
DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE UNA TECNOLOGÍA PARA EL ANÁLISIS POSTURAL Y CINEMÁTICO HUMANO

TRABAJO FIN DE MÁSTER
MÁSTER UNIVERSITARIO EN BIOTECNOLOGÍA Y BIOINGENIERÍA
CURSO 2020-21
UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

Autor: Rocío López Peco

Tutor académico: Eduardo Fernández Jover

Co-tutor: Roberto Morollón Ruíz

D. Eduardo Fernández Jover, Catedrático de Biología Celular del Departamento de Histología y Anatomía de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

CERTIFICA

Que el presente trabajo titulado:

“DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE UNA TECNOLOGÍA PARA EL ANÁLISIS POSTURAL Y CINEMÁTICO
HUMANO”

y que constituye la Memoria del Trabajo Fin de Máster en Biotecnología y Bioingeniería, que presenta:

Rocío López Peco

ha sido realizado bajo su supervisión en el Instituto de Bioingeniería, cumpliendo todos los requisitos necesarios.

Y para que así conste, se expide y firma el presente certificado en Elche a 20 de junio de 2021

Fdo.: Prof. Eduardo Fernández Jover

RESUMEN

La investigación en biomecánica humana y la prevención de riesgos a través de ergonomía, entre otros muchos sectores, podrían beneficiarse de un método automático y con mínimo equipamiento para determinar los distintos parámetros de la cinemática humana.

A partir de esta idea, hemos desarrollado un método basado en el sistema "Azure Kinect". Este sistema incorpora tecnología RGB-depth para la determinación de puntos clave corporales y su representación en el espacio tridimensional. Sobre este *hardware*, hemos desarrollado una tecnología que permite la adquisición, visualización y análisis de los datos.

Por último hemos llevado a cabo un análisis de validación del método contrastándolo con una técnica estándar, como es la goniometría. También se han analizado las fuentes de variabilidad y ruido que afectan las medidas.

Hemos determinado que el sistema permite medir con precisión ciertas articulaciones como hombros y caderas. Para otras, como los tobillos, existen unas diferencias entre los métodos que pueden ser corregidas mediante una optimización del sistema. Por su parte, articulaciones como el cuello presentan problemas básicos de medida que dificultan una medición precisa.

Además, hemos encontrado que la precisión en la determinación de la profundidad de las articulaciones es tan buena como de su posición en el plano transversal. Aun así, adquiere gran importancia el análisis del entorno para trabajar con las condiciones óptimas.

De esta forma hemos concluido que el sistema propuesto puede ser de gran utilidad en múltiples situaciones, sobre todo donde el uso de instrumentos complejos sea una limitación. De hecho el método ofrece resultados comparables a los de otros mucho más costosos.

PALABRAS CLAVE

Biomecánica, cinemática humana, ergonomía, validación, Azure Kinect, goniometría, *joints*.

ABSTRACT

The research in human biomechanics and risk prevention through ergonomics, between many other sectors, could benefit themselves from an automatic and minimum equipment method to determine the different human kinematic parameters.

From this idea, we have developed a method based on the system "Azure Kinect". This system incorporates RGB-depth technology for the determination of key body points and their representation in the 3D space. Around this hardware, we have developed a technology that enables the acquisition, visualization and analysis of the data.

Lastly, we have performed a validation analysis of the method, comparing it with a standard technique as it is goniometry. Also, it has been analysed the variability and noise sources that affect the measurements.

We have determined that the system allows us to measure with precision certain joints as shoulders and hips. For others, like the ankles, there are some differences between the methods that can be corrected with a system optimization. On the other hand, joints as the neck, present more basic problems that hinders their precise measurement.

Also, we have found that the precision in the determination of the depth of the joints is as good as the position in the transversal plane. However, it acquires a great importance to analyse the environment to work in the optimal conditions.

This way, we have concluded that the proposed system can be of huge utility in multiple situations, specially where the use of complex instruments is a limitation. In fact, the method offers results comparable to much expensive ones.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES.....	4
OBJETIVOS	10
PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL.....	11
○ Sistema Azure Kinect DK:	11
○ Software de registro:.....	13
○ Toma de datos:.....	15
▪ Medición automática:	17
▪ Medición manual:.....	18
○ Análisis estadístico:	20
RESULTADOS	21
○ Análisis de los datos:	21
▪ Validación del método:	21
▪ Estudio de las desviaciones encontradas:.....	23
▪ Optimización del sistema:	27
○ Análisis del ruido:	27
DISCUSIÓN.....	32
CONCLUSIONES	39
BIBLIOGRAFÍA	40

INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

La cinemática humana hace referencia al movimiento de los segmentos corporales en el espacio. Está basada en leyes físicas que determinan la posición estática y dinámica del cuerpo. El movimiento se realiza gracias a la acción de las fuerzas y se ejecuta a través de las articulaciones.

Como consecuencia del estudio del movimiento y análisis postural humano, surgen disciplinas como la biomecánica y la ergonomía, ampliamente estudiadas en el ámbito sanitario. La biomecánica estudia el movimiento corporal y las causas que lo provocan. Los fenómenos biomecánicos representan las propiedades, procesos y comportamientos de los sistemas biológicos bajo la acción de las fuerzas (Rueda 2016).

Por otro lado, según la asociación internacional de ergonomía, “la ergonomía es el conjunto de conocimientos científicos aplicados para que el trabajo, los sistemas, productos y ambientes se adapten a las capacidades y limitaciones físicas y mentales de la persona” (Asociación española de ergonomía 2021).

Métodos de medida de la cinemática humana:

Actualmente existen diversos métodos para la captura y análisis de la cinemática humana. El método clásico empleado para realizar registros es la goniometría.

La goniometría es una técnica que consiste en la medición de los ángulos formados por la intersección de los ejes longitudinales óseos a nivel de las articulaciones. El principal instrumento de medición es el goniómetro (ver **figura 1**), el cual se alinea con dichos huesos manualmente siguiendo protocolos específicos para cada articulación que se pueden encontrar en la bibliografía.



Figura 1. Goniómetro: en la imagen se muestra la foto de un goniómetro digital.

La goniometría se suele emplear para medir la posición estática de una articulación en el espacio, aunque también se pueden estudiar rangos de movimiento. Su aplicación en medicina es muy amplia y resulta de gran utilidad en especialidades como traumatología, ortopedia, industria biomédica, rehabilitación, epidemiología y medicina legal, entre otros (Taboadela 2007).

Otra herramienta utilizada en el análisis del movimiento humano son los programas de software de análisis de vídeo. Existen programas como “Kinovea” que permiten observar, analizar y hacer mediciones sobre la imagen obtenida. El método de trabajo consiste en marcar puntos y segmentos encima de nuestra imagen para posteriormente realizar mediciones, como por ejemplo de parámetros angulares. Estos sistemas son muy fáciles de utilizar y prácticos cuando se pretende obtener una medición sencilla y concreta. Sin embargo, la información que podemos obtener es muy limitada y resulta laborioso cuando se trata de analizar gran cantidad de datos debido a que la obtención es manual. Además, como se trabaja en un entorno bidimensional, hay que tener en cuenta el ángulo de captura de la imagen para que los datos no estén distorsionados por la perspectiva.

