caroli M. Gross motor skill performance in a sample of overweight and non-overweight preschool children. *Int J Pediatr Obes*. 2011
  47. 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.
  48. Huber ME, Seitz AL, Leeser M, Sternad D. Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study. *Physiotherapy*. 2015



## Anexo 1

### Cuestionario de actividad física para adolescentes (PAQ-A)

Queremos conocer cuál es tu nivel de actividad física en los últimos 7 días (última semana). Esto incluye todas aquellas **actividades como deportes, gimnasia o danza que hacen sudar o sentirte cansado**, o juegos que hagan que se acelere tu respiración como jugar al pilla-pilla, saltar a la comba, correr, trepar y otras.

#### Recuerda:

1. No hay preguntas buenas o malas. Esto NO es un examen
2. Contesta las preguntas de la forma más honesta y sincera posible. Esto es muy importante

1. Actividad Física en tu tiempo libre: ¿Has hecho alguna de estas actividades en los últimos 7 días (última semana)? Si tu respuesta es sí: ¿cuántas veces las has hecho? (Marca un solo círculo por actividad)

	NO	1-2	3-4	5-6	7 veces o +
Saltar a la comba.....	<input type="radio"/>				
Patinar .....	<input type="radio"/>				
Jugar a juegos como el pilla-pilla.....	<input type="radio"/>				
Montar en bicicleta .....	<input type="radio"/>				
Caminar (como ejercicio) .....	<input type="radio"/>				
Correr/footing .....	<input type="radio"/>				
Aerobic/spinning.....	<input type="radio"/>				
Natación .....	<input type="radio"/>				
Baillar/danza .....	<input type="radio"/>				
Bádminton.....	<input type="radio"/>				
Rugby .....	<input type="radio"/>				
Montar en monopatín.....	<input type="radio"/>				
Fútbol/ fútbol sala.....	<input type="radio"/>				
Voleibol .....	<input type="radio"/>				
Hockey .....	<input type="radio"/>				
Baloncesto.....	<input type="radio"/>				
Esquiar .....	<input type="radio"/>				
Otros deportes de raqueta .....	<input type="radio"/>				
Balonmano.....	<input type="radio"/>				
Atletismo .....	<input type="radio"/>				
Musculación/pesas .....	<input type="radio"/>				
Artes marciales (judo, kárate, ...)	<input type="radio"/>				
Otros: .....	<input type="radio"/>				
Otros: .....	<input type="radio"/>				

2. En los últimos 7 días, durante las clases de educación física, ¿cuántas veces estuviste muy activo durante las clases: jugando intensamente, corriendo, saltando, haciendo lanzamientos? (Señala sólo una)

- No hice/hago educación física .....
- Casi nunca.....
- Algunas veces.....
- A menudo.....
- Siempre.....

3. En los últimos 7 días ¿ qué hiciste normalmente a la hora de la comida (antes y después de comer)? (Señala sólo una)

- Estar sentado (hablar, leer, trabajo de clase).....
- Estar o pasear por los alrededores.....
- Correr o jugar un poco.....
- Correr y jugar bastante.....
- Correr y jugar intensamente todo el tiempo .....

4. En los últimos 7 días, inmediatamente después de la escuela hasta las 6, ¿cuántos días jugaste a algún juego, hiciste deporte o bailes en los que estuvieras muy activo? (Señala sólo una)

- Ninguno.....
- 1 vez en la última semana.....
- 2-3 veces en la ultima semana.....
- 4 veces en la última semana.....
- 5 veces o más en la última semana.....

5. En los últimos 7 días, cuantas días a partir de media tarde (entre las 6 y las 10) hiciste deportes, baile o jugaste a juegos en los que estuvieras muy activo? (Señala sólo una)

- Ninguno.....
- 1 vez en la última semana.....
- 2-3 veces en la ultima semana.....
- 4 veces en la última semana.....
- 5 veces o más en la última semana.....

**Anexo 1 (continuación)**

**Cuestionario de actividad física para adolescentes (PAQ-A)**

6. El último fin de semana, ¿cuántas veces hiciste deportes, baile o jugar a juegos en los que estuviste muy activo? (Señala sólo una)

- Ninguno.....
- 1 vez en la última semana.....
- 2-3 veces en la última semana.....
- 4 veces en la última semana.....
- 5 veces o más en la última semana.....

7. ¿Cuál de las siguientes frases describen mejor tu última semana? Lee las cinco antes de decidir cuál te describe mejor. (Señala sólo una)

- Todo o la mayoría de mi tiempo libre lo dediqué a actividades que suponen poco esfuerzo físico.....
- Algunas veces (1 o 2 veces) hice actividades físicas en mi tiempo libre (por ejemplo, hacer deportes, correr, nadar, montar en bicicleta, hacer aeróbic).....
- A menudo (3-4 veces a la semana) hice actividad física en mi tiempo libre.....
- Bastante a menudo (5-6 veces en la última semana) hice actividad física en mi tiempo libre.....
- Muy a menudo (7 o más veces en la última semana) hice actividad física en mi tiempo libre.....

8. Señala con qué frecuencia hiciste actividad física para cada día de la semana (como hacer deporte, jugar, bailar o cualquier otra actividad física)

	<b>Ninguna</b>	<b>Poca</b>	<b>Normal</b>	<b>Bastante</b>	<b>Mucha</b>
Lunes.....	<input type="radio"/>				
Martes.....	<input type="radio"/>				
Miércoles.....	<input type="radio"/>				
Jueves.....	<input type="radio"/>				
Viernes.....	<input type="radio"/>				
Sábado.....	<input type="radio"/>				
Domingo.....	<input type="radio"/>				

9. ¿Estuviste enfermo esta última semana o algo impidió que hicieras normalmente actividades físicas?

- Sí.....
- No.....