



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

Curso Académico:

AGRADECIMIENTOS

A los tutores de este trabajo, D. José Francisco Pedrero Sánchez por su paciencia, actitud y disposición durante el desarrollo de este trabajo y a Dr. Juanma Belda, por la confianza para la realización de este trabajo y por su especial talante.

A mis compañeros del IBV por su ayuda y apoyo durante la realización de este trabajo.

A mi “familia valenciana”, María, Julia, Dani, Roberto y Gonzalo por su cariño, ayuda y apoyo durante la realización de este trabajo.

A mi familia y amigos madrileños que, a pesar de la distancia, siempre me apoyan acortando distancias.

A mi recién estrenada familia, Óscar, mi compañero de vida y a Aitor, que me ha enseñado a entender lo que significa el amor incondicional.

A mi madre, que me enseñó el sentido de la constancia y perseverancia y del querer por encima de todo.

RESUMEN

Las técnicas biomecánicas ofrecen a la valoración funcional el registro de las variables implicadas en el movimiento humano. Gracias a ellas ha sido posible cuantificar de manera objetiva estas variables permitiendo establecer patrones de normalidad muy útiles en la ayuda al diagnóstico y seguimiento de los pacientes. Tradicionalmente estas técnicas han precisado de laboratorios grandes con las condiciones controladas, hecho que suponía un hándicap para realizar valoraciones en otros espacios.

La posibilidad de poder “acercar” la valoración biomecánica al entorno clínico ha sido uno de los retos para muchos investigadores durante estos últimos años.

En este contexto, está cada vez más extendido el uso de dispositivos ágiles y detección rápida de variables biomecánicas con la intención de ser usados en la práctica clínica habitual.

Considerando este hecho, se ha llevado a cabo este trabajo con la finalidad de poner a punto una metodología de valoración biomecánica ágil, rápida y sencilla a partir del análisis de movimientos mediante el uso de técnicas de visión e Inteligencia Artificial (IA).

Para ello, se ha realizado un estudio de validez entre las técnicas a emplear en esta metodología (las redes neuronales MediaPipe y OpenVINO™) con el sistema de fotogrametría considerado como *Gold Standard* en el análisis cinemático del movimiento humano. En él se han comparado los valores del rango articular de la rodilla obtenidos a través del software de fotogrametría Kinescan/IBV y los estimados a partir de videos procesados con las redes neuronales MediaPipe y OpenVINO™, considerando el rango articular de la rodilla una de las variables cinemáticas que presenta mayor relevancia clínica por su implicación en las actividades de la vida diaria.

Finalmente, los resultados indican que el uso de redes neuronales para estimar rangos articulares puede ser una estrategia válida y de utilidad para ser empleada en dispositivos ágiles de valoración biomecánica.

Palabras Clave: Fotogrametría, valoración funcional, redes neuronales, rango articular.

RESUM

Les tècniques biomecàniques ofereixen a la valoració funcional el registre de les variables implicades en el moviment humà. Gràcies a elles ha sigut possible quantificar de manera objectiva aquestes variables permetent establir patrons de normalitat molt útils en l'ajuda al diagnòstic i seguiment dels pacients. Tradicionalment aquestes tècniques han precisat de laboratoris grans amb les condicions controlades, fet que suposava un hàndicap per a realitzar valoracions en altres espais.

La possibilitat de poder “acostar” la valoració biomecànica a l'entorn clínic ha sigut un dels reptes per a molts investigadors durant aquests últims anys.

En aquest context, està cada vegada més estès l'ús de dispositius àgils i detecció ràpida de variables biomecàniques amb la intenció de ser usats en la pràctica clínica habitual.

Considerant aquest fet, s'ha dut a terme aquest treball amb la finalitat de posar a punt una metodologia de valoració biomecànica àgil, ràpida i senzilla a partir de l'anàlisi de moviments mitjançant l'ús de tècniques de visió i Intel·ligència Artificial (IA).

Per a això, s'ha realitzat un estudi de validesa entre les tècniques a emprar en aquesta metodologia (les xarxes neuronals MediaPipe i OpenVINO™) amb el sistema de fotogrametria considerat com Gold *Standard en l'anàlisi cinemàtica del moviment humà. En ell s'han comparat els valors del rang articular del genoll obtinguts a través del programari de fotogrametria Kinescan/IBV i els estimats a partir de vídeos processats amb les xarxes neuronals MediaPipe i OpenVINO™, considerant el rang articular del genoll una de les variables cinemàtiques que presenta major rellevància clínica per la seua implicació en les activitats de la vida diària.

Finalment, els resultats indiquen que l'ús de xarxes neuronals per a estimar rangs articulars pot ser una estratègia vàlida i d'utilitat per a ser emprada en dispositius àgils de valoració biomecànica.

Paraules clau: Fotogrametria, valoració funcional, xarxes neuronals, rang articular.

ABSTRACT

Biomechanical techniques offer functional assessment the recording of the variables involved in human movement. Thanks to them it has been possible to quantify in an objective way all these variables allowing to establish patterns of normality very useful in the help to the diagnosis and monitoring of the patients. Traditionally these techniques have required large laboratories with controlled conditions made that was a handicap to perform evaluations in other spaces.

The fact of being able to "bring" the biomechanical assessment to the clinical environment is one of the challenges for many researchers during these last years.

In this context, it is widespread the use of agile devices and rapid detection of biomechanical variables with the intention of being used in routine clinical practice.

Considering this fact, this work has been carried out in order to set up an agile, fast and simple biomechanical assessment methodology from the analysis of movements through the use of vision techniques and Artificial Intelligence (IA). To this end, a validity study has been carried out among the techniques to be used in this methodology (neuronal network MediaPipe y OpenVINO™) with the photogrammetry system considered as Gold Standard in the kinematic analysis of human movement. It has compared the values of the articular range of the knee obtained through the photogrammetry software "Kinescan/IBV" and estimated from processed videos with neuronal networks (MediaPipe y OpenVINO™), bearing in mind that the articular range of the knee is one of the kinematic variables that shows greater clinical relevance due to this involvement in daily life activities.

Finally, results indicate that the use of neural networks to estimate joint ranges can be a valid and useful strategy to be used in biomechanical assessment

Keywords: Functional assessment, photogrammetry, neuronal networks, range of motion.

Índice de figuras

Figura 1. <i>Diagrama de flujo del trabajo</i>	25
Figura 2. <i>Detalle de las cámaras empleadas y sus características técnicas</i>	26
Figura 3. <i>Disposición del sistema de cámaras</i>	27
Figura 4. <i>Disposición del móvil con respecto al plano de movimiento</i>	27
Figura 5. <i>Medidas antropométricas tomadas en el ensayo</i>	28
Figura 6. <i>Colocación de los marcadores en un sujeto de ensayo</i>	29
Figura 7. <i>Imagen de la calibración estática en el software Kinescan/IBV</i>	30
Figura 8. <i>Sistema de referencia de coordenadas cartesianas</i>	31
Figura 9. <i>Esquema de la prueba de pasar un escalón</i>	32
Figura 10. <i>Colocación del dispositivo móvil en el gesto de pasar un escalón</i>	33
Figura 11. <i>Colocación del dispositivo móvil en el gesto de levantarse de un taburete</i>	34
Figura 12. <i>Imágenes procesadas por OpenVINO™ del gesto “levantarse de un taburete”</i>	40
Figura 13. <i>Curvas de evolución del ángulo de rodilla durante el gesto “Levantarse de un taburete”</i>	40
Figura 14. <i>Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y MediaPipe en el gesto Stst</i>	41
Figura 15. <i>Gráfico de Bland-Altman Kinescan-MediaPipe en el gesto Stst</i>	42
Figura 16. <i>Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y MediaPipe en el gesto Stst</i>	43
Figura 17. <i>Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Stst</i> ..	44
Figura 18. <i>Gráfico de Bland-Altman Kinescan-OpenVINO™ en el gesto Stst</i>	45
Figura 19. <i>Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Stst</i>	45
Figura 20. <i>Imágenes procesadas por MediaPipe del gesto “pasar un escalón”</i>	46
Figura 21. <i>Curvas de evolución del ángulo de rodilla durante el gesto “Pasar un escalón”</i>	47
Figura 22. <i>Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y MediaPipe en el gesto “Step”</i> 48	
Figura 23. <i>Gráfico de Bland-Altman Kinescan-MediaPipe en el gesto Step</i>	49
Figura 24. <i>Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y MediaPipe en el gesto Step</i>	49

Figura 25. *Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Step*. 50

Figura 26. *Gráfico de Bland-Altman Kinescan-OpenVINO™ en el gesto Step* 51

Figura 27. *Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Step*..... 52

Índice de tablas

Tabla 1. <i>Posición de los marcadores de fotogrametría</i>	29
Tabla 2. <i>Descripción del modelo biomecánico implementado en Kinescan/IBV</i>	34
Tabla 3. <i>Fuerza de la concordancia según los valores del ICC</i>	38
Tabla 4. <i>Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) según el género</i>	39
Tabla 5. <i>Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-MediaPipe (Stst) según el género</i>	41
Tabla 6. <i>Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-OpenVINO™ (Stst) según el género</i>	43
Tabla 7. <i>Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-MediaPipe (Step) según el género</i>	47
Tabla 8. <i>Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-OpenVINO™ (Step) según el género</i>	50
Tabla 9. <i>Principales resultados obtenidos en los gestos Stst y Step</i>	52
Tabla 10. <i>Costes de los recursos humanos y materiales empleados en el proyecto</i>	67
Tabla 11. <i>Costes de los recursos humanos desglosados por fases del proyecto</i>	68
Tabla 12. <i>Coste total de los recursos amortizables en cada fase del proyecto</i>	69
Tabla 13. <i>Coste total del proyecto</i>	72
Tabla 14. <i>Coste final del proyecto</i>	73

Índice de ecuaciones

Ecuación 1. Obtención de los vectores unitarios de la línea entre el punto proximal y el distal.	36
Ecuación 2. Obtención los vectores unitarios de la pierna v_{pierna} y del muslo v_{muslo}	36
Ecuación 3. Obtención del ángulo entre muslo y pierna.....	36

ÍNDICE

DOCUMENTO I: MEMORIA

1.	<i>INTRODUCCIÓN</i>	17
1.1.	<i>Estado del arte</i>	17
1.2.	<i>Problema a resolver</i>	23
2.	<i>HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</i>	24
2.1.	<i>Planteamiento de la hipótesis principal</i>	24
2.2.	<i>Objetivos</i>	24
3.	<i>MATERIALES Y MÉTODOS</i>	25
3.1.	<i>Adquisición de datos</i>	26
3.2.	<i>Tecnología de medida</i>	26
3.3.	<i>Procesado de datos</i>	36
3.4.	<i>Análisis de datos</i>	37
4.	<i>RESULTADOS</i>	39
4.1.	<i>Características de la Muestra de Estudio</i>	39
4.2.	<i>Medidas de Validez del Gesto “Levantarse de un taburete (Stst)”</i>	39
4.3.	<i>Medidas de validez del gesto “pasar un escalón (step)”</i>	46
5.	<i>DISCUSIÓN</i>	55
5.1.	<i>Consideraciones con respecto al protocolo elegido</i>	55
5.2.	<i>Consideraciones con respecto a los resultados del estudio</i>	56
5.3.	<i>Limitaciones del estudio</i>	58
6.	<i>CONCLUSIONES</i>	60
6.1.	<i>Conclusiones</i>	60
6.2.	<i>Líneas futuras de trabajo</i>	60
7.	<i>BIBLIOGRAFÍA</i>	61

DOCUMENTO II: PRESUPUESTO

1.	<i>PRESUPUESTO</i>	67
1.1.	<i>Objetivo del presupuesto</i>	67
1.2.	<i>Estructura del presupuesto</i>	67
1.3.	<i>Presupuesto final</i>	71

DOCUMENTO III: ANEXOS

1.	<i>Anexo 1</i>	74
----	----------------	----

DOCUMENTO I: MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ESTADO DEL ARTE

A la hora de determinar las capacidades funcionales de una persona es indispensable realizarlo desde un enfoque integral considerando las esferas físicas, afectivas, sociales y mentales. Para ello, es fundamental disponer de diferentes estrategias de valoración que nos permitan acercarnos a estas esferas desde varias las perspectivas y que, de esta forma, reflejen el estado funcional real de la persona a valorar.

En general, lo que se espera de las estrategias de valoración funcional es obtener información objetiva “del cómo” (metodologías cualitativas) y “del cuánto” (metodologías cuantitativas) se mueve una persona. Centrándonos en el ámbito clínico, los instrumentos utilizados clásicamente para medir la funcionalidad de las personas son las escalas de valoración funcional (Viosca, 2012); éstas suelen presentarse en formato de cuestionario o prueba funcional y pueden ser completados por la propia persona o por un profesional. La variedad de escalas es muy amplia y se pueden clasificar de varias maneras siendo una de ellas según el objetivo principal de la medición. Existen escalas que evalúan las repercusiones de un daño en una estructura u órgano en concreto; otras que valoran funciones físicas propias del ser humano como, por ejemplo: marcha, equilibrio o manipulación; y escalas más globales que valoran funciones complejas ya que incluyen otras dimensiones (cognitiva, social o emocional) además de la valoración de la función física; un ejemplo de éstas son las escalas que evalúan las Actividades de la Vida Diaria (AVDs) (Viosca, 2012).

Las escalas de valoración funcional son unas herramientas que aportan información cuantitativa del estado funcional de la persona. Por este motivo, resultan de utilidad clínica ya que esta información puede ayudar a establecer un diagnóstico o evaluar un tratamiento médico, además de facilitar la comunicación entre diferentes profesionales de la salud o establecer referentes poblaciones que pueden ser útiles para llevar a cabo investigación clínica.

Desde el punto de vista técnico, las escalas de valoración funcional son de ágil realización ya que muchas pueden ser autoadministradas y otras, aunque requieran de un evaluador formado, la ejecución es sencilla, de fácil interpretación y no requieren de equipamiento especializado. Por el contrario, estas escalas presentan también limitaciones. Al ser escalas completadas por el propio usuario o con la información que éste facilita al profesional, la información obtenida acerca de su estado funcional será subjetiva. Hay que tener en cuenta que, aunque resulten de utilidad para tener una idea sobre la situación funcional general del paciente, no son sensibles para detectar pequeños cambios que puedan darse en éste (Bermejo, 2019).

Por lo tanto, si por la finalidad de la valoración funcional ésta requiere de la recopilación de datos objetivos del movimiento de la persona y de un análisis más detallado de la calidad del movimiento se precisa del uso de otras estrategias de valoración funcional basadas en técnicas biomecánicas de valoración funcional. El objetivo de estas técnicas es obtener información objetiva de las variables biomecánicas que actúan durante el movimiento del cuerpo humano. Esta obtención se realiza a través de la realización de un análisis de movimientos humanos que, según Page (2020) este análisis “consiste en el registro, representación y análisis de las posturas

adoptadas y los movimientos realizados por los segmentos corporales durante el desarrollo de pruebas específicas o de las actividades de la vida diaria”.

Las variables biomecánicas que actúan durante el movimiento del cuerpo humano y son objeto de medida de un análisis de movimientos humanos son las variables cinemáticas y las variables cinéticas o dinámicas. Las variables cinemáticas son aquellas que describen el movimiento humano sin considerar las fuerzas que lo provocan; a través del conocimiento de estas variables se puede responder a preguntas sobre dónde se encuentra ubicado el cuerpo (posición y trayectoria) o con qué velocidad o aceleración se mueve éste en línea recta o girando. La importancia del conocimiento de la posición de las articulaciones radica en el hecho de que, a través de ésta se puede obtener el rango articular de cualquier segmento corporal. El hecho de poder cuantificar el rango articular de manera es clínicamente relevante (Beltran-Alacreu et al., 2019) ya que, por ejemplo, en el caso de la articulación de la rodilla, una disminución en el valor de éste puede conllevar graves repercusiones en las AVDs o en la marcha del paciente (Maempel et al., 2016). El rango articular puede ser incluso de utilidad como medio para evaluar la eficacia de tratamientos quirúrgicos o fisioterápicos sobre esta articulación (Miner et al., 2003).

Las variables dinámicas son aquellas que describen las fuerzas que actúan sobre un cuerpo para producir el movimiento. A través del conocimiento de estas variables se pueden responder preguntas sobre por qué se mueve el cuerpo (Proyecto TEACH, 2018)

Las técnicas empleadas en una valoración biomecánica que registran las variables cinemáticas y dinámicas son diversas en cuanto a sus diferentes desarrollos técnicos, fiabilidad, validez, complejidad de uso y coste.

Estas técnicas pueden usarse de manera aislada o bien integrarse dentro de un laboratorio de biomecánica. De esta manera, se tendría en un único espacio las técnicas necesarias para realizar una valoración biomecánica integral. El hándicap de esto es que en la práctica el hecho de tener un laboratorio de biomecánica completo implica disponer de un espacio grande y de una elevada inversión económica para costear las técnicas que forman parte del laboratorio. Es por este motivo que la presencia de grandes laboratorios de biomecánica queda restringido al ámbito investigador, deportivo o laboral siendo limitada su presencia en el ámbito clínico.