El modelado humano digital (*Digital Human Modeling-DHM*) y la ergonomía virtual son métodos que consisten en el modelado del cuerpo y sus posturas en un entorno virtual tridimensional. Están emergiendo como tecnologías prometedoras y están cambiando los mecanismos de análisis ergonómicos así como la evaluación de deficiencias o trastornos. Estos métodos ofrecen una visualización tridimensional del trabajador realizando tareas y proporcionando pautas para el análisis ergonómico y el diseño del lugar de trabajo. Sin embargo el método de captura de imagen se realiza a través de una fotografía convencional y la interacción con el modelado no es a tiempo real.

Una opción que resulta muy interesante es la implementación de escalas de valoración ergonómica en estos sistemas de modelado humano digital. En (Hussain 2019) modelan el cuerpo de trabajadores con el programa informático de diseño CATIA y llevan a cabo una valoración mediante la escala RULA (*rapid upper limb assessment*). Para trabajar con esta escala se requieren datos de todo el cuerpo, principalmente parámetros angulares, aunque la valoración es del riesgo en extremidades superiores (Asociación española de ergonomía 2021). En la **figura 2** podemos ver una imagen del artículo donde muestran el modelado humano digital que han llevado a cabo.



Figura 2. Modelado humano digital: Posturas de trabajo registradas y modelo humano digital posterior con el programa CATIA (Hussain 2019).

El método más completo para el registro de cinemática humana son los denominados sistemas de captura de movimiento (*Motion capture, MOCAP*) (Lisbeth et al. 2018). Consisten en un conjunto de técnicas de grabación de movimiento humano donde se capturan datos espaciotemporales y en sistemas de visualización digital. Estas tecnologías poseen sensores basados en diferentes principios físicos, como cámaras para detección óptica, sensores magnéticos o sensores inerciales, además pueden incluir marcadores o no.

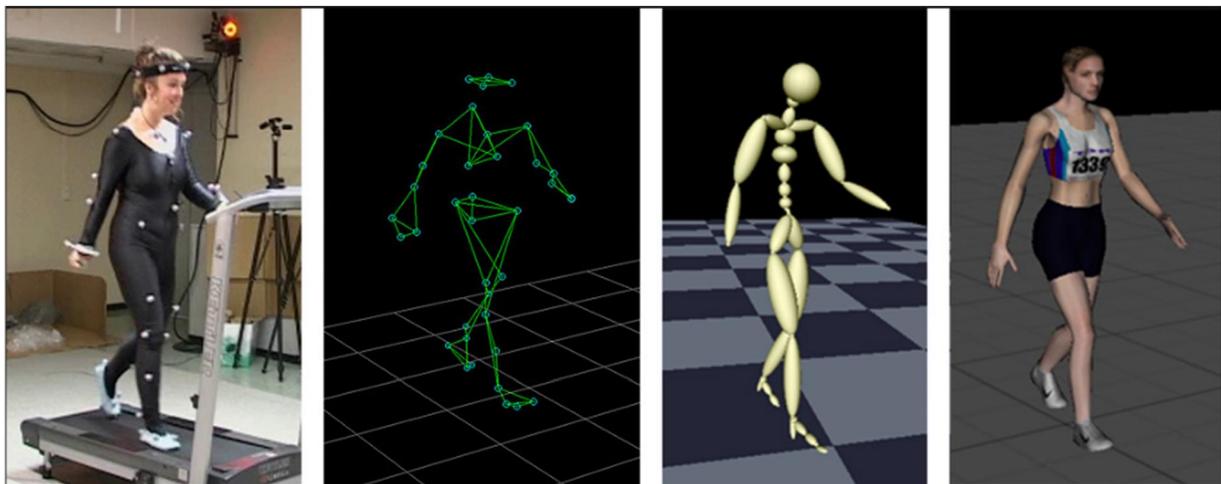


Figura 3. Sistema de captura de movimiento óptico: captura y procesamiento de la imagen de movimiento humano con un método de registro óptico (Leeds Beckett University 2011)

Los sistemas de captura de movimiento basados en marcadores optoelectrónicos están considerados como los de mayor precisión. Sin embargo, estas herramientas poseen grandes limitaciones derivadas de su elevado coste y de la dificultad de uso. Se requiere gran cantidad de tiempo previo para la colocación de estos instrumentales en las personas y un entorno rigurosamente seleccionado

para ello. Estas características los convierten en sistemas inapropiados para pequeñas clínicas o determinadas aplicaciones, como por ejemplo, el sector industrial (Scano et al. 2020). En la **figura 3** podemos ver la captura y el procesamiento de la imagen con un sistema de captura de movimiento óptico.

Actualmente se están implementando grandes mejoras para los sistemas de captura de movimiento sin marcadores. Dichos sistemas adquieren los datos por tomografía a través de un conjunto de cámaras o mediante un sistema *RGB-Depth*, el cuál infiere los datos de profundidad con ayuda de una cámara infrarroja. Los grandes avances en los sensores y potencia computacional están permitiendo que estos sistemas adquieran gran agudeza para la captura del movimiento humano. (Wang and Kurillo 2015).

Uno de los sistemas más extendidos es el “Microsoft Kinect”, diseñado para la Xbox en 2010. Posteriormente adaptado para Windows con el kit de desarrollo de software (SDK), el cual proporciona la visualización virtual tridimensional a tiempo real de todo el cuerpo. El último lanzamiento de este producto fue el sistema “Azure Kinect” en 2019. En la **figura 4** se muestra una imagen de la cámara de dicho sistema.

Sin embargo, aunque el sistema de Microsoft contiene algunos ejemplos de código para trabajar con la cámara, entre ellos no está incluido el reconocimiento postural y para poder utilizarlo de una forma práctica es necesario su desarrollo. En Alaoui, Moutacalli, and Adda (2020) desarrollan un programa para interactuar con el sistema Azure Kinect y utilizar el control postural como herramienta en un juego virtual. El programa que desarrollaron está basado en vectores y ángulos para proporcionar la información postural.



Figura 4: Cámara Azure Kinect: imagen de la cámara de captura de movimiento Microsoft Azure Kinect.

Muchos investigadores y desarrolladores hablan del sistema Kinect como una herramienta muy versátil para diversos ámbitos como la rehabilitación, ergonomía o visión por computador, debido a sus registros a tiempo real (Wang and Kurillo 2015).

En estos métodos de captura y análisis de movimiento también se están implementando escalas de valoración de ergonomía. En Manghisi et al. (2017) implementan un método de evaluación semiautomática de la escala RULA en el sistema Kinect 2. En este trabajo se realizó un estudio comparativo entre las puntuaciones de la escala obtenidas con este método desarrollado y con un sistema de captura de movimiento basado en marcadores ópticos y se encontró una buena correlación entre ambos.

Aplicaciones:

Actualmente, los registros de captura de movimiento y biomecánica están siendo ampliamente usados como herramientas para terapia en el sector de la rehabilitación. Se trata de provocar una inmersión del paciente en una realidad virtual y trabajar la rehabilitación mediante juegos. El papel de este tipo de sistemas es capturar el movimiento humano y permitir al paciente interactuar con el videojuego.

En Chang et al. (2012) proponen un método de rehabilitación basada en realidad virtual y el sistema de captura Azure Kinect para pacientes con lesión medular.

Además, estas técnicas resultan de gran utilidad también en la fase de valoración. La valoración es el paso previo al tratamiento de las personas y adquiere gran importancia para la identificación de patologías.

En Cukovic et al. (2020) desarrollan una técnica de diagnóstico para la escoliosis mediante el hardware del sistema Azure Kinect DK y el programa "Unity 3D". Unity 3D es una multiplataforma de desarrollo tridimensional a tiempo real y permite crear entornos y experiencias.

Como hemos visto anteriormente, en el sector de la ergonomía y análisis postural, las nuevas técnicas de modelado humano digital y captura de movimiento desarrolladas constituyen una herramienta muy útil. Sobre todo con la implementación de escala de análisis semiautomáticas.

La aplicación de la ergonomía es considerada como la forma más eficaz de combatir desordenes musculoesqueléticos asociados a diversas condiciones ergonómicas en los puestos de trabajo

(Hussain 2019). Por tanto, adquiere gran importancia la implementación de métodos nuevos eficaces para desarrollar este análisis e intentar abordar con buenas herramientas este problema social.

Posterior al análisis de la situación actual en el estudio de la cinemática humana, su captura y la función que pueden llevar a cabo para prevenir, detectar y tratar patologías, nos surge la idea de desarrollar un método polivalente y eficaz que pueda desempeñar una función práctica en estos sectores, y que sea capaz de solventar los problemas de los métodos existentes.

OBJETIVOS

El principal objetivo del presente trabajo es el desarrollo y validación de una nueva tecnología basada en el sistema Azure Kinect para estudios posturales y cinemáticos en sujetos humanos. Para ello se va a estudiar el método desarrollado en comparación con uno clásico.

Los objetivos secundarios son cuantificar la precisión de los registros obtenidos por el hardware utilizado y desarrollar un proceso de optimización del sistema en relación con las desviaciones angulares intrínsecas que presentan estos registros.

Por último, estudiar y analizar la viabilidad de la puesta en acción del método desarrollado.

PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Se reclutó a 8 participantes sanos para llevar a cabo los experimentos. En la **tabla 1** se muestran los datos basales de los participantes. 5 participantes fueron hombres y 3 mujeres. La edad media de los participantes es de casi 38 años con una desviación estándar de 11,76. Se registró peso y altura para calcular el índice de masa corporal medio que resultó ser de 22,72, con una desviación inferior a 4.

La validación de la tecnología desarrollada se ha realizado midiendo varios ángulos articulares y comparando dichas medidas con un método estandarizado en la bibliografía, en este caso la goniometría. Para ello se registró información de siete articulaciones de los participantes en diferentes posiciones.

	Frecuencia (%)
Género	
Masculino	62,5
Femenino	37,5
	Media±DE
Edad	37,75 ± 11,76
Peso	66,75 ± 16,65
Altura	1,70 ± 0,08
IMC	22,72 ± 3,81

Tabla 1. Datos basales demográficos: se muestran los datos basales de los participantes incluidos en el estudio. DE: desviación estándar. IMC: índice de masa corporal.

Para estudiar el sistema de captura de la cámara Azure Kinect, la fiabilidad de sus registros y el ruido que presenta, se trabajó con los registros tomados de todas las *joints* y de 18 articulaciones seleccionadas. Las *joints* son los 32 puntos con los que trabaja el sistema. Son identificados con la región corporal asociada mediante una inteligencia artificial. Las articulaciones se definen como grupos de 3 *joints* de forma que tienen la localización del *joint* central y la orientación del plano que forman. Posteriormente, para comprobar la eficacia del programa desarrollado y su comparación con el método estándar, se trabajó con la medición de registros angulares de siete articulaciones seleccionadas: el cuello, hombros, caderas y tobillos.

○ Sistema Azure Kinect DK:

El *software* que se ha desarrollado está diseñado para trabajar sobre el sistema Azure Kinect. Dicho sistema cuenta con un kit constituido por una cámara de RGB (*red, green, blue*) de 12MP (megapíxeles), un sensor de profundidad de 1MP, que consta de una cámara infrarroja con iluminación propia y detector de tiempo de vuelo óptico en cada píxel. Una matriz circular de 7

micrófonos, un acelerómetro y giroscopio digital 3D (Docs.Microsoft, 2021). En la **figura 5** vemos un esquema de los componentes del *hardware*.

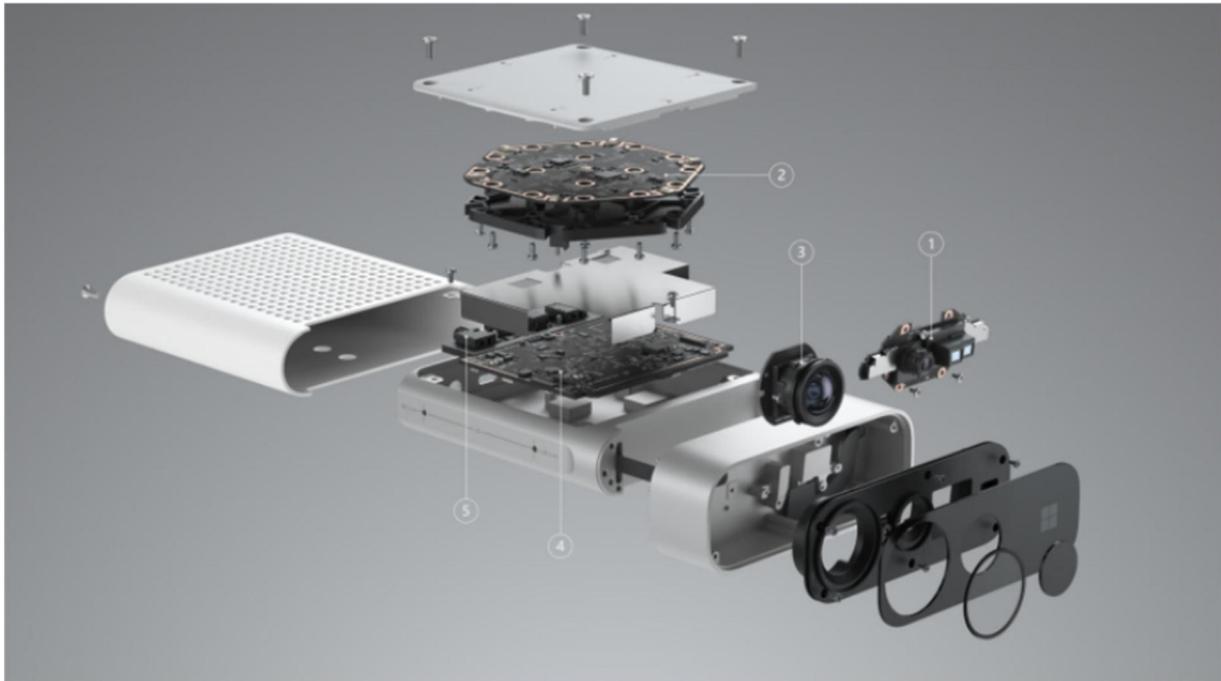


Figura 5. Componentes de la Cámara Azure Kinect: imagen de las partes que conforman la cámara Azure Kinect. 1: Sensor de profundidad de 1MP, 2: Matriz de 7 micrófonos, 3: Cámara de vídeo de 2MP, 4: Acelerómetro y giroscopio, 5: Conexiones de sincronización externa (Azure.Microsoft 2021).