Las técnicas que suelen formar parte de estos grandes laboratorios tienen la finalidad de medir las principales variables cinemáticas y dinámicas implicadas en el movimiento humano.

Entre las principales técnicas usadas en los grandes laboratorios para medir variables dinámicas están la dinamometría y la plataforma de fuerzas. La dinamometría es una técnica empleada para medir la fuerza máxima de la contracción isométrica muscular (Máster de Valoración Biomecánica Clínica, 2021). Los dinamómetros permiten una valoración de la fuerza rápida y ágil, pero la variabilidad en los resultados es elevada porque es dependiente del valorador (tanto por el protocolo usado como por la fuerza que éste aplica al resistir el movimiento del usuario).

La plataforma de fuerzas es una plataforma situada en el suelo y es capaz de registrar la fuerza de reacción del suelo sobre los pies en diversas actividades como caminar, sentarse y levantarse o saltar (Máster en Valoración Biomecánica Clínica, 2021). A través de esta medición se pueden estimar las fuerzas internas que ocurren a nivel muscular y articular de los miembros inferiores y medir el equilibrio observando el desplazamiento del centro de masas (Page, 2020). El problema de ésta es que no es un elemento portable; el equipamiento que requiere precisa de

unas condiciones de laboratorio determinadas que impiden su uso en exteriores. Además, la información obtenida de la plataforma de fuerzas es de mucha utilidad desde el punto de vista biomecánico, pero adquiere más valor si la valoración se realiza junto a un análisis cinemático.

Desde el punto de vista del análisis cinemático, la principal técnica usada en los grandes laboratorios han sido los sistemas ópticos de captura de movimientos, en concreto, la fotogrametría. La fotogrametría o video fotogrametría es una técnica a través de la cual se obtiene información de todas las variables cinemáticas a partir de las imágenes grabadas por un conjunto de cámaras que registran el movimiento en los tres planos de movimiento (3D) de manera sincronizada. Requiere de una instrumentación compleja mediante marcadores pasivos reflectantes. El sistema de captación de movimiento está formado por cámaras fijas con un elemento de iluminación (luz infrarroja, normalmente) para ayudar a la detección de los marcadores (Chiari et al., 2005). Para su correcto funcionamiento las cámaras han de estar correctamente calibradas y sincronizadas para poder registrar de manera adecuada el movimiento a valorar. La información que recogen las cámaras sobre las posiciones y trayectorias de los marcadores en el espacio se registra y procesa en un software para obtener las velocidades y aceleraciones angulares (a través de sus derivadas) en cada instante del movimiento. Actualmente, la fotogrametría es considerada como la técnica más completa, precisa y fiable en el análisis cinemático en 3D, de hecho, es considerada el *Gold Standard* en el análisis cinemático del movimiento humano (Begg & Palaniswami, 2006)

El equipamiento e infraestructura que requiere la fotogrametría son complejos lo que hace que presente los siguientes inconvenientes. En primer lugar, la necesidad de que las medidas se hagan en un laboratorio preparado bajo unas condiciones de iluminación y de espacio adecuadas, por lo tanto, no es un sistema portable ni de fácil montaje. En segundo lugar, es un sistema de elevado coste y que requiere de personal cualificado tanto para la instrumentación como para el manejo del software. En tercer lugar, las pruebas no son de rápida ejecución ya que precisa de la colocación de los marcadores previa a la realización del gesto; para hacerse una idea del tiempo a invertir en la colocación de los marcadores, señalar que uno de los principales modelos de marcadores usados para valorar la marcha es el *Plug-in Gate Model* desarrollado por la empresa *VICON* (<https://www.vicon.com/>) que requiere del uso de más de 20 marcadores. Este modelo aparece descrito en el artículo de Duffell et al., (2014). En cuarto lugar, con respecto a la colocación de los marcadores, estos van normalmente adheridos a la piel. Por lo tanto, en algunos gestos estos marcadores se pueden ocultar como los marcadores situados en las espinas iliacas antero superiores de la pelvis se ocultan en el gesto de sentarse y levantarse; en este caso, el software presentaría dificultades para registrar el movimiento por falta de información. En quinto lugar, la colocación de los marcadores también puede diferir según el profesional que los coloque y en sexto lugar, en ocasiones, la piel puede desplazarlos si la persona cambia de posición por lo que les afecta los tejidos blandos del cuerpo.

Por las capacidades de la fotogrametría hacen de ella una herramienta de análisis del movimiento muy poderosa, pero considerando los hándicaps arriba descritos, hacen que su uso quede limitado al ámbito investigador o cuando se precise de una elevada precisión en el análisis del gesto en 3D en el ámbito clínico o deportivo.

Con el paso de los años y el avance de la tecnología se ha ido evolucionando hacia la búsqueda de tecnologías más ágiles de valoración biomecánica funcional considerando todos los

inconvenientes nombrados de las técnicas y de los grandes laboratorios. La mejora en la agilidad de las técnicas pasa por minimizar o retirar el uso de marcadores y desarrollar metodologías portables y rápidas que no precisen de un equipamiento complejo y costoso. Esto permitiría la realización de valoraciones biomecánicas fuera del laboratorio por lo que podrían usarse en un hogar, en el hospital o clínica, en un entorno laboral, en definitiva, usarse allí donde sea necesaria realizar la medida. El reto de estas metodologías es que conserven la fiabilidad, robustez y precisión en las medidas ofrecidas por las técnicas de los grandes laboratorios.

Entre los dispositivos de valoración ágil usados estos últimos años se encuentran los sistemas inerciales. Son unos sistemas no ópticos que se basan en la utilización de unidades de medida inercial (IMUs) que miden la aceleración, la velocidad angular y el campo magnético y con esto, se pueden obtener parámetros cinemáticos como la orientación o la posición de un cuerpo en movimiento. Los IMUs se pueden presentar de diversas maneras, pueden ser de diferentes tamaños y encontrarse embebidos en un dispositivo móvil o en camisetas/trajes instrumentados. La información recogida por estos sensores mientras que el cuerpo se mueve se registra a tiempo real en un software o aplicación.

Como principal ventaja, los IMUs posibilitan la medición de variables cinemáticas como la aceleración y la posición de una persona en movimiento en 3D de manera rápida. Es por ello que resultan de utilidad para diferentes usos desde el ámbito clínico, como el análisis de la marcha, la monitorización de test clínicos o de las AVDs, entre otros losa et al., (2016) ; también son de utilidad para la detección del riesgo de caídas (Medina, 2017) o la evaluación de enfermedades neurodegenerativas como el Alzheimer (López-Pascual et al., 2018) y el Parkinson (Serra-Añó et al., 2020). También se han utilizado para análisis de movimientos en el ámbito deportivo y en la empresa audiovisual (cine o producción de videojuegos). Al ser dispositivos portables permiten instrumentar a la persona en cualquier emplazamiento.

Por el contrario, desde el punto de vista técnico, al no registrar de manera directa la posición, la precisión de esta variable no es demasiado elevada. Otro aspecto a tener en cuenta sería que, para obtener una interpretación clínica de la medida, es necesaria una medida de calibración previa en una posición de referencia; esta posición, según la patología a evaluar, puede resultar imposible de adoptar afectando drásticamente al resultado final de la misma. La utilización de los IMUs para el análisis de movimientos requiere de un evaluador entrenado para su colocación e interpretación de las medidas. El coste de los sensores en sí no es muy elevado pero el software o aplicación imprescindibles para el registro y procesado de calidad de las medidas hacen que el conjunto del sistema pueda adquirir un elevado coste.

Otro sistema de valoración ágil es el sensor de detección Kinect. Es un controlador de videojuegos que fue creado para la videoconsola Xbox 360 (<https://www.xbox.com/es-ES>) por la empresa Microsoft. Este sensor supuso una innovación en el ámbito de los videojuegos ya que reconocía al jugador en movimiento sin que éste tuviera que sostener ningún mando ni tener puesto marcadores. Su funcionamiento está basado en la detección de las formas a través de sensores de profundidad, cámaras calibradas y un sistema de micrófonos integrado en el mismo dispositivo que permitía detectar el movimiento de los jugadores. El procesamiento de la información recibida se realiza con un software de Inteligencia Artificial (IA) (Del Valle Hernandez, s. f.). Por su sencillez de uso, portabilidad y bajo coste, pronto se vio la potencialidad de uso de este sistema en el ámbito clínico apareciendo diversos estudios donde se empleaba

el sensor Kinect en el ámbito de la tele rehabilitación (Ortiz-Gutiérrez et al., 2013) (Luna-Oliva et al., 2013). Como limitaciones de este sistema es que solo hace detecciones en 2D con una precisión no demasiado buena. Al ser un sistema patentado es dependiente de su fabricante pudiendo realizar cambios o modificaciones. Precisa también de un software complejo diseñado ad-hoc.

Otra metodología de valoración ágil son los sistemas basados en el video análisis. El video análisis es una técnica a través de la cual, a partir de una grabación de un video, se pueden obtener información de variables cinemáticas como posición, tiempo, velocidad y aceleración (ambas derivadas de la posición) de un movimiento que se produce en un solo plano, es decir, en 2D. Para ello, y para facilitar el procesado posterior se recomienda colocar marcadores fácilmente identificables en el segmento/s de estudio (Page, 2020) aunque esto no es imprescindible. Se precisa de un software que analice la grabación y permita obtener las coordenadas del movimiento y, a partir de éstas, inferir la velocidad y la aceleración del gesto. Cabe destacar de esta técnica la posibilidad de registrar las variables cinemáticas antes descritas en cualquier emplazamiento de manera ágil, sencilla y económica. La precisión de esta técnica de medida es buena; se ha estimado que, con un video realizado con una cámara de móvil el error de medida es de 0.3 mm en un área de medida de 300mm (Page et al., 2008). Como limitaciones de este sistema es el hecho de que solo puede analizar movimientos en 2D, la necesidad de conocimiento de manejo del software y de realizar un post procesado para obtener las variables de velocidad y aceleración. Un ejemplo de uso extendido en el ámbito deportivo e investigador es el software de análisis de movimientos Kinovea (<https://www.kinovea.org/>).

Estas metodologías ágiles de valoración (IMUs, Kinect y software de video análisis) han supuesto un importante salto de agilidad en cuanto a la detección del cuerpo en movimiento. Bien sea a través de los IMUs o de la grabación de un video de móvil, no precisan de la colocación de marcadores para obtener las variables implicadas en el movimiento y pueden ser usadas en cualquier emplazamiento.

Cabe destacar que estas metodologías están en continua evolución; existen numerosos desarrollos tecnológicos que pueden contribuir a la creación de nuevas metodologías de valoración o en la mejora de algunas ya existentes siempre y cuando mantengan un nivel de fiabilidad y validez aceptable como las que muestran las técnicas “más tradicionales”. Para ello, en la literatura destaca la presencia de estudios de fiabilidad que comparan el uso de estas metodologías ágiles con las técnicas más tradicionales. Estudios como el de (Ceseracciu et al., 2014) en el que se realizó una comparación entre un dispositivo *markerless* basado en la detección de la silueta y el uso de fotogrametría para la detección del rango articular en el plano sagital durante la marcha; o el de (Ancans et al., 2021), donde realizó un estudio comparativo entre un traje con IMUs y un sistema óptico de captación de movimiento para la detección de variables cinemáticas durante diferentes actividades físicas, son un ejemplo de ello.

Otro reto para las metodologías ágiles de valoración sería optimizar los softwares de registro y de procesamiento de las variables biomecánicas. La elevada cantidad de datos que caracterizan el movimiento humano, la heterogeneidad y la alta dimensionalidad de los mismos hacen que se precise de técnicas analíticas avanzadas (Halilaj et al., 2018). En esto, el desarrollo de la Inteligencia Artificial (IA) en los últimos años ha resultado de utilidad en el ámbito de la medicina en general y de la biomecánica, en particular, ya que es capaz de analizar grandes cantidades de

datos, identificar tendencias y patrones, y, de esa manera, permite formular predicciones de forma automática de manera rápida y precisa (Proyecto BIOMECH4IA, 2020). En el ámbito médico la inteligencia artificial (IA) está siendo de utilidad en el diagnóstico precoz de numerosas enfermedades, en la toma de decisiones terapéutica y en la predicción de enfermedades (Jiang et al., 2017).

En el ámbito de la biomecánica los últimos avances se centran en el desarrollo de sistemas de captación de movimientos ágiles junto con los avances en los algoritmos de IA. A continuación, se mostrarán varios trabajos al respecto. (Mündermann et al., 2006) desarrollo un sistema *markerless* de captación de movimientos con aplicación biomecánica. Diversas técnicas o algoritmos de IA han sido utilizados junto a sistemas de detección del movimiento (bien portables o tradicionales) aplicables para el análisis de la marcha y la rehabilitación (Khera & Kumar, 2020) o para el análisis del movimiento de pacientes con enfermedades neuromusculares y musculoesqueléticas (Halilaj et al., 2018). Se destacan los siguientes artículos por su novedad y relevancia para este proyecto. Se empleó la técnica de IA de redes neuronales para estimar ángulos de movimiento en 2D en los artículos de Sivakumar et al., (2021) y Stenum et al., (2021). También adquieren relevancia trabajos sobre el uso de IMUs y redes neuronales para estimar los ángulos de movimiento en pacientes con osteoartritis de rodilla (De Brabandere et al., 2020) o para analizar la marcha en pacientes post ictus (Iosa et al., 2016).

La manera que tienen los algoritmos de IA de detectar un cuerpo en movimiento es a través de la detección de puntos característicos del cuerpo humano. A través de una grabación de video donde no se necesitan marcadores, estos algoritmos son capaces de encontrar puntos característicos del cuerpo a través de los cuales se estima la postura humana en movimiento y, por lo tanto, realizando un análisis fotograma a fotograma permite conocer la posición de la persona durante todo el movimiento. En el mercado existen diferentes librerías de código abierto para la detección de estos puntos característicos y para la detección de la postura humana. Entre las más utilizadas se encuentran GluonCv (<https://cv.gluon.ai/>), MediaPipe, OpenPose, Open CV (<https://docs.opencv.org/master/index.html>), y OpenVINO™ de Intel®.

La librería abierta MediaPipe es la solución de Google para estimar la posición de una persona. La solución que utiliza para el seguimiento de la postura corporal (MediaPipe BlazePose) infiere 33 puntos de referencia en 2D en todo el cuerpo. A partir de ellos, realiza la estimación de la postura en movimiento. Estos puntos se encuentran distribuidos de manera simétrica y bilateral y se encuentran en las siguientes localizaciones: 10 puntos en la cara, en articulaciones principales como hombros, codos, muñecas, caderas, rodillas y tobillos y 3 en las manos y 2 en los pies adicionales. El modelo de detección de la persona que utiliza está basado en el “Hombre de Vitruvio” de Leonardo da Vinci. El detector predice dos puntos virtuales que describen el centro del cuerpo humano, la rotación y la escala como un círculo. Sobre estos, realiza una circunferencia alrededor de la persona que permite estimar el punto medio de las caderas y el ángulo de inclinación de la línea que conecta el punto medio entre las caderas y los hombros. El algoritmo que utiliza primero localiza la región de interés de la persona dentro de un marco. El detector predice posteriormente los 33 puntos clave dentro de la región de interés detectada con tres grados de libertad cada uno además de los dos puntos clave de alineación descritos anteriormente. En el caso de análisis de vídeos, el detector se ejecuta sólo en el primer fotograma y para los fotogramas posteriores se deriva la región de interés del fotograma anterior. Las prestaciones que presenta esta librería permiten que se pueda trabajar tanto en

tiempo real como en *streaming*. Esta librería está implementada para su uso en Android, iOS, Python, JavaScript y C++ (*MediaPipe Pose*, s. f.).

La librería abierta OpenVINO™ es la solución de Intel® para estimar la posición de una o varias personas en 2D. La estimación de la posición lo realizar a través de la detección de 18 puntos clave: orejas, ojos, nariz, cuello, hombros, codos, muñecas, caderas, rodillas y tobillos y a partir de estos y de sus conexiones conforman la estimación de la postura en movimiento (*OpenVINO Toolkit Overview*, s. f.). El enfoque de esta librería está basado en el enfoque OpenPose (Cao et al., 2019) cuya validez en el ámbito de la detección del movimiento ha sido testada frente a la fotogrametría en el artículo de Nakano et al., 2020).

1.2. PROBLEMA A RESOLVER

Considerando toda la información vista hasta ahora y teniendo en cuenta los pros y los contras de las técnicas biomecánicas mostradas, parece que el presente y el futuro de la valoración biomecánica pasa por el desarrollo de metodologías ágiles y rápidas *markerless* de detección del movimiento y de obtención rápida de las variables cinemáticas como son la posición, el tiempo, la velocidad o la aceleración (destacando la relevancia en el ámbito clínico del conocimiento del rango articular). La variabilidad y cantidad de los datos registrados hacen de las nuevas tecnologías de IA una herramienta básica para el procesado de estos datos y para poder estimar y predecir el movimiento de manera eficaz. Ambos abordajes precisan de estudios de fiabilidad y validez que aseguren que la información de las variables obtenidas a partir de estas metodologías mantiene el nivel de precisión, validez y fiabilidad de las metodologías de valoración más tradicionales siendo éste el planteamiento principal de este trabajo.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. PLANTEAMIENTO DE LA HIPOTESIS PRINCIPAL

La revisión del estado del arte mostrada en el capítulo anterior pone de manifiesto la necesidad de la creación de nuevas estrategias de valoración en el ámbito de la biomecánica. Actualmente los grandes laboratorios de biomecánica que están presentes en el ámbito hospitalario tienen una finalidad principalmente investigadora al igual que los presentes en las universidades. Para extrapolar los beneficios de la biomecánica a otros ámbitos y/o con otros fines, como puede ser el clínico, el ámbito de la empresa o el trabajo de campo, es indispensable que los dispositivos de valoración se adapten a las nuevas necesidades. Esto pasa por diseñar herramientas de valoración portables y ágiles manteniendo el grado de fiabilidad y validez que tienen los dispositivos clásicos de valoración biomecánica. En este sentido, los avances en la tecnología “juegan a favor” ya que, desde hace unos años, estos avances pasan por la rapidez en la obtención y el procesamiento de los datos (sea cual sea su finalidad) y la facilidad de obtención de los mismos (a través de un dispositivo portable, generalmente).

Por lo tanto, la hipótesis principal de este trabajo es que mediante el análisis de videos de gestos funcionales (marcha, pasar un escalón y levantarse de un taburete) realizado por dos redes neuronales (MediaPipe y OpenVINO™) es posible obtener la medida del rango de la articulación de la rodilla con resultados similares a los obtenidos a través de fotogrametría.

2.2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es el poner a punto una metodología de valoración biomecánica ágil, rápida y sencilla a partir del análisis de movimientos mediante el uso de técnicas de visión e Inteligencia Artificial (IA).

Para lograr este objetivo general se plantean los siguientes objetivos secundarios:

1. Validar la tecnología portable con el sistema de fotogrametría considerado como *Gold Standard* en el análisis cinemático del movimiento humano.
2. Analizar cuál es la librería de IA más óptima para la detección del rango articular de la rodilla en el plano sagital.
3. Estudiar cuales son las condiciones óptimas de detección en la toma de medidas.

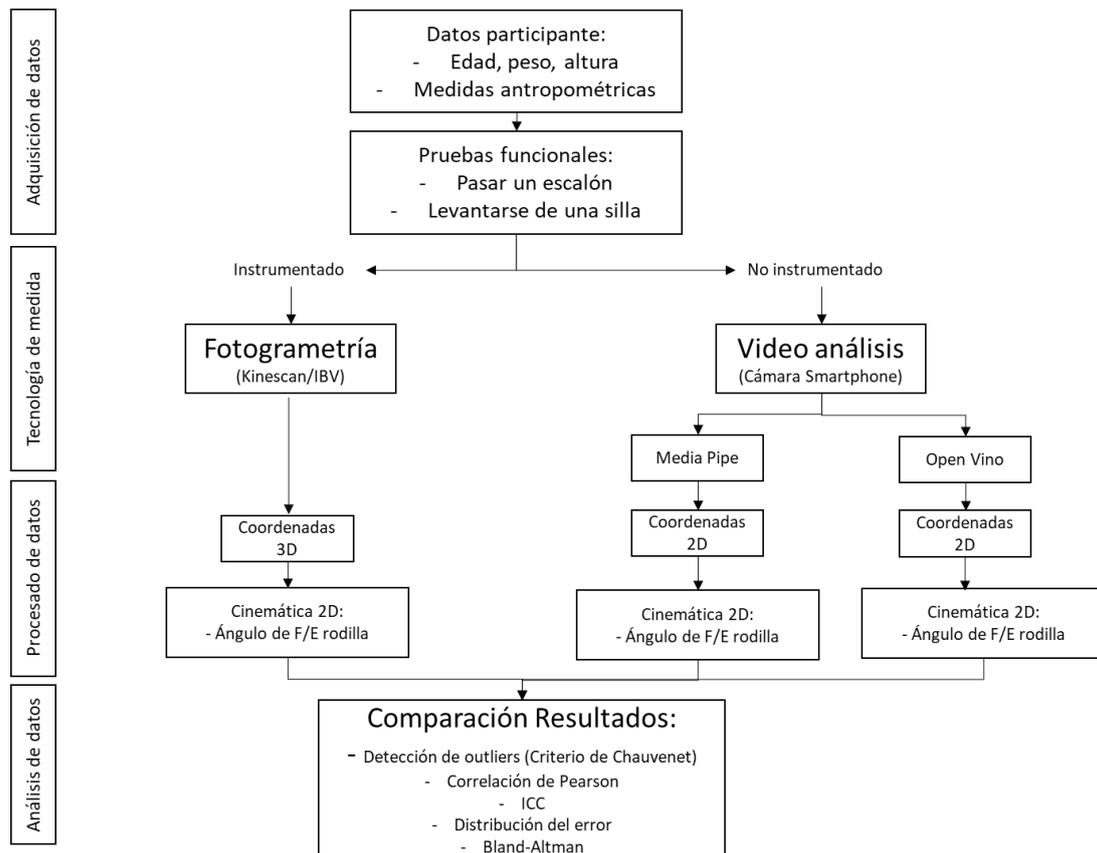
3. MATERIALES Y MÉTODOS

En el siguiente apartado se describen con detalle cómo se desarrollaron cada una de las fases de este trabajo. En la fase de adquisición de datos, se da información sobre el reclutamiento de la muestra de ensayo; en la fase de tecnología de medida; se describen las tecnologías empleadas y el protocolo utilizado; en la fase de procesado de datos, se explica cómo los datos obtenidos fueron transformados a valores de rango articular; por último, se muestra cómo se realizó en análisis estadístico de los resultados del estudio.

El proceso que se ha utilizado en este trabajo se resume en el siguiente gráfico (Figura 1)

Figura 1

Diagrama de flujo de trabajo



3.1. ADQUISICIÓN DE DATOS

Participantes

Este trabajo es un estudio observacional con medidas repetidas sobre una muestra de sujetos en fases iniciales de artrosis para estudiar la validez de un sistema de análisis de movimientos basado en IA y fotogrametría.

Para este estudio han sido seleccionados 59 sujetos, 35 mujeres y 24 hombres. Los sujetos fueron reclutados del Hospital Universitario de La Fe (Valencia) y participaron de manera voluntaria en el estudio. El principal criterio de inclusión ha sido el estar diagnosticado de artrosis en rodilla/s en estadios iniciales, por lo que ninguno de ellos presentaba problemas graves de movilidad. Las edades de los participantes estaban comprendidas entre los 41 y los 67 años. Los participantes firmaron el consentimiento informado pertinente con la aceptación de los términos y condiciones del estudio (Anejo I). El estudio ha sido aprobado por el comité de ética del Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital la Fe (Valencia).

Las medidas fueron realizadas en el Laboratorio de movimientos del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

3.2. TECNOLOGÍA DE MEDIDA

En el siguiente apartado se muestran los dispositivos utilizados para la grabación y registro de los movimientos.

Sistema de Análisis de Movimientos Kinescan/IBV

Para realizar las medidas de fotogrametría se empleó el sistema de análisis de movimientos Kinescan/IBV v2014. A partir de imágenes de vídeo registradas por un sistema de cámaras se obtienen las coordenadas en 3D de los marcadores colocados sobre la persona en movimiento (Page et al., 2006). El cálculo de las posiciones de los marcadores se realiza de forma automática y en tiempo real lo que permite tener las coordenadas de los marcadores inmediatamente después de realizar el gesto.

El dispositivo de cámaras estaba formado por 9 cámaras modelo OptiTrack S250e (Figura 2) y estaban instaladas alrededor del espacio donde se tomaron las medidas (Laboratorio de movimientos del IBV) (Figura 3).

Figura 2

Detalle de las cámaras empleadas y sus características técnicas



Resolución	832x832 (pixel)
Óptica	5.5 mm F#1.8
Filtro	800 nm IR
Iluminación	96 leds IR

Nota. Adaptado de *Características de las cámaras empleadas*, de Enric Medina, 2018, *Estudio del estado de fatiga en corredores de fondo a partir de patrones biomecánicos. Monitorización mediante sistemas integrados en el calzado* [Tesis de Doctorado, Universitat Politècnica de València].

Figura 3

Laboratorio donde se realizaron las medidas



Dispositivo Móvil

Para la adquisición de los videos que serían posteriormente analizados por los algoritmos de IA, se usó un dispositivo móvil acoplado a un trípode de sujeción para asegurar una posición estable del móvil. La posición óptima del dispositivo móvil es la mostrada en la Figura 4; ésta sería lo más perpendicular al movimiento a registrar para que, de esta manera, el móvil registre el movimiento de los sujetos en el plano sagital.

Figura 4

Disposición del móvil con respecto al plano de movimiento



Protocolo de Medida

A continuación, se describe el protocolo empleado para la toma de medidas de los sujetos:

Recepción del Sujeto de Ensayo. En primer lugar, el sujeto era informado sobre el ensayo que iba a realizar y si estaba de acuerdo con lo expuesto firmaba el consentimiento informado. La ropa necesaria para la realización del ensayo era pantalón corto y camiseta corta o top (mujeres); si el sujeto no disponía de ésta se le facilitaba. Los ensayos se realizaron descalzos.

Realización de Medidas Antropométricas. Una vez que el sujeto estaba vestido con la ropa del ensayo, se procedía a la recogida de unos datos generales del sujeto (nombre, edad y sexo) y unos datos antropométricos globales (peso y altura) y específicos del miembro inferior (ancho de tobillo, ancho de rodilla y longitud de la pierna) (Figura 5). Estos datos fueron almacenados en una hoja Excel.

Figura 5

Medidas antropométricas tomadas en el ensayo



La medida del ancho de tobillo y rodilla se realizó en sedestación midiendo la distancia entre el maléolo interno y externo del tobillo y la distancia entre los cóndilos femorales respectivamente. Estas medidas fueron tomadas con un calibre electrónico. La medida de la longitud de la pierna se realizó en bipedestación midiendo la distancia entre el trocánter mayor del fémur hasta el suelo con una cinta métrica. Las medidas se tomaron de un solo lado.

La finalidad de la recogida de estos datos antropométricos queda fuera del ámbito de estudio de este proyecto.

Instrumentación del Sujeto. Después de la toma y registro de las medidas antropométricas, se procedía a la colocación de los marcadores reflectantes de fotogrametría. El modelo de marcadores utilizado está basado en el modelo biomecánico “*Plug-in Gate functional*” Model desarrollado por la empresa VICON (<https://www.vicon.com/>). Este modelo está formado por 28 marcadores y la posición de los mismos está expuesta Tabla 1:

Tabla 1

Posición de los marcadores de fotogrametría

Parte del cuerpo	Posición de los marcadores
Pie	Cabeza 2 ^o metatarsiano Calcáneo
Tobillo	Maléolo peroneo Maléolo tibial
Rodilla	Cóndilo femoral externos Cóndilo femoral internos
Pelvis	Espina iliaca anterosuperior Espina iliaca posterosuperior
Muslo	Lateral (vértice del triángulo) 1/3 proximal (arriba) 1/3 distal (abajo)
Pierna	Lateral (vértice del triángulo) 1/3 proximal (arriba) 1/3 distal (abajo)

Ambos miembros inferiores fueron instrumentados. De los marcadores mostrados, 4 de ellos eran marcadores de calibración, es decir, una vez realizada la calibración fueron retirados. Estos marcadores eran los marcadores de los maléolos tibiales y de los cóndilos femorales internos.

En la Figura 6 se muestra a uno de los sujetos de ensayo instrumentado con los marcadores reflectantes de fotogrametría.

Figura 6

Colocación de los marcadores en un sujeto de ensayo



Como se puede observar en la Figura 6, los marcadores del muslo y de la pierna forman un triángulo de vértice el marcador del lateral. La disposición de los triángulos no es simétrica, es más bajo el triángulo de muslo del lado derecho con respecto al lado izquierdo y más bajo el triángulo de pierna del lado izquierdo con respecto al derecho.

Grabación de las Pruebas. Una vez que el sujeto estaba instrumentado se procedía a la grabación de las pruebas con el sistema de análisis de movimientos Kinescan/IBV y con el dispositivo móvil al mismo tiempo.

Las pruebas grabadas con Kinescan/IBV fueron las siguientes. En primer lugar, se realizaba una calibración estática, en segundo lugar, una calibración funcional y, en tercer lugar, se grabaron los siguientes gestos funcionales: Pasar un escalón y levantarse de un taburete.

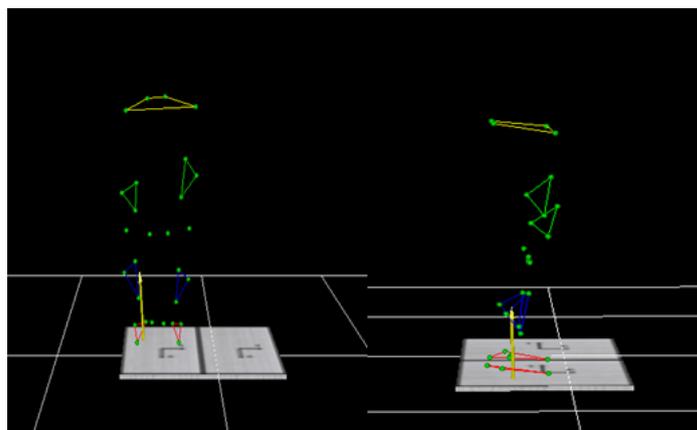
Con el dispositivo móvil no fue necesario grabar las calibraciones, por lo tanto, solo se grabaron las pruebas de los gestos funcionales.

Calibración Estática. El objetivo de esta calibración era el identificar los marcadores que están colocados sobre el sujeto en el modelo biomecánico generado en el software Kinescan/IBV y que serán referencia para el resto de gestos grabados.

Para ello, el sujeto se colocaba en bipedestación con ambos pies sobre la plataforma de fuerzas presente en el laboratorio, con los brazos cruzados y mirando al frente. Se solicitaba al sujeto que permaneciese quieto durante 5 segundos. La frecuencia de grabación fueron 100 Hercios (Hz). Una vez pasado el tiempo de grabación, se etiquetaba en el software cada marcador de la postura grabada con su denominación correspondiente del modelo biomecánico generado. En la Figura 7 se puede ver un ejemplo de la imagen de la calibración estática en el software después de haber realizado la identificación de los marcadores.

Figura 7

Imagen de la calibración estática en el software Kinescan/IBV



Nota: Vista frontal (izquierda) y vista lateral (derecha) de la calibración estática correspondiente a uno de los sujetos de ensayo.

Después de la calibración estática se retiraron ambos marcadores de los maléolos tibiales y de los cóndilos femorales internos.

Calibración Funcional. El objetivo de esta calibración era el identificar los centros de rotación de la rodilla y de la cadera respectivamente.

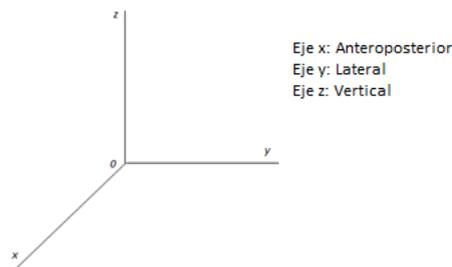
Para ello, el sujeto se colocaba en bipedestación con ambos pies sobre la plataforma de fuerzas, con los brazos cruzados y mirando al frente.

En primer lugar, se realizaba una calibración funcional de un gesto realizado con la cadera y, en segundo lugar, otra calibración de un gesto realizado con la rodilla. Ambos gestos eran grabados de manera independiente y se realizaron de un solo lado (no era relevante el lado de realización).

Para la descripción de la calibración funcional y para el registro de las medidas se consideró el sistema de referencia de coordenadas cartesianas mostrado en la Figura 8.

Figura 8

Sistema de referencia de coordenadas cartesianas



La calibración funcional de la cadera estaba compuesta por la siguiente secuencia de movimientos realizados con la rodilla extendida:

- Desplazamiento de la pierna hacia arriba y delante (movimiento en el eje x, plano sagital)
- Desplazamiento de la pierna hacia arriba y la línea que forma 45° con el eje x e y.
- Desplazamiento de la pierna hacia arriba y lateral (movimiento en el eje y, plano frontal).
- Desplazamiento de la pierna hacia atrás y la línea que forma 45° con el x e y.
- Desplazamiento de la pierna hacia arriba y atrás (movimiento en el eje x, plano sagital).
- Realización de un círculo con la pierna hacia delante (desde atrás hacia delante).
- Realización de un círculo con la pierna hacia atrás (desde delante hacia atrás).