Para la detección de los cuerpos de los individuos y el seguimiento de sus movimientos, el sistema cuenta con un kit de desarrollo llamado *body tracking*, el cual permite la visualización de un mapa de puntos tridimensionales localizado sobre el cuerpo de la persona. Este proceso se lleva a cabo por una inteligencia artificial que detecta e identifica determinadas localizaciones corporales sobre los que se vuelcan los puntos del sistema.

Comenzaremos con una breve descripción del funcionamiento de las cámaras para comprender el mecanismo de identificación de personas. La cámara RGB aporta información acerca de los ejes x e y de los puntos de la imagen. La cámara infrarroja genera el mapa de profundidad, es decir, genera información del eje z de cada píxel de la imagen. Para ello, proyecta luz del espectro infrarrojo cercano sobre la escena y calcula el tiempo que tarda la luz en volver (Docs.Microsoft, 2021)

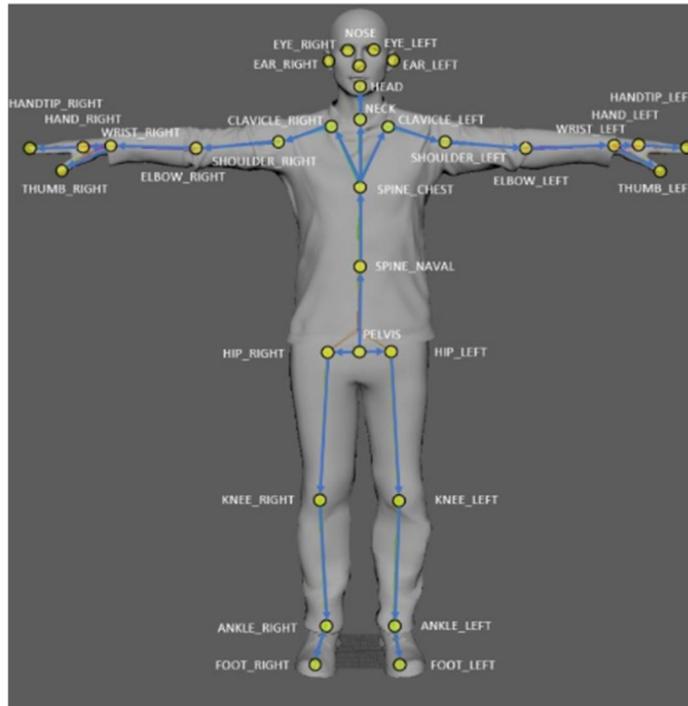


Figura 6. Mapa de puntos del sistema Azure Kinect: imagen de las joints sobre la representación de una persona (Docs.Microsoft 2021)

Los 32 puntos con los que trabaja el sistema son identificados en la representación virtual de la persona haciéndolos coincidir sobre la región corporal asociada. Estas *joints* son las articulaciones creadas por el sistema y no siempre coinciden con articulaciones fisiológicas humanas. En la **figura 6** podemos ver la colocación de las 32 *joints* sobre la visualización del cuerpo de una persona. La posición y orientación de las *joints* conforma su propio sistema de coordenadas absolutas relacionadas con el sistema de coordenadas 3D de la cámara. El programa puede registrar varios cuerpos humanos a la vez, marcados un número de identificación para su correcto seguimiento temporal en los fotogramas.

- **Software de registro:**

A pesar de que el sistema Azure Kinect cuenta con un software para la visualización de los datos y el ajuste de algunos parámetros, no permite realizar análisis en profundidad de las medidas realizadas. Por ese motivo, hemos desarrollado un software para dicho análisis. Como datos de entrada para nuestro programa hemos usado las posiciones tridimensionales de las 32 *joints* identificadas por el sistema de *body tracking* realizando todos los cálculos pertinentes a partir de esa información. Para ello, hemos usado una interfaz de programación de aplicaciones para exportar dichos datos a Python y ampliar la funcionalidad del sistema.

Podemos agrupar el código desarrollado en tres grupos según la función que realizan. Estas funcionalidades son la toma de datos, la visualización, el ajuste de parámetros de medida y análisis posteriores. Además, podemos ajustar los parámetros para determinar las características de los registros y de visualización, y ver los datos tomados de la posición y orientación de las *joints* en su evolución temporal (**figura 7**). Además hemos implementado una visualización simple en directo (**figura 8**) de la representación espacial de las 32 *joints* sobre un sistema de coordenadas que nos ayude a verificar la posición de la persona.

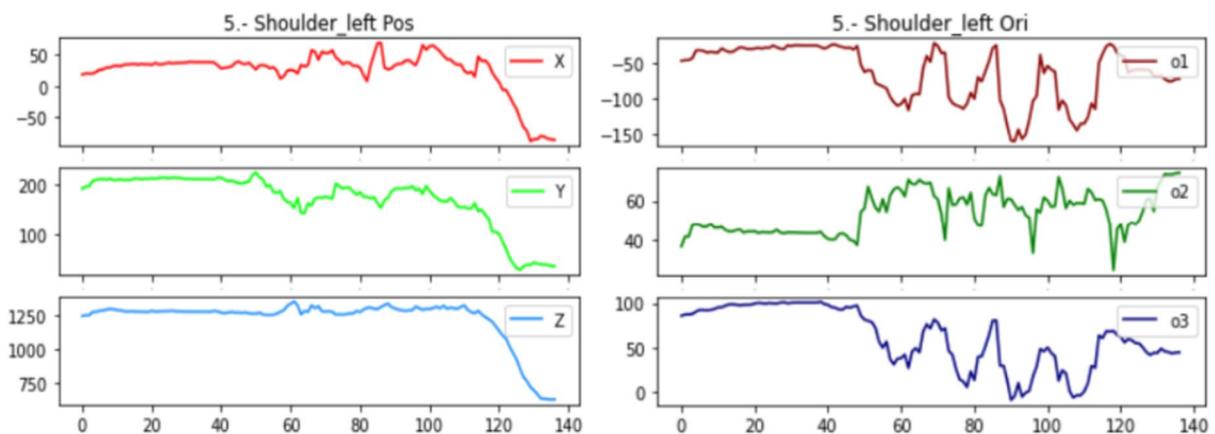


Figura 7. Posición y orientación del punto del hombro izquierdo: La gráfica de la izquierda corresponde con la posición en los ejes x,y,z respecto del punto de referencia, expresado en milímetros. La gráfica de la derecha representa la orientación expresada como un vector normalizado.

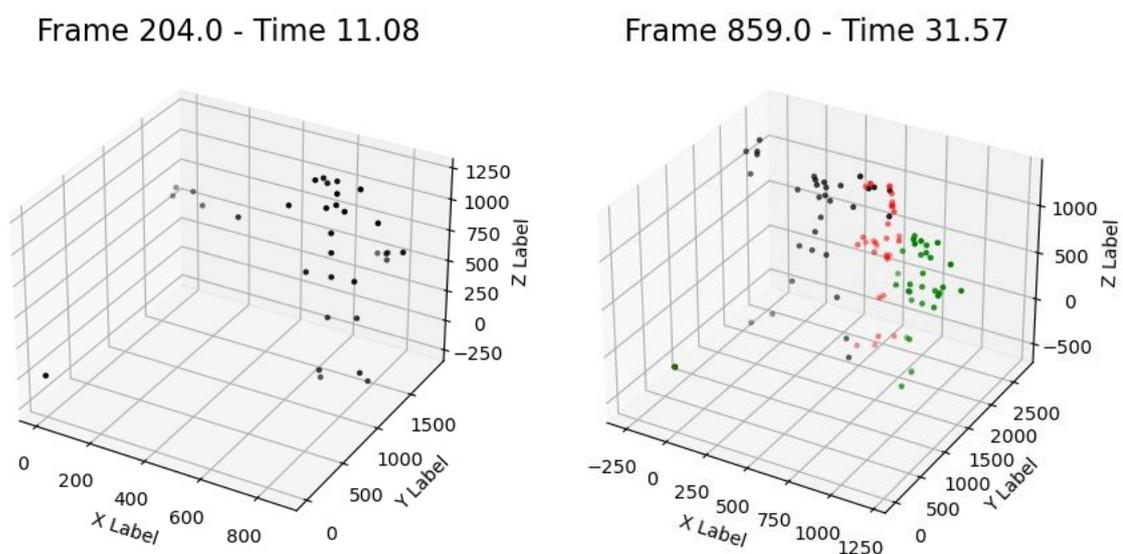


Figura 8. Representación espacial del mapa de puntos: las imágenes muestran el conjunto de puntos que representa el cuerpo de las personas sobre un sistema de coordenadas. En la imagen de la izquierda vemos la figura de una sola persona y en la de la derecha se ve en diferentes colores los tres cuerpos que ha detectado y separado el sistema. En la parte superior se detalla el número de fotograma (frame) al que corresponde y al tiempo en segundos.

○ Toma de datos:

Se llevó a cabo en dos días diferentes. En cada uno de ellos se tomaron registros articulares manuales y automáticos a cuatro personas diferentes. La duración del registro por persona fue aproximadamente de media hora. Los primeros 15 minutos fueron destinados a la explicación del método e instrucciones necesarias acerca de las posiciones que debían mantener. Se trata de dos poses diferentes, la primera de ellas consta de 3 colocaciones temporales diferentes, y la segunda de cuatro.

Durante los 15 minutos restantes se ubicó a los participantes en un entorno neutral sin objetos que pudieran producir cambios de atención, con la presencia de la cámara y tres pantallas donde se mostró la posición que la persona tenía que adoptar en cada momento. Se fue pidiendo a los participantes que replicaran las posiciones mientras la cámara se activó para la toma de registros automáticos. La toma de datos manuales se llevó a cabo simultáneamente haciendo uso de la capacidad de la cámara de identificar distintos individuos para separar el cuerpo del participante del de la investigadora.

A continuación, se detallarán las poses tomadas por los participantes durante el experimento. Podemos diferenciar una primera pose constituida por tres estados de transición en la que se midieron tres articulaciones (cuello, tobillo derecho, tobillo izquierdo). Esta posición transiciona desde una postura en que el sujeto se encuentra acuclillado de rodillas y evolucionaba hasta una bipedestación asimétrica en posición de perfil con respecto a la cámara (**figura 9**). La selección de esta pose reside en la asimetría que presenta, se buscaba comprobar si el hemicuerpo más alejado y menos visible para la cámara registra mediciones desviadas respecto del otro.



Figura 9. Pose 1 de la toma de datos: imágenes de la representación de la primera pose que se pidió a los participantes que replicaran. En ella se pueden ver los tres estados de transición en los que se midieron cuello y tobillos. Las imágenes fueron obtenidas a partir del kit de body tracking de Azure Kinect y procesadas posteriormente en Python.

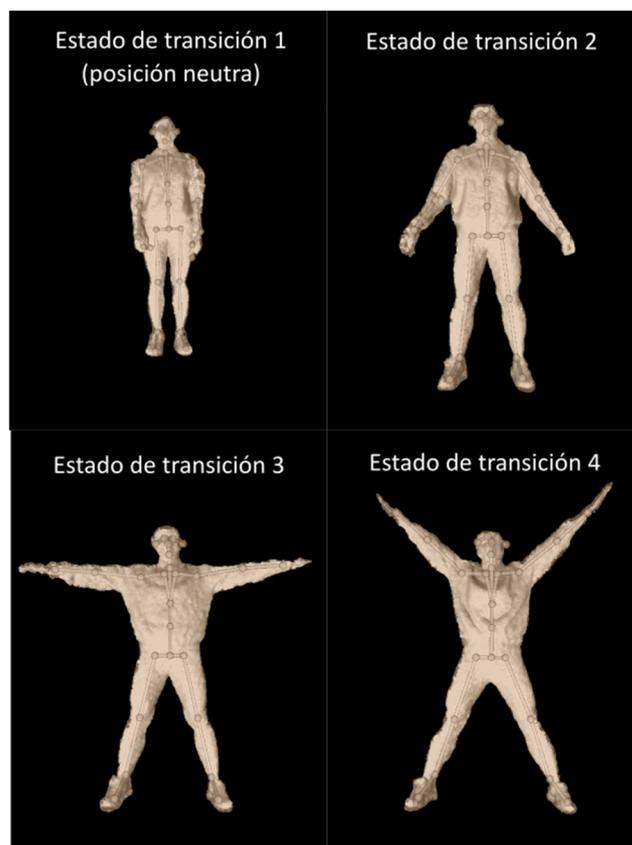


Figura 10. Pose 2 de la toma de datos: imágenes de la representación de la segunda pose que se pidió a los participantes que replicaran. En ella se pueden ver los cuatro estados de transición en los que se midieron las articulaciones de hombros y caderas. Las imágenes fueron obtenidas a partir del kit de body tracking de Azure Kinect y procesadas posteriormente en Python.

La segunda pose está compuesta por cuatro transiciones. La primera de ellas es una posición neutra basal en bipedestación, y las siguientes son modificaciones de esta con ascendentes grados de abducción de caderas y hombros (**figura 10**). El objetivo particular para la selección de esta pose es comprobar el carácter simétrico de las mediciones automáticas y la obtención de una posición de reposo.