La grabación del gesto duraba 20 segundos

La calibración funcional de la rodilla estaba compuesta por la siguiente secuencia de movimientos:

- Desplazamiento hacia arriba y delante de la pierna y manteniendo la cadera la flexionada, se solicitaron 4 repeticiones del movimiento de flexión-extensión de rodilla.

La grabación del gesto duraba 15 segundos.

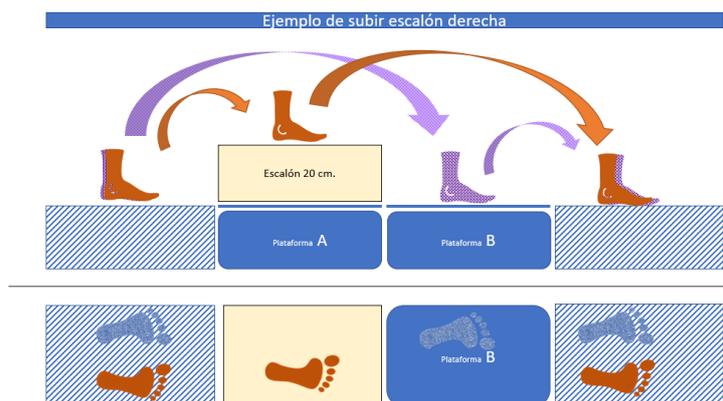
La frecuencia de grabación de ambos gestos fueron 100Hz.

Gestos Funcionales: Pasar un Escalón (“Step”): Para el registro del gesto “pasar un escalón” con Kinescan/IBV el sujeto se colocaba en bipedestación, sobre la plataforma de fuerza libre de escalón, con los brazos en cruz sobre el pecho y con una separación de los pies a la altura de las caderas. Se colocó un escalón que tiene una altura de 20 centímetros (cm) sobre la plataforma de fuerzas libre de sujeto.

La prueba consistía en pasar un escalón, de manera que el primer paso del sujeto subía al escalón, la pierna de vuelo (la contraria) apoyaba directamente al otro lado del escalón (fuera de él) en la plataforma libre de escalón. La prueba finalizaba cuando el segundo pie (el primero que salió) tocaba el suelo al otro lado del escalón (en la plataforma libre de escalón) y se situaba junto al otro pie. Un esquema del gesto es mostrado en la Figura 9.

Figura 9

Esquema de la prueba de pasar un escalón



Para evitar ocultaciones de los marcadores de fotogrametría situados en ambos calcáneos, se pedía al paciente que su posición de partida fuera cercana al escalón para que cuando realizara el vuelo los talones no quedasen demasiado cerca del escalón.

Se realizaron un total de 3 repeticiones por cada pierna que eran registradas de manera independiente. Las repeticiones se realizaron hacia el mismo sentido.

Cada repetición duraba aproximadamente unos 6 segundos y la frecuencia de grabación fueron 100Hz.

Para el registro del gesto con el dispositivo móvil, éste fue situado en perpendicular al sentido del movimiento (Figura 10).

Figura 10

Colocación del dispositivo móvil en el gesto de pasar un escalón



Al estar situado el escalón sobre la plataforma de fuerzas, se situó el trípode a esa altura. De esta manera, se registró el gesto en el plano sagital. Las grabaciones de las repeticiones realizadas con el dispositivo móvil se tomaron de manera continuada (un video por cada pierna).

Gestos Funcionales: Levantarse de un Taburete (“Sit to Stand (Stst)”). Para el registro del gesto de levantarse de un taburete con Kinescan/IBV el sujeto se situaba sentado sobre un taburete sin respaldo ni reposabrazos situado a una altura de 43 cm, con los brazos en cruz sobre el pecho y con una separación de los pies a la altura de las caderas. La situación de los pies era aquella que permitiese una posición neutra de los tobillos y facilitase el gesto de ponerse de pie (ligeramente en flexión dorsal y rodillas a 90°). El sujeto tenía que ponerse de pie desde esa posición de partida y mantenerse quieto mirando al frente.

Se realizaron un total de 3 repeticiones que fueron registradas de manera independiente.

Cada repetición duraba aproximadamente unos 5 segundos y la frecuencia de grabación fueron 100Hz.

Para el registro del gesto con el dispositivo móvil éste fue situado en perpendicular al sentido del movimiento (Figura 11).

Figura 11

Colocación del dispositivo móvil en el gesto de levantarse de un taburete



De esta manera, se registró el gesto en el plano sagital. Las grabaciones de las repeticiones realizadas con el dispositivo móvil se tomaron de manera continuada.

Modelo Biomecánico. Como se ha comentado con anterioridad, el modelo biomecánico utilizado para la realización de las medidas fue el Plug-in Gate de VICON (Vicon Documentation, s. f.). Por lo tanto, este fue el modelo implementado en el software Kinescan/IBV. En la Tabla 2 se muestra la descripción del modelo, la denominación de cada marcador en el software y la correspondencia de ésta con cada marcador reflectante.

Tabla 2

Descripción del modelo biomecánico implementado en Kinescan/IBV

Denominación	Segmento	Correspondencia marcador reflectante	Tipo de marcador
Lasi	Pelvis	Espina iliaca anterosuperior izquierda	Real y anatómico
Lpsi	Pelvis	Espina iliaca posterosuperior izquierda	Real y anatómico
Rasi	Pelvis	Espina iliaca anterosuperior derecha	Real y anatómico
Rpsi	Pelvis	Espina iliaca posterosuperior derecha	Real y anatómico
Rthi	Thigh_r	Lateral del muslo derecho	Real
Rthia	Thigh_r	1/3 distal del fémur derecho	Real

Rthiau	Thigh_r	1/3 proximal del fémur derecho	Real
Rkne	Knee_r	Cóndilo femoral externo derecho	Real y anatómico
Rknem	Knee_r	Cóndilo femoral interno derecho	Real y anatómico
Ritb	Tibia_r	Lateral de la pierna derecha	Real
Ritba	Tibia_r	1/3 distal de la pierna derecha	Real
Rtibau	Tibia_r	1/3 proximal de la pierna derecha	Real y anatómico
Rank	Ankle_r	Maléolo peroneo derecho	Real y anatómico
Rankm	Ankle_r	Maléolo tibial derecho	Real y anatómico
Rhee	Toe_r	Calcáneo derecho	Real y anatómico
Rtoe	Toe_r	Cabeza 2º metatarsiano derecho	Real
Lthi	Thigh_l	Lateral del muslo izquierdo	Real
Lthia	Thigh_l	1/3 distal del fémur izquierdo	Real
Lthiau	Thigh_l	1/3 proximal del fémur izquierdo	Real
Lkne	Knee_l	Cóndilo femoral externo izquierdo	Real y anatómico
Lknem	Knee_l	Cóndilo femoral interno izquierdo	Real y anatómico
Ltib	Tibia_l	Lateral de la pierna izquierda	Real
Ltiba	Tibia_l	1/3 distal de la pierna izquierda	Real
Ltibau	Tibia_l	1/3 proximal de la pierna izquierda	Real
Lank	Ankle_l	Maléolo peroneo izquierdo	Real y anatómico
Lankm	Ankle_l	Maléolo tibial izquierdo	Real y anatómico
Lhee	Toe_l	Calcáneo izquierdo	Real y anatómico
Ltoe	Toe_l	Cabeza 2º metatarsiano izquierdo	Real y anatómico

Nota: Los marcadores anatómicos son aquellos que están situados sobre relieves o prominencias óseas. En este caso, además todos son reales porque se calculan a partir de los marcadores reflectantes situados sobre los segmentos corporales del sujeto.

3.3. PROCESADO DE DATOS

Sistema de Análisis de Movimientos Kinescan/IBV

Una vez que las pruebas fueron grabadas, los marcadores del modelo del software se digitalizaron de manera automática y la información de las posiciones en 3D de cada uno de los marcadores fueron exportadas en formato Coordinate 3D (C3D) incluyendo los cálculos cinemáticos de las diferentes articulaciones. El cálculo de los parámetros cinemáticos fueron obtenidos de la propia aplicación (Duffell et al., 2014). Para este trabajo se extrajeron sólo los ángulos de flexo/extensión de la rodilla derecha e izquierda.

Dispositivo Móvil

Al realizarse las grabaciones de los gestos funcionales de manera continuada (todas las repeticiones de cada gesto en un único video), fue necesario cortar cada grabación de cada gesto para obtener un video por repetición y así permitir el procesamiento posterior de los videos. Se obtuvieron 6 videos por cada lado en el caso del gesto de la marcha, 3 videos por cada lado en el caso de pasar un escalón (6 en total) y 3 videos del gesto de levantarse de un taburete. El editor de video usado para realizar esto fue Shotcut (<https://shotcut.org/>).

Posteriormente, estos videos sirvieron de input para las librerías de detección de la postura OpenVINO™ y MediaPipe donde, a través de sus algoritmos se pudieron detectar los puntos anatómicos característicos y a través de ellos, la postura de los sujetos en movimiento y los ángulos de las diferentes articulaciones. De esta manera, analizando postura a postura se pudieron obtener las coordenadas 2D de los desplazamientos de los segmentos corporales en el plano sagital. Para este trabajo fueron considerados las coordenadas X e Y del desplazamiento de las articulaciones de las caderas, rodillas y tobillos (distal y proximal) con el fin de obtener el ángulo de flexo/extensión de rodilla mediante el siguiente proceso:

- Obtención de los vectores unitarios de la línea entre el punto proximal y el distal (Ecuación 1)

$$\overline{v_{xy}} = (x_d - x_p), (y_d - y_p) \quad (1)$$

- Obtención los vectores unitarios tanto de la pierna v_{pierna} como el del muslo v_{muslo} (Ecuación 2)

$$\overline{v_{xy}_{norm}} = \frac{\overline{v_{xy}}}{norm(\overline{v_{xy}})} \quad (2)$$

- Obtención del ángulo entre muslo y pierna. (Ecuación 3)

$$\alpha = \cos^{-1}(\overline{v_{pierna}} \times \overline{v_{muslo}}) \quad (3)$$

La obtención de las coordenadas 2D a partir de las redes neuronales se obtienen de forma automática introduciendo los vídeos como entrada según el manual de uso de los diseñadores (*MediaPipe Pose*, s. f.) (*OpenVINO Toolkit Overview*, s. f.).

3.4. ANÁLISIS DE DATOS

Para llevar a cabo el análisis estadístico de este estudio se han utilizado el software de hojas de cálculo Microsoft Excel y el software Matlab (versión R2020b, *academic use*).

Análisis Descriptivo

Se realizó una descripción de los datos generales y antropométricos de la muestra: Tamaño de la muestra, género, edad, peso, altura e índice de masa corporal (IMC). En el caso de la variable “género” se describieron las frecuencias de cada uno y en el resto de variables, el promedio y como medida de dispersión, la desviación estándar (SD).

Análisis de Validez de las Medidas Obtenidas de las Librerías de IA

Las medidas del rango articular de ambas rodillas de cada gesto funcional obtenidas tras el procesamiento de los videos con IA se han comparado con los registros obtenidos de fotogrametría, considerando a ésta como *Gold Standard* del análisis cinemático del movimiento humano.

En primer lugar, se realizó una determinación de datos anómalos o outliers según el criterio de Chauvent. Se calculó la media y la desviación estándar (SD) de las diferencias entre las medidas de Kinescan con respecto a MediaPipe y a OpenVINO™, respectivamente. Después, se calculó la desviación con respecto a la media de cada diferencia entre las dos medidas. Este valor al dividirlo entre la SD se obtuvo un coeficiente que fue el dato para comparar en la tabla de puntos críticos de Chauvenet. Las medidas (diferencias) cuyos coeficientes se situaban por encima de los puntos críticos mostrados en la tabla eran descartadas. Los puntos críticos varían en función del tamaño de la muestra (*Determinación de datos anómalos (outliers). Criterio de Chauvenet*, s. f.).

A continuación, se analizó la correlación lineal entre ambas medidas calculando el coeficiente de Pearson y se realizaron diagramas de dispersión; para el análisis de la consistencia o conformidad con el *Gold Standard* se ha calculado el índice de correlación intraclass (ICC) tipo 3,1; éste se define como un análisis de la varianza de medidas repetidas con dos factores de efectos mixtos (*Coefficiente de correlación intraclass*, s. f.) en el que se utilizan las medidas individuales y no una media de las mismas (Landers & Old Dominion University, s. f.). La interpretación del ICC_{3,1} se ha realizado considerando la siguiente escala (Tabla 3) propuesta por Fleiss (1986).

Tabla 3

Fuerza de la concordancia según los valores del ICC

Valor del ICC	Fuerza de la concordancia
>0.90	Muy buena
0.71-0.90	Buena
0.51-0.70	Moderada
0.31-0.50	Mediocre
< 0.30	Mala o nula

Para analizar el acuerdo entre las medidas observando si las posibles discrepancias o sesgos encontrados son homogéneos o no se han empleado los gráficos de Bland-Altman. Los límites de concordancia se determinaron como la diferencia media entre las medidas ± 2 veces la desviación estándar por lo que se asumió un intervalo de confianza del 95% de la diferencia media entre las medidas (Bland & Altman, 1995). Este tipo de gráficos son ampliamente utilizados en el ámbito clínico y de la biomedicina resultando de utilidad para comparar nuevos dispositivos de medida con el *Gold Standard* (Bland & Altman, 1999). A continuación, se ha analizado la distribución de las diferencias a través de un histograma.

4. RESULTADOS

La organización de este capítulo es la siguiente: En primer lugar, se muestran los resultados de las medidas de validez correspondientes al gesto funcional “levantarse de un taburete (Stst)” y a continuación, los resultados correspondientes al gesto funcional “pasar un escalón (Step)”. De cada uno de ellos se muestran un ejemplo de las curvas de evolución del rango articular, los gráficos de dispersión, el índice de correlación intraclase, los gráficos de acuerdo o Bland-Altman y la distribución de las diferencias de las medidas.

4.1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

Un total de 59 sujetos participaron en el estudio, 35 mujeres y 24 hombres. La distribución del género, las características y los datos antropométricos de la muestra de estudio se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4

Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) según el género.

	Mujeres	Hombres	Total
Tamaño de la muestra	35	24	59
Edad (años)	53±5.68	52.82±5.67	52.95±5.86
Altura (m)	1.61±0.05	1.73±0.05	1.66±0.08
Peso (Kg)	71.80±12.79	82.73±11.31	76.25±13.27
Índice de masa corporal (IMC)	27.46±5.18	27.52±3.16	27.64±3.96

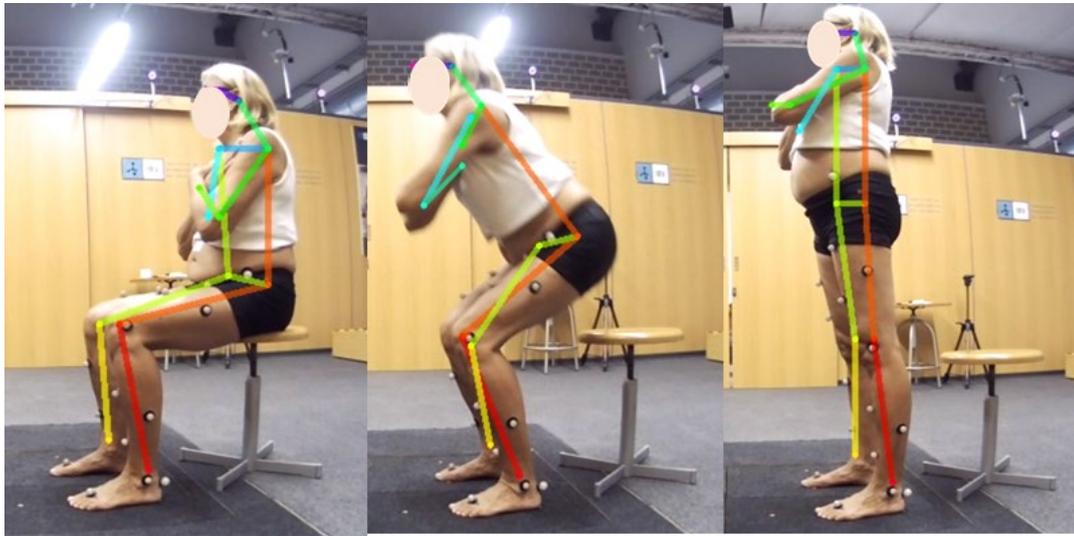
4.2. MEDIDAS DE VALIDEZ DEL GESTO “LEVANTARSE DE UN TABURETE (STST)”

Curvas del ángulo de flexión-extensión de rodilla

Se obtuvieron datos del rango de la flexión-extensión de la rodilla en cada momento del gesto “Levantarse de un taburete” a través de Kinescan/IBV y de las redes neuronales MediaPipe y OpenVINO™ a partir de las coordenadas en 2D de cada articulación detectadas por estas redes. En la Figura 12 se muestran imágenes de uno de los vídeos tras ser procesado por la red neuronal OpenVINO™. En la Figura 13 se presentan las gráficas de la evolución del ángulo de la rodilla correspondientes al mismo sujeto y grabación de la Figura 12 obtenido con Kinescan y estimado con MediaPipe y OpenVINO™ respectivamente.