- **Medición automática:**

Para la constitución de las articulaciones fisiológicas mencionadas, a partir del mapa de puntos que genera el programa, se seleccionaron grupos de tres *joints* que podían formar un ángulo lo más parecido posible al fisiológico deseado. No siempre es posible encontrar una correspondencia exacta pero se pretenden encontrar triángulos que presenten al menos una relación lineal con el movimiento de la articulación fisiológica. Para la selección de los tres puntos se tuvo en cuenta el movimiento articular que se iba a medir en cada articulación y el plano sobre el que ese movimiento articular se produce.

Vale la pena aclarar que los *joints* seleccionados nos aportarán información sobre sus orientaciones y posiciones, entre los tres se delimita un plano sobre el que se mueven los huesos que forman dicha articulación al realizar el gesto pedido. En el caso de las flexo-extensiones (primera pose) el movimiento será en el plano sagital y en las abducciones (segunda pose) en el frontal. En esos planos se medirán los ángulos que forman los vectores definidos por dichos puntos.

Así, en la **figura 11** podemos ver los triplete de puntos seleccionados para obtener los ángulos de flexo-extensión de cuello y tobillos, y los de abducción de hombros y caderas.

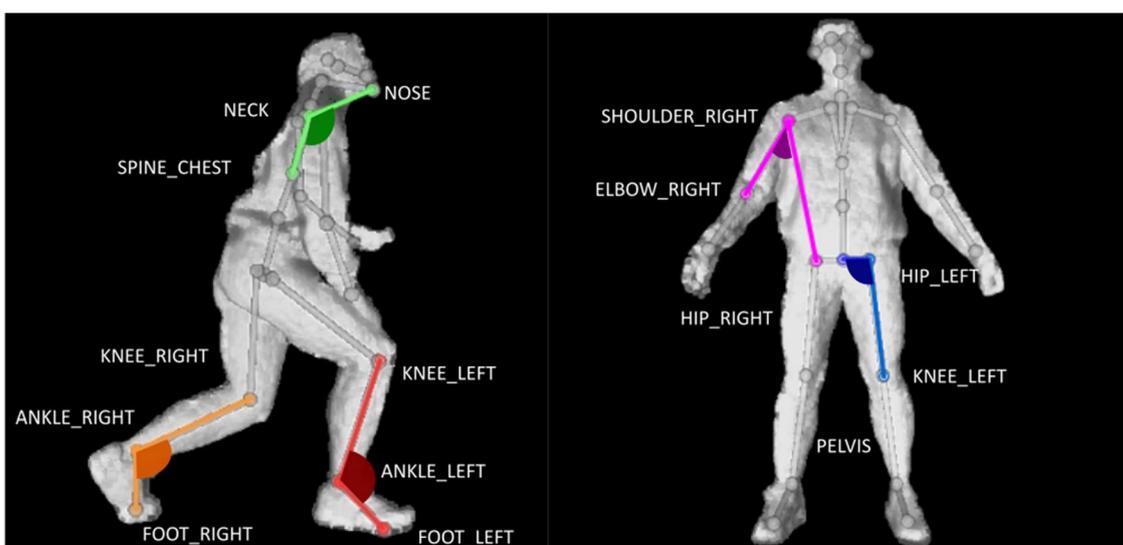


Figura 11. Puntos seleccionados para la toma de datos automáticos: las imágenes representan uno de los estados de transición de cada pose y en ellas están marcados el trío de joints y el ángulo que forma cada articulación registrada con la cámara Azure Kinect. Las representaciones están tomadas con el kit de body tracking y procesadas posteriormente en el programa Kinovea.

- Medición manual:

Para la medición manual se trabajó con un goniómetro digital que muestra la separación angular de sus brazos con hasta dos décimas de grado de precisión. Mientras que el sistema automático estuvo registrando los movimientos de las personas, las mediciones manuales se llevaron a cabo con el goniómetro sobre las articulaciones de la persona. El método usado para realizar estas medidas consiste en la colocación del fulcro del goniómetro sobre el eje de movimiento de la articulación y la alineación de los dos brazos del instrumento con los dos segmentos corporales que constituyen el ángulo a medir. Finalmente la pantalla del goniómetro nos devuelve los grados del ángulo medido.

El método de medición de cada articulación se ha llevado a cabo siguiendo unas pautas encontradas en la bibliografía (Taboadela, 2017). Estos patrones de medida se conocen como referencia del cero neutro, que actualmente es la técnica *Gold Standard* para este tipo de registros.

Para la medición de la extensión del cuello, la posición cero está determinada con la colocación del goniómetro a 90° (cuando la articulación se encuentra en reposo, ver [figura 12a](#)). El eje se ubica encima del conducto auditivo externo, el eje fijo se alinea con la línea media vertical y el brazo móvil toma como referencia las fosas nasales.

La región angular medida automática y manualmente no es la misma, sino que conforman ángulos suplementarios. Por tanto, para realizar el análisis comparativo, se trabajó con el ángulo obtenido tras restar el valor manual a 180 grados.

Para los registros de la flexión (plantar) del tobillo el goniómetro parte de 90° (ver [figura 12b](#)), el eje se coloca en el maléolo externo, el brazo fijo con la línea media longitudinal de la pierna y el brazo móvil con la línea media longitudinal del quinto metatarsiano.

En la medición de la abducción de cadera también partimos de la posición de 90 grados (ver [figura 13a](#)). El eje se alinea con la espina ilíaca anterosuperior, el brazo fijo se alinea con la espina ilíaca anterosuperior opuesta y el brazo móvil con la línea longitudinal del fémur.

Para el registro de la abducción de hombro la posición de goniometría universal es en 0° (ver [figura 13b](#)), el eje colocado sobre el acromion, el brazo fijo se mantiene alineado con la línea medio axilar, paralelo al esternón, y el brazo móvil con la línea longitudinal del húmero.

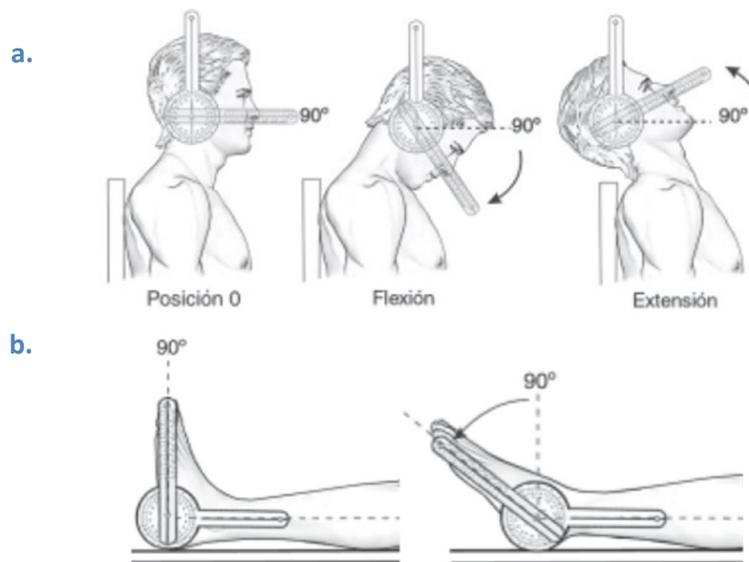


Figura 12. Metodología de los registros manuales (I): imágenes representando el procedimiento de toma de datos manuales para la articulación del cuello y tobillo (Taboadela 2017).