Figura 12

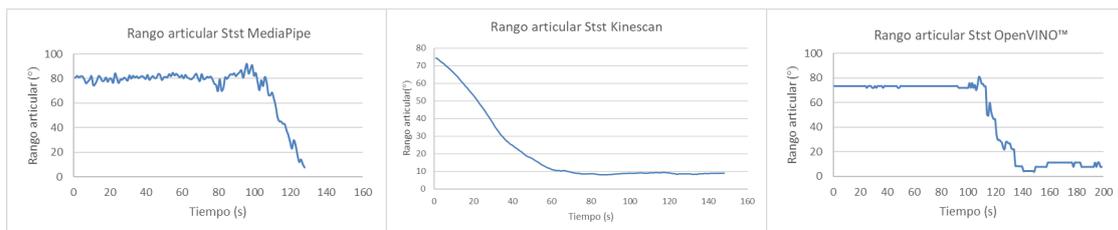
Imágenes procesadas por OpenVINO™ del gesto “levantarse de un taburete”



Nota: Imágenes correspondientes a la primera repetición del sujeto 001 del gesto “levantarse de un taburete”. Los segmentos de colores representan los segmentos corporales detectados por la red de cuyas uniones (las articulaciones) son extraídas sus coordenadas en 2D y a partir de éstas, son estimados los ángulos articulares de la rodilla.

Figura 13

Curvas de evolución del ángulo de la rodilla durante el gesto “Levantarse de un taburete”



Nota: Curvas del ángulo de la rodilla derecha correspondientes a la primera repetición del sujeto 001 del gesto “levantarse de un taburete”. Izquierda, rangos articulares obtenidos con MediaPipe; centro, rangos articulares obtenidos con Kinescan; derecha, rangos articulares obtenidos con OpenVINO™.

Resultados de las medidas Kinescan-MediaPipe del gesto “levantarse de un taburete”

Detección de Datos Anómalos (Outliers) de las medidas Kinescan-MediaPipe (Stst)

Con los datos iniciales correspondientes a 59 sujetos (354 muestras) se realizó la detección de datos anómalos (outliers) bajo el criterio de Chauvenet. El coeficiente de Chauvenet para este

tamaño de muestra es de 3.14, por lo tanto, las muestras cuyas diferencias estaban por encima de ese valor fueron descartadas. Tras la eliminación de los datos anómalos, la distribución de género, características y datos antropométricos de la muestra de estudio de este gesto se en la Tabla 5.

Tabla 5

Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-MediaPipe (Stst) según el género.

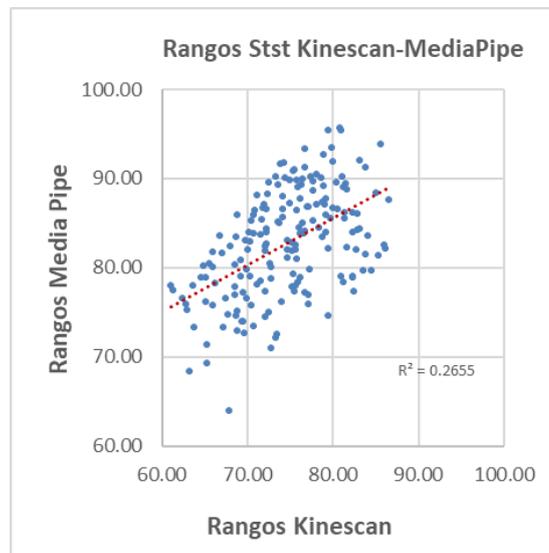
	Mujeres	Hombres	Total
Tamaño de la muestra	22	20	42
Edad (años)	55±6.08	53.48±4.80	53.55±5.27
Altura (m)	1.61±0.05	1.73±0.05	1.66±0.08
Peso (Kg)	69.36±13.18	80.24±9.08	74.75±12.46
Índice de masa corporal (IMC)	26.94±4.44	26.88±2.47	27.91±3.60

Análisis de correlación Kinescan y MediaPipe (Stst)

Considerando el diagrama de dispersión (Figura 14) de los valores del rango de la articulación de la rodilla medidos con Kinescan y estimados con la red neuronal MediaPipe y el valor del coeficiente de correlación de Pearson (0.51) se puede afirmar que la correlación es positiva entre ambos pares de datos.

Figura 14

Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y MediaPipe en el gesto Stst



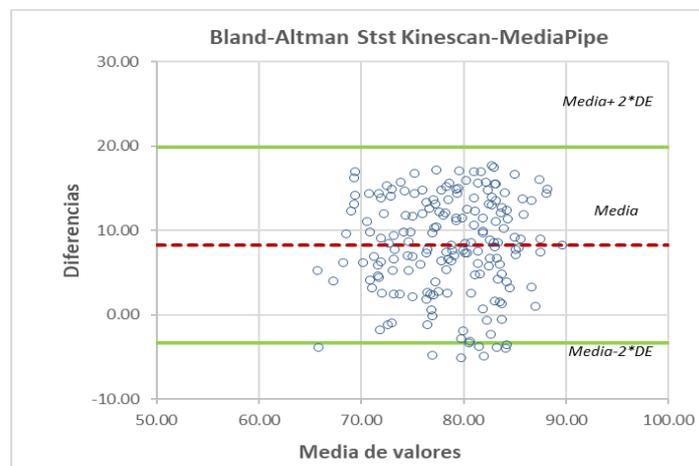
Coefficiente de Correlación Intraclase (ICC). El coeficiente de correlación intraclase (ICC_{3,1}) encontrado para la comparación entre las medidas de rango articular de Kinescan y MediaPipe ha sido de 0,51 resultando compatible con una fuerza de concordancia moderada entre ellas.

Análisis de Bland-Altman (Stst)

Para visualizar gráficamente la concordancia o acuerdo entre ambas tandas de medidas se ha recurrido al gráfico de Bland-Altman (Figura 15).

Figura 15

Gráfico de Bland-Altman Kinescan-MediaPipe en el gesto Stst

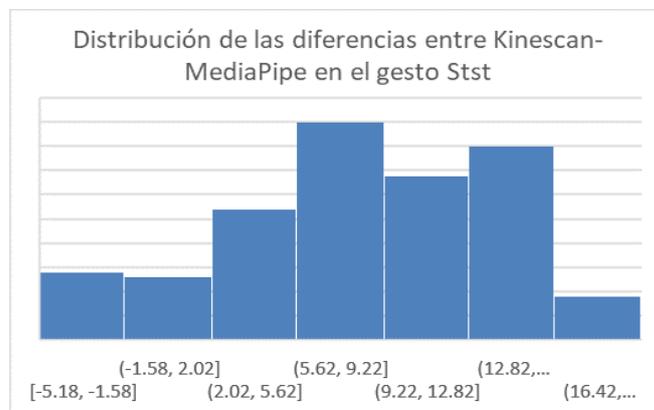


Nota: Gráfico de Bland-Altman para la medida del acuerdo entre Kinescan y MediaPipe representado por cada uno de los círculos. En verde se representan las líneas que delimitan el intervalo de confianza (IC=95%) y en rojo la media de las diferencias encontradas para par de medidas. El límite superior de acuerdo es de 19.85°, la media de las diferencias son 8.22°, desviación estándar (DE) de 5.81° y el límite inferior de acuerdo es de -3.40°.

Para analizar la distribución de las diferencias entre ambas medidas se muestra el siguiente histograma (Figura 16).

Figura 16

Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y MediaPipe en el gesto Stst



Resultados de las medidas Kinescan-OpenVINO™ del gesto levantarse de un taburete

Detección de Datos Anómalos (Outliers) de las medidas Kinescan- (Stst)

La detección de datos anómalos (outliers) se realizó según el criterio de Chauvenet. Los datos iniciales correspondían a 59 sujetos (354 muestras). El coeficiente de Chauvenet para este tamaño de muestra es de 3.14, por lo tanto, las muestras cuyas diferencias estaban por encima de ese valor fueron descartadas. Tras la eliminación de los datos anómalos, la distribución de género, características y datos antropométricos de la muestra de estudio del gesto “levantarse de un taburete” se muestra en la Tabla 6.

Tabla 6

Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-OpenVINO™ (Stst) según el género.

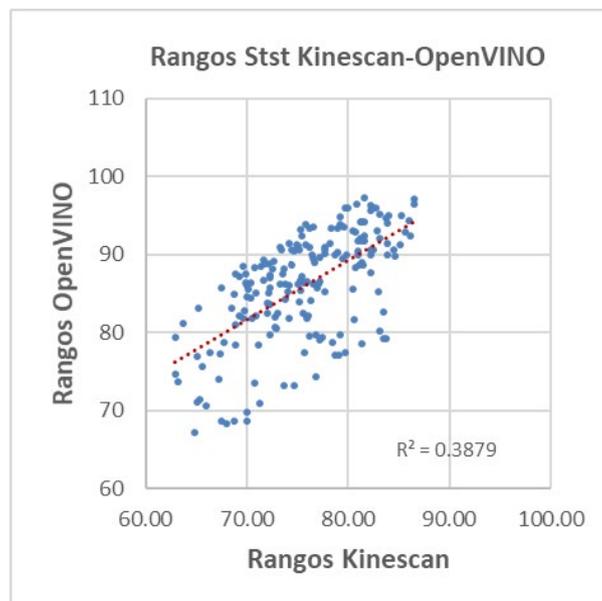
	Mujeres	Hombres	Total
Tamaño de la muestra	25	20	45
Edad (años)	53.35±6.37	52.65±5.01	53.04±5.76
Altura (m)	1.60±0.06	1.72±0.04	1.66±0.07
Peso (Kg)	69±12	80.56±10.01	74.14±12.48
Índice de masa corporal (IMC)	26.66±4.31	27.17±3.09	26.89±3.79

Análisis de correlación Kinescan y OpenVINO™ (Stst)

Considerando el diagrama de dispersión (Figura 17) de los valores del rango de la articulación de la rodilla medidos con Kinescan y obtenidos de la red neuronal OpenVINO™ y el valor del coeficiente de correlación de Pearson (0.62) se concluye que existe una correlación positiva entre ambos pares de valores.

Figura 17

Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Stst



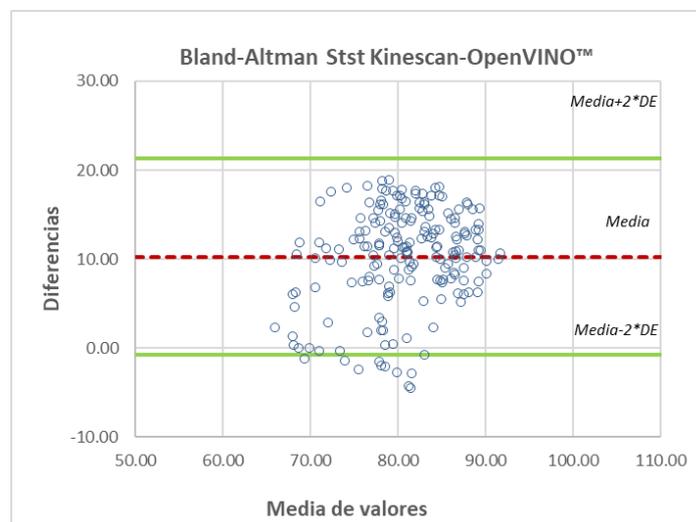
Coefficiente de correlación intraclase (ICC). El coeficiente de correlación intraclase (ICC3,1) encontrado para la comparación entre las medidas de rango articular de Kinescan y OpenVINO™ ha sido de 0,62 resultando compatible con una fuerza de concordancia moderada entre ellas.

Análisis de Bland-Altman (Stst)

La concordancia o acuerdo entre ambas tandas de medidas se ha analizado a través del gráfico de Bland-Altman (Figura 18).

Figura 18

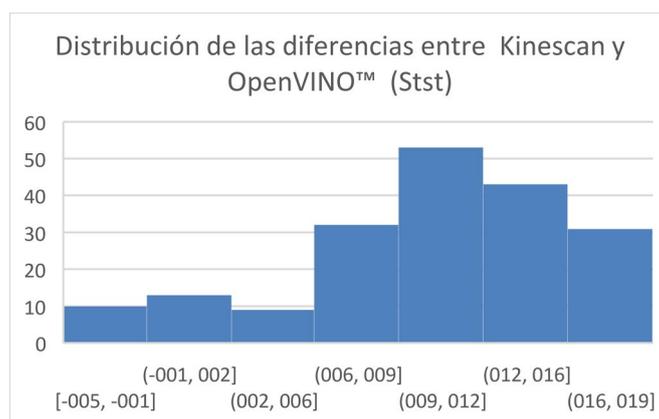
Gráfico de Bland-Altman Kinescan-OpenVINO™ en el gesto Stst



Nota: Gráfico de Bland-Altman para la medida del acuerdo entre Kinescan y OpenVINO™ representado por cada uno de los círculos. En verde se representan las líneas que delimitan el intervalo de confianza (IC=95%) y en rojo la media de las diferencias encontradas para par de medidas. El límite superior de acuerdo es de 21.30°, la media de las diferencias es 10.26°, desviación estándar (DE) de 5.52° y el límite inferior de acuerdo es de -0.78°. La distribución de las diferencias entre ambas medidas se muestra el siguiente histograma.

Figura 19

Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Stst



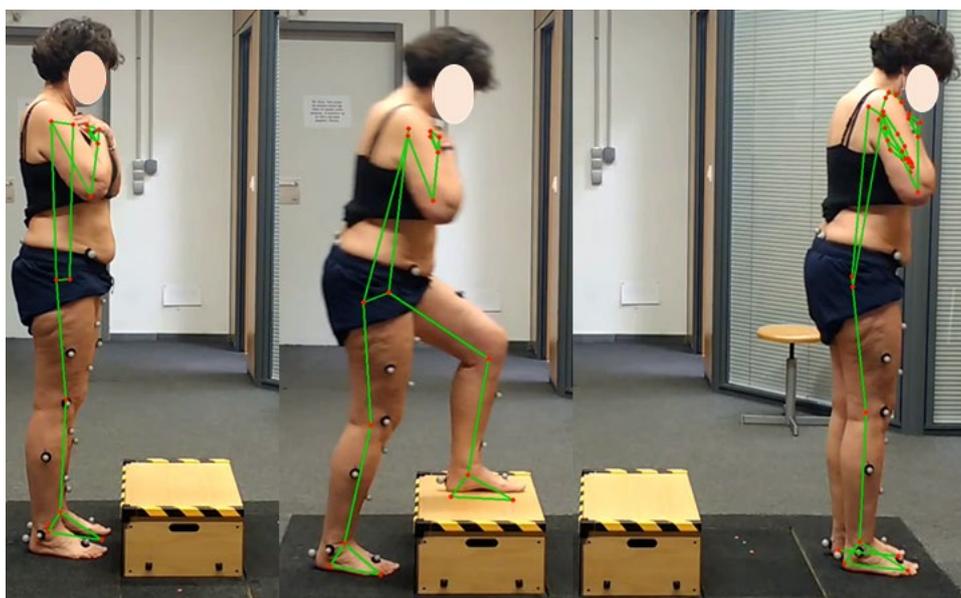
4.3. MEDIDAS DE VALIDEZ DEL GESTO “PASAR UN ESCALÓN (STEP)”

Curvas del ángulo de flexión-extensión de rodilla

Se obtuvieron datos del rango de la flexión-extensión de la rodilla en cada momento del gesto “Pasar un escalón” a través de Kinescan/IBV y de las redes neuronales MediaPipe y OpenVINO™ a partir de las coordenadas en 2D de cada articulación detectadas por estas dos redes. En la Figura 20 se muestran imágenes de uno de los vídeos tras ser procesado por la red neuronal MediaPipe. En la Figura 21 se presentan las gráficas de la evolución del ángulo de la rodilla obtenido con Kinescan y estimado con MediaPipe y OpenVINO™ respectivamente.

Figura 20

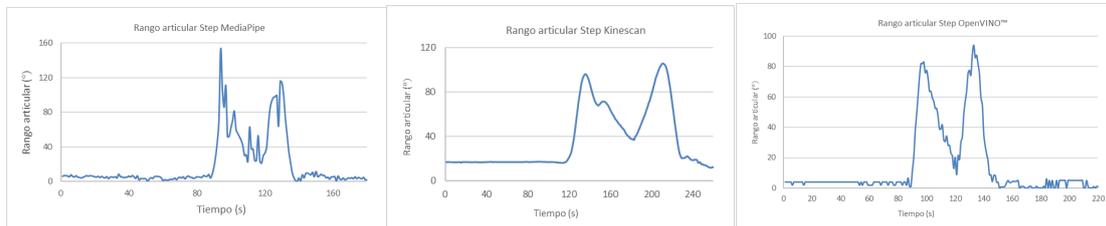
Imágenes procesadas por MediaPipe del gesto “pasar un escalón”



Nota: Imágenes correspondientes a la tercera repetición empezando con la pierna izquierda del sujeto 0016 del gesto “pasar un escalón”. Los segmentos de colores representan los segmentos corporales detectados por la red de cuyas uniones (las articulaciones) son extraídas sus coordenadas en 2D y a partir de éstas, son estimados los ángulos articulares de la rodilla.