Las mediciones manuales aportan un solo valor angular de cada articulación en cada posición, mientras que el sistema automático registra 30 muestras por segundo. Para que los valores automáticos seleccionados sean lo más precisos posibles y evitemos incluir medidas sesgadas, se registraron los segundos en los que se obtuvieron cada dato manual de cada articulación. Posteriormente, se recortaron los 150 fotogramas automáticos registrados alrededor del segundo exacto establecido para cada medición manual. Así nos aseguramos que aunque la persona no fuera capaz de mantener la posición estática todo el tiempo, nosotros trabajamos con el mismo registro temporal automático que manual. Finalmente para obtener un único valor automático y poder realizar la comparación con el manual, se trabajó con la media de los datos de esas 150 muestras.

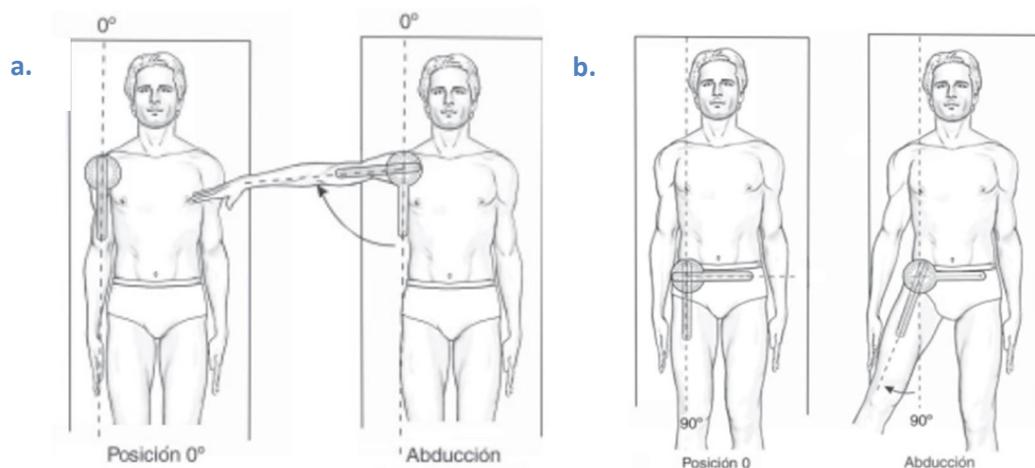


Figura 13. Metodología de los registros manuales (II): imágenes representando el procedimiento de toma de datos manuales para la articulación de los hombros y caderas (Taboadela 2017).

- **Análisis estadístico:**

Se ha realizado un test para comprobar si existen diferencias significativas entre ambos métodos de registro y para comprobar si el método desarrollado constituye una herramienta eficaz en la medición de parámetros angulares. Se realizó un “T de Student” en Python para cada comparación manual y automática y para comparaciones dentro del mismo método de cada articulación.

Puesto que se han encontrado patrones diferentes en cada articulación, hemos considerado que lo más apropiado era analizar cada una por separado y estudiar cómo se relacionan entre ellas. Además, se ha usado Python para realizar otros análisis complementarios. Entre estos se encuentra el análisis de la distribución de los datos de partida y el análisis de las fuentes de ruido, la representación gráfica de las funciones de densidad de probabilidad y el análisis de la calidad de la medición en función de los estados de cada pose.

RESULTADOS

○ Análisis de los datos:

Comencemos repasando las medidas realizadas para la validación del método de registro de cinemática humana usando la cámara Azure Kinect. En la **tabla 2** podemos ver el resumen de las articulaciones y métodos de medida incluidos en el análisis comparativo de los datos.

ARTICULACIONES		CASOS	
		Manual	Automático
POSE 1	Tobillo D	24	24
	Tobillo I	24	24
	Cuello	24	24
POSE 2	Hombro D	32	32
	Hombro I	32	32
	Cadera D	32	32
	Cadera I	32	32

Tabla 2. Resumen de casos: Representación del número de casos por registro y articulación. D: derecho/a, I: izquierdo/a.

En las **tablas 3 y 4** se ven los valores obtenidos de los registros angulares llevados a cabo con el método clásico y manual. Se muestran las medias de todos los participantes para cada articulación y estado de transición (**figuras 9 y 10**), así como la desviación estándar, que nos indica la dispersión de los datos de nuestros participantes.

Se espera que en cada estado de transición el valor angular de cada articulación varíe acorde con el rango articular recorrido. En el caso de los tobillos y cuello, los estados están diseñados para que las personas realicen el movimiento hacia una extensión de las articulaciones. En las caderas y hombros, cada estado de transición progresa hacia una abducción mayor de dichas articulaciones.

▪ Validación del método:

Se pretende validar el sistema de medida usando la cámara Azure Kinect y el software diseñado. Para ello se realizó un análisis comparativo con la técnica de goniometría. La validación implica responder a la pregunta de si hay diferencias estadísticamente significativas entre la tecnología desarrollada y la técnica existente. Para responder a esta pregunta se ha realizado el test “T de Student”. Este test calcula un valor de “p”, que para valores mayores de 0,05 implica que no hay diferencias

significativas y que ambos métodos realizan una medición similar. De esta forma podríamos validar nuestro sistema.

ESTADO	ARTICULACIÓN			
		Tobillo D	Tobillo I	Cuello
1	Manual	81,63 ± 11,25	74,79 ± 16,24	41,54 ± 14,84
	Automático	107,56 ± 6,12	114,20 ± 12,60	118,89 ± 4,10
	p	<0,01	<0,01	<0,01
2	Manual	66,85 ± 8,61	84,62 ± 9,86	89,89 ± 5,80
	Automático	115,63 ± 4,29	118,43 ± 4,33	125,97 ± 7,43
	p	<0,01	<0,01	<0,01
3	Manual	91,47 ± 7,42	101,34 ± 6,17	12,78 ± 8,62
	Automático	108,74 ± 13,58	119,07 ± 9,39	122,11 ± 5,34
	p	0,01	<0,01	0,02

Tabla 3. Datos y análisis estadístico (I): medias y desviaciones estándar de las mediciones manuales y automáticas para la primera pose, expresados como media ± desviación estándar. En gris, valores de p obtenidos con el "T de Student". Significación estadística de p en 0.05.