Figura 21

Curvas de evolución del ángulo de rodilla durante el gesto “Pasar un escalón”



Nota: Curvas del ángulo de rodilla correspondientes a la tercera repetición empezando con la pierna izquierda del sujeto 009 del gesto “pasar un escalón”. Izquierda, rangos articulares obtenidos con MediaPipe; centro, rangos articulares obtenidos con Kinescan; derecha, rangos articulares obtenidos con OpenVINO™.

Resultados de las medidas Kinescan-MediaPipe en el gesto “pasar un escalón”

Detección de Datos Anómalos (Outliers) de las medidas Kinescan-MediaPipe (Step)

Usando los datos iniciales correspondientes a 59 sujetos (354 muestras) se realizó la detección de datos anómalos (outliers) bajo el criterio de Chauvenet. Al igual que en el anterior caso, el coeficiente de Chauvenet para este tamaño de muestra es de 3.14, por lo tanto, las muestras cuyas diferencias estaban por encima de ese valor fueron descartadas. Tras la eliminación de los datos anómalos, la distribución de género, características y datos antropométricos de la muestra de estudio de este gesto se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7

Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-MediaPipe (Step) según el género

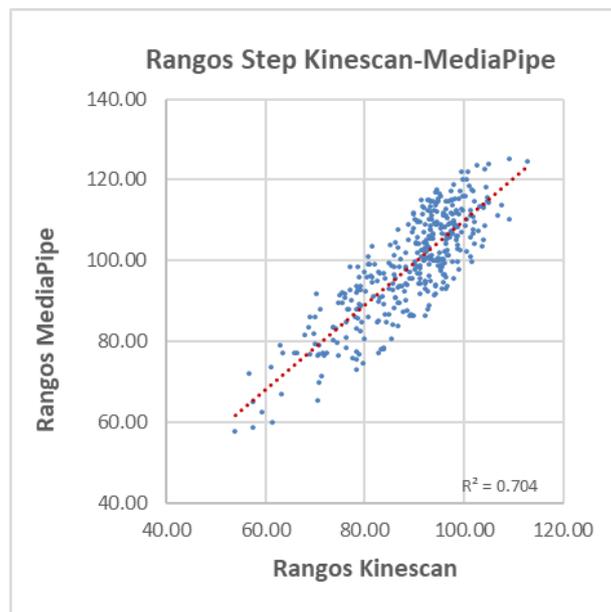
	Mujeres	Hombres	Total
Tamaño de la muestra	27	22	49
Edad (años)	55.66±3.55	52.27±4.92	53.04±5.86
Altura (m)	1.61±0.05	1.73±0.05	1.66±0.08
Peso (Kg)	71.31±11.91	81.70±10.71	75.98±12.43
Índice de masa corporal (IMC)	27.58±4.17	27.30±2.98	27.46±3.66

Análisis de correlación Kinescan y MediaPipe (Step)

Teniendo en cuenta el diagrama de dispersión de la Figura 22 de los datos del rango de la articulación de la rodilla obtenidos con Kinescan y estimados con la red neuronal MediaPipe y el valor del coeficiente de correlación de Pearson (0.84) durante el gesto de pasar un escalón, se concluye que la correlación es positiva entre ambos pares de valores.

Figura 22

Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y MediaPipe en el gesto "Step"



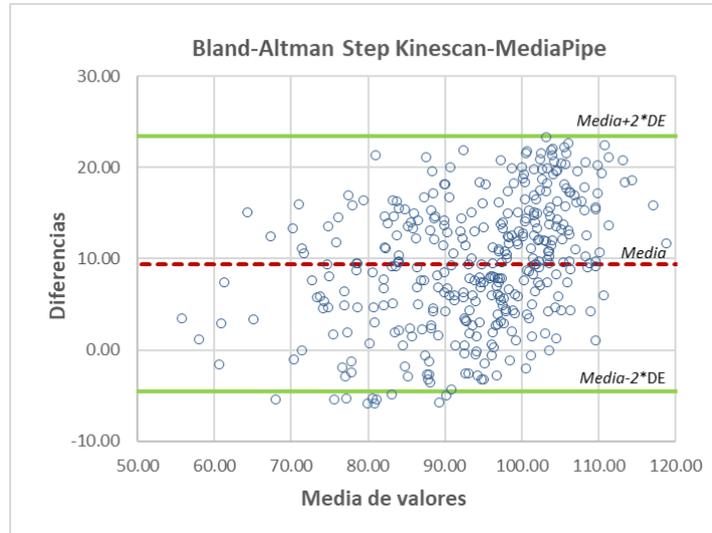
Coefficiente de correlación intraclass (ICC). El coeficiente de correlación intraclass ($ICC_{3,1}$) encontrado para la comparación entre las medidas de rango articular de Kinescan y los datos estimados con MediaPipe ha sido de 0,82 resultando compatible con una buena fuerza de concordancia.

Análisis de Bland-Altman (Step)

Para visualizar gráficamente el acuerdo o concordancia entre ambas tandas de medidas se ha recurrido al gráfico de Bland-Altman (Figura 23).

Figura 23

Gráfico de Bland-Altman Kinescan-MediaPipe en el gesto Step

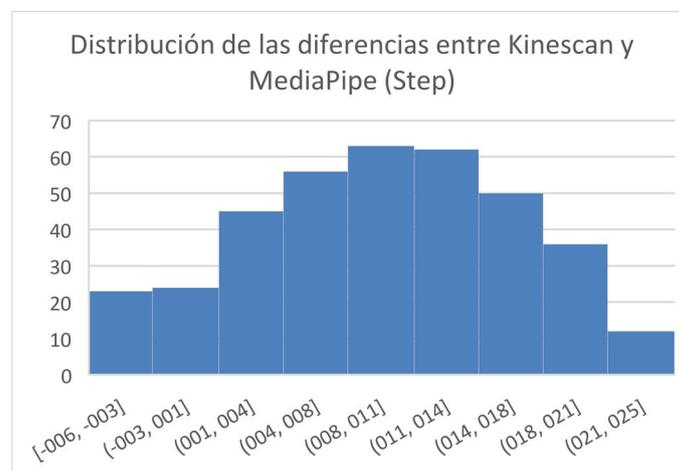


Nota: Gráfico de Bland-Altman para la medida del acuerdo entre Kinescan y MediaPipe representado por cada uno de los círculos. En verde se representan las líneas que delimitan el intervalo de confianza (IC=95%) y en rojo la media de las diferencias encontradas para par de medidas. El límite superior de acuerdo es de 21.41°, la media de las diferencias de 9.41°, desviación estándar (DE) de 7° y el límite inferior de acuerdo es de -4.58°.

La distribución de las diferencias entre ambas medidas se muestra en el siguiente histograma (Figura 24).

Figura 24

Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y MediaPipe en el gesto Step



Resultados de las medidas Kinescan-OpenVINO™ del gesto “pasar un escalón”

Detección de Datos Anómalos (Outliers) de las medidas Kinescan-OpenVINO™(Step)

En el gesto de “step”, con los datos iniciales correspondientes a 59 sujetos (354 muestras) se realizó la detección de datos anómalos (outliers) bajo el criterio de Chauvenet. El coeficiente de Chauvenet para este tamaño de muestra (como ocurría en el otro gesto medido) es de 3.14, por lo tanto, las muestras cuyas diferencias estaban por encima de ese valor fueron eliminadas. Tras el descarte de los datos anómalos, la distribución de género, características y datos antropométricos de la muestra de estudio de este gesto se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8

Características y datos antropométricos de la muestra (media y desviación estándar) Kinescan-OpenVINO™ (Step) según el género.

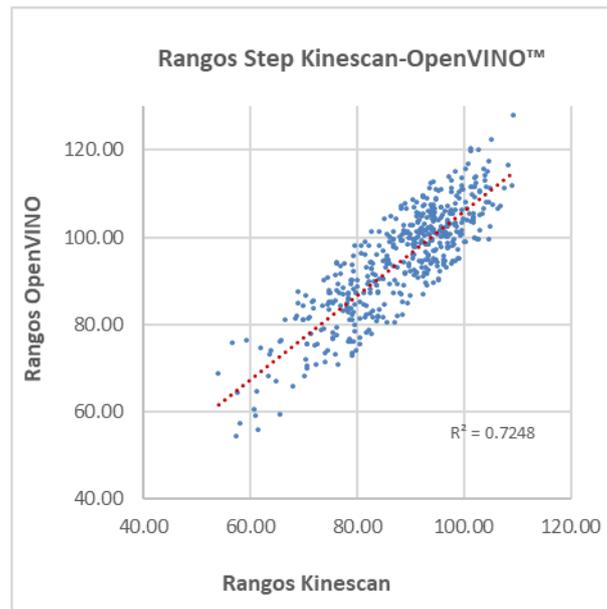
	Mujeres	Hombres	Total
Tamaño de la muestra	28	22	50
Edad (años)	53.71±6.43	52.27±4.92	53.08±5.81
Altura (m)	1.60±0.05	1.73±0.05	1.66±0.08
Peso (Kg)	70.50±13.28	81.70±10.71	75.65±12.51
Índice de masa corporal (IMC)	27.45±4.15	27.30±2.98	27.39±3.65

Análisis de correlación Kinescan y OpenVINO™ (Step)

Teniendo en cuenta el diagrama de dispersión (Figura 25) de los datos del rango de la articulación de la rodilla medidos con Kinescan y estimados por la red neuronal OpenVINO™ y el valor del coeficiente de correlación de Pearson (0.85) se puede afirmar que la correlación es positiva entre ambos pares de datos.

Figura 25

Diagrama de dispersión de los valores de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Step



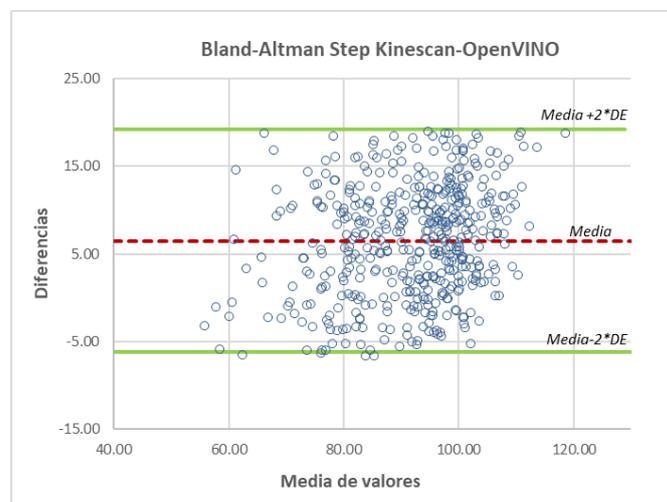
Coefficiente de correlación intraclase (ICC). El coeficiente de correlación intraclase (ICC_{3,1}) encontrado para la comparación entre las medidas de rango articular de Kinescan y OpenVINO™ ha sido de 0,81 resultando compatible con una fuerza de concordancia buena entre ellas.

Análisis de Bland-Altman (Step)

La concordancia o acuerdo entre ambas tandas de medidas se ha analizado a través del gráfico de Bland-Altman (Figura 26).

Figura 26

Gráfico de Bland-Altman Kinescan-OpenVINO™ en el gesto Step

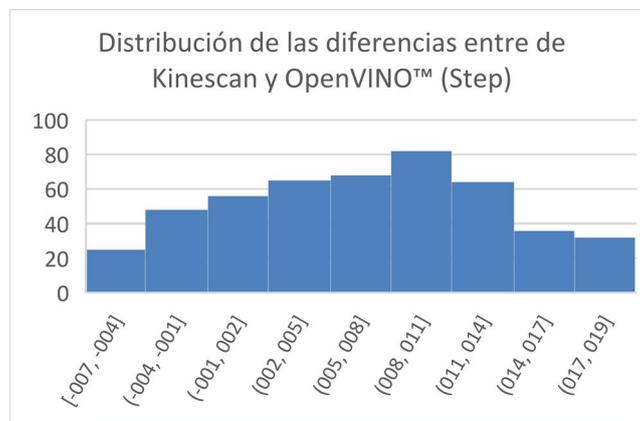


Nota: Gráfico de Bland-Altman para la medida del acuerdo entre Kinescan y OpenVINO™ representado por cada uno de los círculos. En verde se representan las líneas que delimitan el intervalo de confianza (IC=95%) y en rojo la media de las diferencias encontradas para par de medidas. El límite superior de acuerdo es 19.23°, media de las diferencias son 6.50°, desviación estándar (DE) de 6.36° y el límite inferior de acuerdo es de -6.23°.

La distribución de las diferencias entre ambas medidas se muestra el siguiente histograma (Figura 27).

Figura 27

Histograma de las diferencias entre las medidas de Kinescan y OpenVINO™ en el gesto Step



Para finalizar, se presenta una tabla resumen con los principales resultados obtenidos (Tabla 9).

Tabla 9

Principales resultados obtenidos en los gestos Stst y Step

	Stst				Step			
	ICC _{3.1}	Pearson	Media diferencias	R ₂	ICC _{3.1}	Pearson	Media diferencias	R ₂
Kinescan-MediaPipe	0.51	0.51	8.22°	0.26	0.82	0.84	9.41°	0.70
Kinescan-OpenVINO™	0.62	0.62	10.26°	0.38	0.81	0.85	6.50°	0.72

5. DISCUSIÓN

La estructura de este capítulo es la siguiente. En primer lugar, se comentan consideraciones sobre el protocolo elegido con respecto a las dos estrategias de adquisición de los datos; en segundo lugar, se comentan los resultados obtenidos con ambas técnicas y, por último, se nombran las limitaciones encontradas durante el desarrollo del estudio.

5.1. CONSIDERACIONES CON RESPECTO AL PROTOCOLO ELEGIDO

La elección de los gestos funcionales a analizar se hizo en base a las siguientes afirmaciones. Considerando la relevancia clínica del conocimiento del rango articular de la rodilla, se pensó en gestos habituales de la vida diaria donde haya una sollicitación importante de esta articulación como es en el caso de “pasar un escalón” y “levantarse de un taburete”.

En cuanto al número de repeticiones realizadas de cada gesto (3 repeticiones por cada pierna en el caso de “pasar un escalón” y 3 repeticiones en el caso de “levantarse de un taburete”) éste se consideró adecuado para tener una medida lo más consistente posible.

Metodología de Adquisición con Fotogrametría

Con respecto a las adquisiciones realizadas con fotogrametría, uno de los principales hándicaps de esta técnica es la colocación de los marcadores. No entrañaron en sí dificultad ya que los puntos a localizar eran, por lo general, de fácil acceso, sino que el tiempo invertido en la colocación de los marcadores fue elevado.

En cuanto a la visualización de los marcadores por las cámaras del sistema, a pesar de que el número de cámaras presentes en el laboratorio era alto (9) se tuvieron algunos problemas de ocultaciones que se resolvieron de la siguiente manera. En el gesto “pasar el escalón”, el marcador situado en el calcáneo de la segunda pierna (la pierna de vuelo) se ocultaba cuando el pie quedaba demasiado cerca del escalón cuando éste apoyaba en la plataforma B. Para solucionarlo se les pedía a los sujetos que comenzaran el gesto lo más cerca posible del escalón para que el segundo paso quedara alejado del escalón y así evitar la ocultación del marcador del calcáneo. En el gesto “levantarse de un taburete”, en ocasiones, los marcadores situados en las espinas iliacas se confundían con los situados en los muslos justo en el momento de la flexión de tronco antes del despegue de la pelvis del taburete. Para solucionarlo, se recurrió a la digitalización manual para recuperar las trayectorias completas de los marcadores. En algunos sujetos resultó complicada la colocación de los marcadores en las espinas iliacas anterosuperiores (EIAS). Debido al volumen presente en esa región, los marcadores quedaban hacia abajo o se ocultaban. Para solucionarlo, se utilizaron marcadores más grandes y, cuando esto no era suficiente, se desplazaron un poco más arriba en la misma vertical donde se encontraban las EIAS para evitar su ocultación.

Metodología de Adquisición con Vídeo

Con respecto a las adquisiciones realizadas con el smartphone, éstas se realizaron con unas condiciones de luz e iluminación adecuadas.

Esta estrategia de adquisición no requería de colocación de marcadores ni de realización de calibraciones, solo de dar las instrucciones al usuario del gesto a realizar. No obstante, aunque por estos hechos se puede inferir que la preparación en este caso es más rápida que la preparación necesaria cuando se graba con fotogrametría, esto no se objetivó porque las grabaciones de ambas estrategias se realizaron al mismo tiempo.

La colocación del móvil sobre el trípode fue fundamental para evitar tener imágenes con temblores que podían suponer una dificultad añadida para el procesamiento de las imágenes a través de las redes neuronales.

Se observó la necesidad de colocar el móvil lo más perpendicular al movimiento posible. Esta consideración fue especialmente relevante cuando el gesto a grabar implicaba desplazamiento de la persona en el espacio como ocurre en el gesto de “pasar un escalón”. En este caso, el móvil se colocó a la altura adecuada para que estuviese en la perpendicular del escalón, de esta manera, sería la imagen del escalón la que estaría en las mejores condiciones para ser procesada. Durante el procesamiento se observó que los fotogramas de las grabaciones que no estaban centradas (no estaban justo en la perpendicular), el tamaño de la persona era más pequeño (al no estar el móvil centrado en ese punto) y los ángulos medidos en el plano sagital no eran fiables. Sin embargo, las posiciones obtenidas justo en la perpendicular del plano reproducían con fiabilidad tanto el tamaño de la persona como el ángulo articular de sus segmentos siendo esta la elegida para la estimación de los rangos articulares. En el caso del gesto “levantarse de un taburete” se tuvo en cuenta la misma colocación del móvil (perpendicular al movimiento). En este caso, el problema fue que al estar el móvil totalmente perpendicular, la pierna que quedaba en el lado contrario a éste quedaba tapada por la pierna que quedaba en primer plano. En principio, este hecho no ha resultado ser un problema para los algoritmos de las redes neuronales (no se ha encontrado nada al respecto en la literatura), pero sí que es cierto que, como se verá a continuación, los resultados no son tan buenos como los obtenidos en el gesto de “pasar un escalón” pudiendo ser este uno de los posibles motivos.

5.2. CONSIDERACIONES CON RESPECTO A LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO

Gesto Levantarse de un Taburete

Las curvas mostradas en la Figura 13 sobre la evolución de los ángulos articulares de rodilla en este gesto son de morfología similar. La curva de Kinescan/IBV muestra una evolución más suave comparada con las curvas de las redes neuronales. La sincronización entre ambas estrategias es mejorable, hecho a tener en cuenta en futuros estudios.

El gráfico de dispersión (Figuras 14 y 17) y el coeficiente de Pearson de los datos obtenidos con Kinescan/IBV y las redes MediaPipe y OpenVINO™ (0.51 y 0.62), respectivamente, muestran una relación de correlación moderada entre ambos dispositivos.

Al analizar el grado de acuerdo entre ambas tandas de medidas a través de los gráficos de Bland-Altman (Figuras 15 y 18) de Kinescan-MediaPipe y Kinescan-OpenVINO™, la media de las diferencias es de 8.22° (DE±5.81°) y 10.26° (DE±5.52°) respectivamente siendo la magnitud de

desacuerdo de $\pm 11^\circ$ en ambos casos. La dispersión de los puntos no es muy elevada (solo unos pocos quedan fuera de los límites de acuerdo) y quedan agrupados cerca del valor de la media de las diferencias. Lo más idóneo sería que se agrupasen cerca de cero lo que significaría un acuerdo muy bueno entre las dos medidas, pero si se dispone de un error homogéneo se podría subsanar sustrayendo ese valor a todas las medidas.

La distribución de los histogramas de la distribución de las medias (Figuras 16 y 19), en el caso de Kinescan y MediaPipe, se aleja de una distribución normal presentando un ligero sesgo hacia la izquierda. La distribución de las diferencias en el caso de Kinescan y OpenVINO™ está más cerca de la distribución normal, por lo tanto, la homogeneidad entre estas diferencias es mayor. La distribución que muestran ambos histogramas y la mayor nube de puntos en la parte superior en los gráficos de Bland-Altman hacen pensar que tanto a través de MediaPipe y como de OpenVINO™, los rangos articulares estimados están por encima de que los que se obtienen con Kinescan.

Gesto “Pasar un Escalón”

Las curvas mostradas en la Figura 20 sobre la evolución del ángulo articular de la rodilla en este gesto son de morfología bastante similar. La curva de Kinescan/IBV muestra una evolución ligeramente más suave comparada con las curvas de las redes neuronales. Las estrategias muestran una adecuada sincronización entre ellas.

El gráfico de dispersión (Figuras 21 y 24) y el coeficiente de Pearson de los datos obtenidos con Kinescan/IBV y las redes MediaPipe y OpenVINO™ (0.84 y 0.85) respectivamente, muestran una relación de correlación buena entre ambas estrategias.

Al analizar el grado de acuerdo entre ambas tandas de medidas a través de los gráficos de Bland-Altman (Figuras 22 y 25) de Kinescan-MediaPipe y Kinescan-OpenVINO™, la media de las diferencias es de 9.41° ($DE \pm 7^\circ$) y 6.50° ($DE \pm 6.36^\circ$) respectivamente siendo la magnitud de desacuerdo de un $\pm 14^\circ$ en ambos casos. La dispersión de los puntos no es muy elevada (solo unos pocos quedan fuera de los límites de acuerdo en el caso de Kinescan-MediaPipe y ninguno queda fuera en el caso de Kinescan-OpenVINO™) y quedan agrupados cerca del valor de la media de las diferencias sobre todo en el caso de Kinescan-OpenVINO™. Como ocurre en el gesto anterior, lo más idóneo sería que la diferencias se agrupasen cerca de la línea de cero lo que significaría un acuerdo muy bueno entre las dos medidas, pero si se dispone de un error más o menos homogéneo, se podría subsanar sustrayendo ese valor a todas las medidas.

La distribución de los histogramas de la distribución de las medias (Figuras 23 y 26), en el caso de Kinescan-MediaPipe y Kinescan-OpenVINO™ se acerca a una distribución normal, por lo tanto, por lo tanto, la homogeneidad entre estas medidas es mayor que en gesto anterior. La distribución que muestran ambos histogramas y la nube de puntos en los gráficos de Bland-Altman hacen pensar que tanto a través de MediaPipe y de OpenVINO™ los rangos articulares estimados difieren de que los que se obtienen con Kinescan de manera homogénea pero no se puede concluir que estas medidas estén por encima de las de Kinescan como ocurría en el gesto anterior ya que la nube de puntos está más dispersa entre el límite superior e inferior y la distribución del histograma tiende a una distribución normal.

Analizando los resultados obtenidos en el gesto de “levantarse de un taburete” se puede concluir que la correlación entre las medidas es mejorable y para ello se considera la influencia

de las estrategias utilizadas para la adquisición de los datos. La colocación del trípode estaba colocado perpendicular al plano en todas las medidas, pero la diferencia entre la altura de los diferentes sujetos no fue considerada. La colocación del móvil a la misma altura de la rodilla podría ser un factor influyente a la hora de obtener medidas más válidas. También el hecho de que la pierna alejada del plano esté siendo tapada por la pierna alejada al móvil puede ser un factor importante. Para futuros estudios se valoraría el uso de dos cámaras, una en cada lateral, para adquirir ambas piernas de manera simultánea y sincronizadas con el software Kinescan/IBV.

Con respecto a las diferencias obtenidas entre las medidas se encontraron resultados dispares en la bibliografía. Los resultados obtenidos en este trabajo son similares a los que fueron obtenidos por Ceseracciu et al., (2014) en su estudio donde comparaban los ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores obtenidos con fotogrametría y con un dispositivo *markerless* basado en la detección de la silueta. Los mejores resultados se obtuvieron en la articulación de la rodilla con valor medio de error de 11.75° . En este caso, el gesto que se analizaba era la marcha. En el estudio de Stenum et al., (2021) se estima el valor de los rangos articulares de los miembros inferiores durante la marcha a través de fotogrametría y la red neuronal OpenPose. En este caso el valor medio del error para la articulación de la rodilla es de 5.6° , valor menor que los resultados obtenidos en este trabajo. Con las mismas estrategias empleadas por Stenum, Nakano et al., (2020) estimó un error máximo de 0.03m en el rango de la rodilla en actividades como caminar, lanzar un balón y saltar. En un estudio de Fernández-González et al., (2020) se analiza la validez del software Kinovea® y el sistema de fotogrametría VICON® durante el gesto de marcha (fase del choque de talón). Para ello, se tomaron medidas del ángulo de las articulaciones de los miembros inferiores justo en el momento de choque de talón, siendo en la rodilla donde mejores resultados se obtuvieron. Estimaron una media de las diferencias de 2.02° con una magnitud de desacuerdo de ± 5 . Destacar que en este estudio no se estimaba el rango articular de la rodilla sino el ángulo en el momento del choque de talón.

La cuestión a plantear es de qué manera influye la magnitud de las diferencias obtenidas en las medidas en la validez de la nueva estrategia. Según McGinley et al., (2009), errores de 2° a 5° son aceptables pero han de ser considerados en la interpretación clínica; errores mayores de 5° podrían ser preocupantes y conducir a errores en la interpretación clínica. Por lo tanto, a pesar de que los resultados de este trabajo estén fuera de estos márgenes, el hecho de poder realizar mejoras en la adquisición de los datos hace pensar que se podrían mejorar los resultados en futuros estudios.

5.3. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El estudio llevado a cabo presenta las siguientes limitaciones:

- La altura de la cámara no estaba ajustada a la altura de la rodilla de los usuarios. Esto puede influir en la estimación de los rangos realizada por las redes neuronales.
- La sincronización entre el software Kinescan/IBV y el móvil es mejorable.
- El hecho de que en el gesto “levantarse de un taburete” una pierna quedase tapada con respecto a la otra pone de manifiesto las dudas sobre como este hecho influyen en las medidas estimadas.

- No se han encontrado referencias en la bibliografía donde sean analizados los gestos analizados en este trabajo. Por lo tanto, existe una dificultad añadida en cuanto a la comparación de los resultados con los realizados en otros trabajos.

6. CONCLUSIONES

A continuación, se enumeran las conclusiones obtenidas y las líneas futuras de este trabajo.

6.1. CONCLUSIONES

1. El uso de las redes neuronales para estimar los rangos articulares de los miembros inferiores en el plano sagital puede ser una estrategia válida para tener en cuenta en el desarrollo de un dispositivo de valoración ágil.

Los estudios de validez realizados en este trabajo indican una concordancia moderada (ICC de 0.51 y 0.62) y un nivel de acuerdo adecuado entre los resultados obtenidos con Kinescan y estimados con las redes neuronales MediaPipe y OpenVINO™ respectivamente, en el gesto de levantarse de un taburete.

Los estudios de validez realizados en este trabajo indican una concordancia buena (ICC de 0.84 y 0.85) y un nivel de acuerdo adecuado entre los resultados obtenidos con Kinescan y estimados con las redes neuronales MediaPipe y OpenVINO™ respectivamente, en el gesto de pasar un escalón.

Según los valores de referencia encontrados en la literatura, la media de las diferencias obtenida en ambos gestos y con ambas redes neuronales estaría por encima del error recomendable.

2. Las diferencias en las medidas estimadas por ambas redes neuronales con respecto a Kinescan son similares, por lo tanto, se puede concluir que la validez de la red MediaPipe y de la red OpenVINO™ para estimar variables cinemáticas en los gestos grabados en este trabajo es similar.
3. La posición más idónea para detectar el ángulo articular de los gestos funcionales valorados es perpendicular al plano de movimiento.

6.2. LÍNEAS FUTURAS DE TRABAJO

- Realización de estudios de fiabilidad inter e intra observador y de repetibilidad.
- Valorar para los futuros estudios las recomendaciones extraídas en el presente estudio sobre la adquisición de imágenes para tratar de reducir las diferencias obtenidas.
- Ampliar el estudio con otros gestos funcionales como es la marcha y gestos funcionales con los miembros superiores.
- Analizar con más detenimiento la estimación de los rangos articulares obtenidos (explorar la influencia de la ocultación total de los segmentos en el caso de la estimación de ángulos articulares con RRNN).
- Explorar si hay otras librerías de IA que permitirían mejorar los resultados obtenidos en este trabajo.

7. BIBLIOGRAFÍA

- Ancans, A., Greitans, M., Cacurs, R., Banga, B., & Rozentals, A. (2021). Wearable Sensor Clothing for Body Movement Measurement during Physical Activities in Healthcare. *Sensors*, 21(6), 2068. <https://doi.org/10.3390/s21062068>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement: Why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet*, 346(8982), 1085-1087. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(95\)91748-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(95)91748-9)
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8(2), 135-160. <https://doi.org/10.1177/096228029900800204>
- Begg, R., & Palaniswami, M. (Eds.). (2006). *Computational intelligence for movement sciences: Neural networks and other emerging techniques*. Idea Group Pub.
- Beltran-Alacreu, H., Navarro-Fernandez, G., San Juan-Burgueño, J., Gonzalez-Sanchez, J. A., Lerma-Lara, S., Rodriguez-Lopez, O., & Muñoz-García, D. (2019). Fiabilidad intra e interevaluador de un sensor inercial para el rango de movimiento de la rodilla en sujetos asintomáticos. *Fisioterapia*, 41(3), 123-130. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2019.02.008>
- Bermejo, B. XVI Congreso latinoamericano de salud ocupacional “also” 39° congreso colombiano de medicina del trabajo y salud ocupacional Cartagena, mayo 28, 29, 30 y 31 de 2019. La valoración biomecánica como herramienta para la mejora de la gestión de las bajas laborales. aprendizaje tras 20 años de experiencia. Disponible en: <https://www.medicinadeltrabajo.org/congreso/memorias/15.pdf>
- Cao, Z., Hidalgo, G., Simon, T., Wei, S.-E., & Sheikh, Y. (2019). OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields. *ArXiv:1812.08008 [Cs]*. <http://arxiv.org/abs/1812.08008>
- Ceseracciu, E., Sawacha, Z., & Cobelli, C. (2014). Comparison of Markerless and Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data Collection during Gait: Proof of Concept. *PLoS ONE*, 9(3), e87640. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0087640>
- Chiari, L., Croce, U. D., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21(2), 197-211. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.004>

Coefficiente de correlación intraclase. (s. f.). Recuperado 11 de julio de 2021, de https://metodo.uab.cat/arxius/material/general/El_coeficiente_de_correlacion_intraclase.pdf

De Brabandere, A., Emmerzaal, J., Timmermans, A., Jonkers, I., Vanwanseele, B., & Davis, J. (2020). A Machine Learning Approach to Estimate Hip and Knee Joint Loading Using a Mobile Phone-Embedded IMU. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 320. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00320>

Del Valle Hernandez, L. (s. f.). *Sensor Kinect, inteligencia artificial al alcance de todos.* <https://programarfacil.com/podcast/86-sensor-kinect-inteligencia-artificial/>

Determinación de datos anómalos (outliers). Criterio de Chauvenet. (s. f.). <http://www.upv.es/visor/media/fbc9c4ab-d4d4-4eb0-905f-55539383a773/c>

Duffell, L. D., Hope, N., & McGregor, A. H. (2014). Comparison of kinematic and kinetic parameters calculated using a cluster-based model and Vicon's plug-in gait. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(2), 206-210. <https://doi.org/10.1177/0954411913518747>

Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects. *Sensors*, 20(11), 3154. <https://doi.org/10.3390/s20113154>

Fleiss, J. L. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments.* Wiley.

Halilaj, E., Rajagopal, A., Fiterau, M., Hicks, J. L., Hastie, T. J., & Delp, S. L. (2018). Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities. *Journal of Biomechanics*, 81, 1-11. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.009>

Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641-659. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>

Jiang, F., Jiang, Y., Zhi, H., Dong, Y., Li, H., Ma, S., Wang, Y., Dong, Q., Shen, H., & Wang, Y. (2017). Artificial intelligence in healthcare: Past, present and future. *Stroke and Vascular Neurology*, 2(4), 230-243. <https://doi.org/10.1136/svn-2017-000101>

Khera, P., & Kumar, N. (2020). Role of machine learning in gait analysis: A review. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 44(8), 441-467. <https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1822940>

Landers, R. & Old Dominion University. (s. f.). *Computing Intraclass Correlations (ICC) as Estimates of Interrater Reliability in SPSS* [Data set]. <https://doi.org/10.15200/winn.143518.81744>

- López-Pascual, J., Hurtado Abellán, J., Inglés, M., Espí-López, G., & Serra-Añó, P. (2018). P 151 – Reliability of variables measured with an Android device during a modified timed up and go test in patients with Alzheimer’s disease. *Gait & Posture*, 65, 484-485. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.072>
- Luna-Oliva, L., Ortiz-Gutiérrez, R. M., Cano-de la Cuerda, R., Piédrola, R. M., Alguacil-Diego, I. M., Sánchez-Camarero, C., & Martínez Culebras, M. D. C. (2013). Kinect Xbox 360 as a therapeutic modality for children with cerebral palsy in a school environment: A preliminary study. *NeuroRehabilitation*, 33(4), 513-521. <https://doi.org/10.3233/NRE-131001>
- Maempel, J. F., Clement, N. D., Brenkel, I. J., & Walmsley, P. J. (2016). Range of movement correlates with the Oxford knee score after total knee replacement: A prediction model and validation. *The Knee*, 23(3), 511-516. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.01.009>
- Martin Bland, J., & Altman, Douglas G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307-310. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8)
- Máster en Valoración Biomecánica Clínica. Universidad Politècnica de València. Técnicas Instrumentales. Módulo 2: Técnicas instrumentales para el análisis de fuerzas; Sesión 2: Técnicas para la valoración de la fuerza muscular. 2021.
- Máster en Valoración Biomecánica Clínica. Universidad Politècnica de València. Técnicas Instrumentales. Módulo 2: Técnicas instrumentales para el análisis de fuerzas; Sesión 3: Técnicas para la valoración de las fuerzas de reacción, medida de impactos y amortiguación
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360-369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- MediaPipe Pose*. (s. f.). <https://google.github.io/mediapipe/solutions/pose>
- Medina et al, 2017, FallSkip: Valoración del riesgo en personas mayores. Disponible en: <http://www.biomecamicamente.org/revista/item/1022-rb64-fallskip.html>
- Medina E. 2018, Estudio del estado de fatiga en corredores de fondo a partir de patrones biomecánicos. Monitorización mediante sistemas integrados en el calzado. 2018. Tesis de Doctorado, Universitat Politècnica de València.
- Miner, A. L., Lingard, E. A., Wright, E. A., Sledge, C. B., & Katz, J. N. (2003). Knee range of motion after total knee arthroplasty: How important is this as an outcome measure? *The Journal of Arthroplasty*, 18(3), 286-294. <https://doi.org/10.1054/arth.2003.50046>
- Mündermann, L., Corazza, S., & Andriacchi, T. P. (2006). The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical

applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), 6.
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-6>

Nakano, N., Sakura, T., Ueda, K., Omura, L., Kimura, A., Iino, Y., Fukashiro, S., & Yoshioka, S. (2020). Evaluation of 3D Markerless Motion Capture Accuracy Using OpenPose With Multiple Video Cameras. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2, 50.
<https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00050>

OpenVINO Toolkit Overview. (s. f.). <https://docs.openvino toolkit.org/latest/index.html>

Ortiz-Gutiérrez, R., Cano-de-la-Cuerda, R., Galán-del-Río, F., Alguacil-Diego, I. M., Palacios-Ceña, D., & Miangolarra-Page, J. C. (2013). A telerehabilitation program improves postural control in multiple sclerosis patients: A Spanish preliminary study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 10(11), 5697-5710.
<https://doi.org/10.3390/ijerph10115697>

Page, Á., Moreno, R., Candelas, P., & Belmar, F. (2008). *The Accuracy of Webcams in 2D Motion Analysis: Sources of Error and Their Control*. <https://doi.org/10.1088/0143-0807/29/4/017>

Page A., Máster en Valoración Biomecánica Clínica. Universidad Politècnica de València. Fundamentos de la biomecánica. 2020.

Proyecto IVACE 2020, BIOMECA4IA. Análisis de las técnicas de IA aplicadas a la modelización biomecánica ENTREGABLE E4.1

Proyecto TEACH, Erasmus+(PROY17/0173). Development of innovative training solutions in the field of functional evaluation aimed at updating of the curricula of health sciences schools (Coordinador SUT-Polonia). 2018

Serra-Añó, P., Pedrero-Sánchez, J. F., Inglés, M., Aguilar-Rodríguez, M., Vargas-Villanueva, I., & López-Pascual, J. (2020). Assessment of Functional Activities in Individuals with Parkinson's Disease Using a Simple and Reliable Smartphone-Based Procedure. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(11), 4123.
<https://doi.org/10.3390/ijerph17114123>

Sivakumar, S., Gopalai, A. A., Lim, K. H., Gouwanda, D., & Chauhan, S. (2021). Joint angle estimation with wavelet neural networks. *Scientific Reports*, 11(1), 10306.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-89580-y>

Stenum, J., Rossi, C., & Roemmich, R. T. (2021). Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation. *PLOS Computational Biology*, 17(4), e1008935.
<https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1008935>

Vicon Documentation. (s. f.). <https://docs.vicon.com/display/Nexus25/Plug-in+Gait+kinematic+variables>

Viosca E., Prat J., Soler C., Montero J., Peydro M.F., Vivas M.J., Pitarch S., Garrido J.D., López-Pascual J., Baydal J.M., Bermejo N., Moreno L. Valoración Funcional. Cuadernos de Biomecánica. Valencia: Instituto de Biomecánica. 2012.

Wu, G., & Cavanagh, P. (s. f.). *For standardization in the reporting of kinematic data*. 5.

DOCUMENTO II: PRESUPUESTO

1. PRESUPUESTO

1.1.OBJETIVO DEL PRESUPUESTO

El objetivo del siguiente apartado es conocer el coste económico que conlleva el desarrollo de la investigación llevada a cabo en el presente Trabajo fin de Máster.

1.2. ESTRUCTURA DEL PRESUPUESTO

En primer lugar, se describen los costes generales (humanos y materiales) del proyecto (Tabla 10). Los precios que se muestran son unitarios y no está incluido el impuesto sobre el valor añadido (IVA) en la cifra del precio que se expone.

Tabla 10

Costes de los recursos humanos y materiales empleados en el proyecto

Cantidad	Unidad (Ud.)	Recurso	Coste Ud.	Total
500	€	Coste de investigador/tecnólogo IBV (tasas y seguridad social incluidas)	31,43€	16.343,6€
80	€	Coste de director de proyecto IBV (tasas y seguridad social incluidas)	46,37€	3.709,6€
3	€	Marcadores de fotogrametría 19,5mm (paquete 10Ud.)	99,75€	299,75€
18	€	Adhesivos marcadores de fotogrametría 19mm (paquete 99Ud.)	22,05€	396,9€
8	€	Sistema de cámaras de fotogrametría (Optitrack S250e)	1.900€	15.200€
1	€	Software análisis Kinescan/IBV v14	4.065,60€	4.065,60€
1	€	Smartphone Android Huawei p9 Lite	149€	149€
1	€	Trípode Fotopro x2	58,80€	58,80€
1	€	Taburete regulable en altura	84€	84€

1	€	Escalón de madera	1.690€	1.690€
1	€	Licencia Creative Commons software Python	0€	0€
1	€	Editor de video Shotcut	0€	0€
1	€	Ordenador portátil	1.396,50€	1.396,50€
	€/hoja	Impresión	0,20€	
1	€	Encuadernación		

En segundo lugar, se muestran dos apartados donde se desglosan los gastos relacionados con los recursos humanos y los gastos asociados a los recursos materiales en cada fase del proyecto.

1.2.1. Recursos humanos

El coste de los recursos humanos presentados en la Tabla 11 representa el coste del tiempo dedicado por un investigador-tecnólogo en el IBV y el coste del tiempo dedicado por el director del proyecto en el IBV. Como se puede observar, las horas totales empleadas para el desarrollo de este trabajo es de 500h., cifra que está en consonancia con el número de horas estimadas para la realización de este Trabajo Fin de Máster.

A continuación, en la Tabla 11 se desglosan estas horas según las fases del proyecto por orden cronológico, el coste de cada fase y el coste total de los recursos humanos.

Tabla 11

Coste de los recursos humanos desglosados por fases del proyecto

Cantidad	Unidad (Ud.)	Fase/Recurso	Coste Ud.	Total
140	€	Fase 1: Revisión sistemática (Estado del arte)	31,43€	4.400,2€
45	€	Fase 2: Diseño de la metodología y puesta a punto	31,43€	1.414,35€
55	€	Fase 3: Realización y toma de medidas	31,43€	1.728,65€
100	€	Fase 4: Análisis de datos	31,43€	3.143€

160	€	Fase 5: Redacción del proyecto	31,43€	5.028,8€
80	€	Coordinación y supervisión del director en cada fase del proyecto	46,37€	3.709,6€
Total			19.284,6€	

1.2.2. Recursos materiales

Con respecto a los recursos materiales, en la Tabla 10 se observa que aparecen materiales amortizables y no amortizables.

Los materiales amortizables son aquellos que se pueden usar más allá de la realización del proyecto. Los no amortizables son aquellos que no se van a poder volver a utilizar después del proyecto.

Los únicos materiales no amortizables de este proyecto son los adhesivos de los marcadores de fotogrametría, el resto de materiales son de naturaleza amortizable.

Por lo tanto, para calcular el presupuesto real de este proyecto, es necesario calcular el coste de los materiales amortizables en función de su vida útil. Se ha estimado que el periodo de amortización del mobiliario (taburete y escalón) es de 3 años, del equipamiento (sistema de cámaras, software de análisis, ordenador, trípode y smartphone) de 5 años y de los marcadores de fotogrametría de 3 años.

Para calcular el coste del uso de estos materiales en el proyecto, se dividirá el valor total de cada recurso ("Coste Ud.") amortizable entre sus años de amortización. De esta manera se obtendrá el coste anual de los mismos. Para estimar el coste por hora, se considera un uso de los recursos de 6 horas al día en 220 días de laborales en un año, haciendo un total de 1320h. de uso en un año. El coste de su uso por hora se calcula dividiendo el coste anual de cada recurso entre las horas totales de uso en un año (1320h.).

A continuación (Tabla 12), se muestra el coste total de los recursos materiales amortizables en cada fase del proyecto.

Tabla 12

Coste total de los recursos amortizables en cada fase del proyecto

Fase y Recurso	Cantidad	Coste Ud.	Amortización (años)	Coste/h. (€/h)	Horas de uso	Total
Fase 1: Ordenador portátil	1	1.396,50€	5	0,21	140	29,62€
Total Fase 1						29,62€

Fase 2:						
Ordenador portátil	1	1.396,50€	5	0,21	45	9,52€
Marcadores de fotogrametría (paquete 10Ud.)	2	99,75€	3	0,03	45	0,06€
Sistema de cámaras de fotogrametría	8	1.900€	5	0,97	45	43,85€
Software análisis Kinescan/IBV v14	1	4.065,60€	5	0,62	45	27,72€
Smartphone Android Huawei p9 Lite	1	149€	5	0,02	45	1,01€
Trípode Fotopro x2	1	58,80€	5	0,01	45	0,45€
Taburete regulable en altura	1	84€	3	0,02	45	0,95€
Escalón de madera	1	1.690€	3	0,43	45	19,20€
Editor de video Shotcut	1	0€	5	0	0	0€
Licencia Creative Commons software Python	1	0€	5	0	0	0€
Total Fase 2						102,76€

Fase 3:						
Ordenador portátil	1	1.396,50€	5	0,21	55	11,55€
Marcadores de fotogrametría (paquete 10Ud.)	3	99,75€	3	0,08	55	4,4€
Sistema de cámaras de fotogrametría	8	1.900€	5	0,97	55	53,35€

Software análisis Kinescan/IBV v14	1	4.065,60€	5	0,62	55	34,1€
Smartphone Android Huawei p9 Lite	1	149€	5	0,02	55	1,1€
Trípode Fotopro x2	1	58,80€	5	0,01	55	0,55€
Taburete regulable en altura	1	84€	3	0,02	55	1,1€
Escalón de madera	1	1.690€	3	0,43	55	23,65€
Total Fase 3						129,8€
Fase 4: Ordenador portátil	1	1.396,50€	5	0,21	100	21€
Licencia Creative Commons software Python	1	0€	5	0	0	0€
Editor de video Shotcut	1	0€	5	0	0	0€
Total Fase 4						21€
Fase 5: Ordenador portátil	1	1.396,50€	5	0,21	160	33,6€
Total Fase 5						33,6€
Total						312,33€

1.3. PRESUPUESTO FINAL

Una vez expuestos los gastos de los recursos humanos y materiales diferenciados por las fases del proyecto, se agrupan ambos en la Tabla 13 para calcular el coste total resultante al añadir el importe correspondiente al IVA (21€) en los recursos materiales.

Tabla 13

Coste total del proyecto

Fase y Recursos	Costes (€)
Fase 1: Revisión sistemática (Estado del arte)	
Recursos humanos	4.400,2€
Recursos materiales	29,62€
IVA (21%)	6,22€
Total	4.436,04€
Fase 2: Diseño de la metodología y puesta a punto	
Recursos humanos	1.414,35€
Recursos materiales	102,76€
IVA (21%)	21,58€
Total	1538,69€
Fase 3: Realización y toma de medidas	
Recursos humanos	1.728,65€
Recursos materiales	129,8€
IVA (21%)	27,26€
Total	1.885,71€
Fase 4: Análisis de datos	
Recursos humanos	3.143€
Recursos materiales	21€
IVA (21%)	4,41€
Total	3.168,41€
Fase 4: Redacción del proyecto	
Recursos humanos	5.028,8€
Recursos materiales	33,6€
IVA (21%)	7,06€
Total	5.069,46€
Coordinación y supervisión del director en cada fase del proyecto	
Total	3.709,6€
Total	19.807,91€

A este coste total se añade un 10% adicional en concepto de gastos indirectos y así obtener el coste final del proyecto (Tabla 14).

Tabla 14

Coste final del proyecto

Concepto	Coste (€)
Coste total del proyecto	19.807,91€
Gastos indirectos (10%)	1.980,80€
COSTE FINAL	21.788,71€

EL PRESUPUESTO FINAL DE ESTE PROYECTO ES DE VEINTI Y UNA MIL SETECIENTOS OCHENTA Y OCHO EUROS Y SETENTA Y UN CÉNTIMOS.

DOCUMENTO III: ANEXOS



ANEXO I CONSENTIMIENTO INFORMADO

Estudio: ES ___/___ – Sujeto: S ___/___

D/D^a _____ de ___ años de edad (_____), con domicilio en _____,
DNI _____, del que acompaña fotocopia, actuando en nombre propio o como padre, madre, tutor legal
o representante de _____, con domicilio en _____ DNI _____,

Declaro:

Primero. - Que he recibido información del proyecto **PROY** _____ desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, en el que voy a prestar mi colaboración, realizando actividades relativas a:

- _____

Segundo. - Que he sido suficientemente informado/a de las tareas a realizar, condiciones de las mismas, objetivos del proyecto y uso que se le va a dar a la información obtenida como consecuencia de mi participación en los ensayos en el transcurso de la colaboración, por D/D^{ña} _____, a quien he podido hacer preguntas sobre el mismo.

Tercero. - Que acepto las condiciones de mi participación en el proyecto, así como ensayos a los que seré sometido, todo lo cual requiere mi participación o la de mi representado en el número total de las sesiones determinadas por el Instituto de Biomecánica de Valencia, asumiendo que, en caso de no cumplir este requisito y no completar el número total de sesiones, la colaboración no será gratificada.

Cuarto. - Que comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento.

Quinto. - Que, en caso de firmar en representación de un Menor, declaro de forma responsable tener la representación legal y derechos legítimos para representarlo.

Sexto. - Que he leído y comprendido toda la información básica y detallada que en relación con el tratamiento de mis datos de carácter personal o de los de mi representado será llevado a cabo por el Instituto de Biomecánica de Valencia de acuerdo con los fines indicados a continuación y para los que expresa y libremente doy mi conformidad en mi propio nombre, o en el de mi representado (en adelante también interesado/a), mediante la marcación de las casillas correspondientes a través de las cuales autorizo expresamente al Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) a:

- Gestionar la participación del/a interesado/a en el estudio, pruebas y ensayos que sean requeridas en el marco del proyecto, lo que incluye la entrega de la gratificación que en su caso se derive de dicha participación y la gestión de autorizaciones en caso de representación de terceros.
- Captar y registrar la imagen del/a interesado/a a través de sistemas audiovisuales y/o fotografías tomadas durante el desarrollo del estudio, pruebas y ensayos que sean requeridas en el marco del proyecto, que serán almacenadas en los sistemas de IBV a efectos de estudio, consulta e investigación.
- Incluir y publicar las imágenes obtenidas durante la realización del estudio, pruebas y ensayos que sean requeridas en el marco del proyecto, en publicaciones y materiales promocionales de ámbito científico que podrán ser editadas tanto por IBV como por terceros. Dichas publicaciones únicamente recogerán la imagen del participante obtenido durante la realización de la prueba o ensayo, sin incluir el nombre, apellido o cualquier otro dato que permita identificar al interesado/a.
- Difundir con fines institucionales y promocionales de las actividades de estudio e investigación e I+D+I desarrolladas por IBV, las imágenes obtenidas durante la realización del estudio, pruebas y ensayos que sean requeridas en el marco del proyecto, en las que aparezca el/a interesado/a, tanto a través de medios convencionales como digitales, incluida Internet y redes sociales. Dicha difusión no incluirá en ningún caso el nombre, apellido o cualquier otro dato que permita identificar al interesado/a.

Todo lo cual, declaro y autorizo expresamente en mi propio nombre o en el de mi representado.

Fdo.:
El participante

Fdo.: _____

Valencia, a _____, de _____ de 2018

Cantidad recibida en cheques regalo: _____ €