ESTADO	ARTICULACIÓN				
		Hombro D	Hombro I	Cadera D	Cadera I
1	Manual	20,10 ± 6,49	15,77 ± 4,71	94,68 ± 3,31	94,11 ± 4,50
	Automático	19,52 ± 3,22	19,83 ± 4,47	91,74 ± 3,04	91,23 ± 1,90
	p	0,82	0,10	0,09	0,13
2	Manual	39,17 ± 7,61	36,66 ± 8,03	99,90 ± 3,72	97,31 ± 1,63
	Automático	40,06 ± 5,44	42,03 ± 6,84	97,91 ± 2,92	96,24 ± 1,33
	p	0,79	0,17	0,26	0,17
3	Manual	91,43 ± 4,09	89,98 ± 3,53	107,60 ± 5,21	104,08 ± 2,95
	Automático	97,55 ± 7,87	95,80 ± 11,81	102,72 ± 4,36	101,54 ± 3,58
	p	0,08	0,22	0,06	0,14
4	Manual	128,04 ± 9,03	127,80 ± 10,39	112,62 ± 9,76	110,14 ± 7,59
	Automático	138,59 ± 9,09	135,90 ± 7,69	108,38 ± 10,87	106,21 ± 8,71
	p	0,04	0,10	0,43	0,35

Tabla 4. Datos y análisis estadístico (II): medias, desviaciones estándar y valores de p para la segunda pose.

En la **tabla 3** se ven los valores de “p” obtenidos para las articulaciones de la pose 1. Ninguno de ellos es superior a 0,05, por tanto, existen diferencias entre nuestro método de medida y el automático. Sin embargo, en las articulaciones medidas en la segunda pose, representadas en la **tabla 4**, vemos que los hombros y caderas tienen valores por encima de 0,05 en prácticamente todas sus mediciones.

- Estudio de las desviaciones encontradas:

En las **figuras 14 y 15**, para la pose 1 y 2 respectivamente, podemos ver la evolución que siguen los parámetros articulares para las mediciones manuales y automáticas en la evolución entre los estados de transición. El asterisco indica los valores con similitud estadística entre el método automático y manual en referencia a un valor de $p > 0.05$ (datos de la **tabla 3 y 4**).

Dichas gráficas están expresadas como una línea que evoluciona en los distintos estados de transición. Representa el valor medio de las muestras. La nube alrededor de la línea corresponde con las desviaciones estándar de los valores en esa media.

En las articulaciones de la pose 1, podemos encontrar dos patrones diferentes. En el caso del tobillo izquierdo, la evolución de los registros tanto manuales como automáticos, sigue la misma trayectoria en las dos primeras evoluciones. Así, podemos observar que las diferencias entre ambos métodos para cada estado se ajustan a una línea con pendiente próxima a cero, pero con ordenada en el origen desplazada hacia los 40 grados.

En el caso del tobillo derecho, los registros automáticos siguen una tendencia diferente a los manuales, con una diferencia basal similar a la antes comentada que desplaza la línea de las diferencias a valores alrededor de los 40 grados.

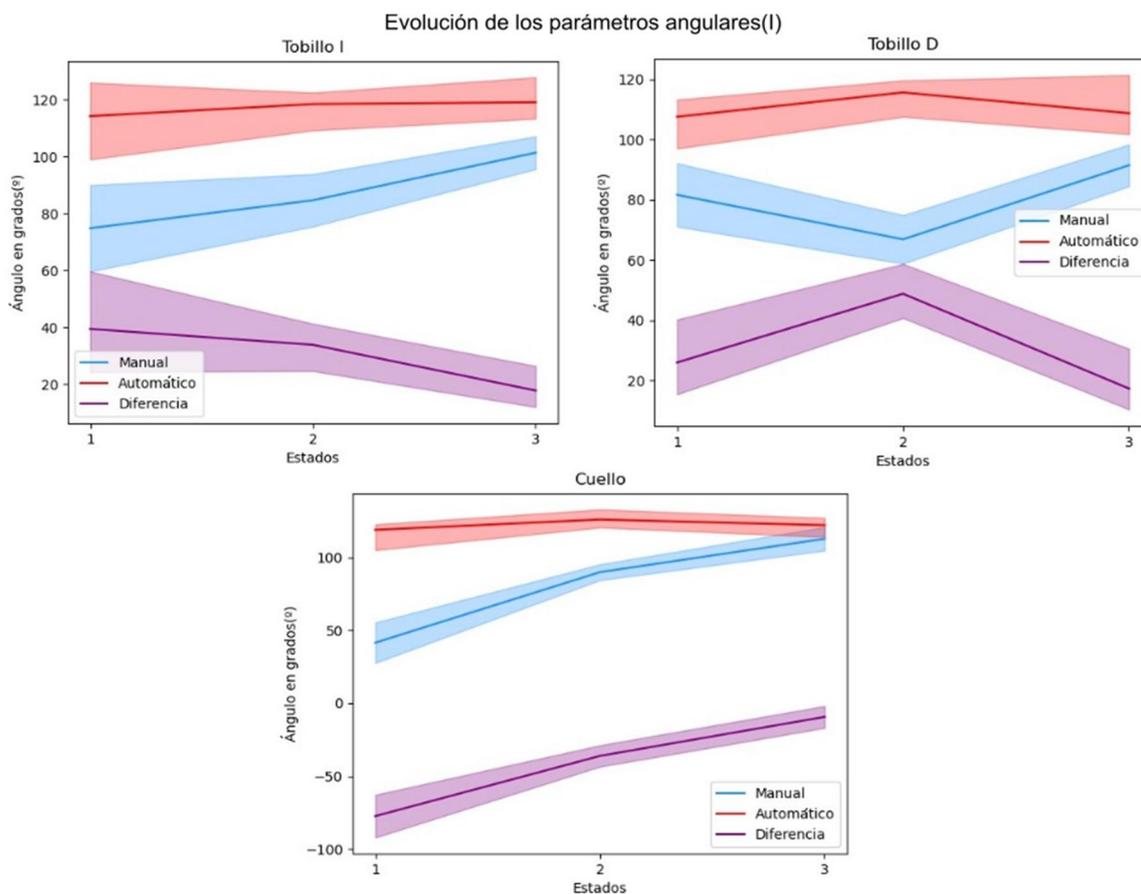


Figura 14. Gráfica de la evolución de los parámetros angulares (I): media de los valores angulares de todas las personas para las articulaciones de la pose 1 en los registros automáticos, manuales y las diferencias. El eje de ordenadas representa los estados de transición haciendo referencia a la evolución temporal, frente a los ángulos en grados representados en el eje de abscisas.

La articulación del cuello no muestra un cambio en los ángulos medidos con el método automáticos. Mientras que los registros manuales indican una evolución hacia la extensión de cuello, los automáticos se mantienen estables. Esta información muestra que los puntos seleccionados para medir la articulación del cuello no detectan correctamente el movimiento y por tanto solo encontramos similitud estadística entre ambas técnicas en el primer estado de transición. El origen de este problema se basa en las limitaciones del sistema *body tracking* que se comentarán más adelante en el apartado de análisis de ruido.

En las articulaciones de hombros y caderas (pose 2) podemos observar otro patrón muy diferente. En las cuatro articulaciones medidas podemos ver una evolución bastante similar en las mediciones manuales y automáticas. En todos los casos la línea de las diferencias se parece mucho a una recta con pendiente y ordenada iguales a cero grados.

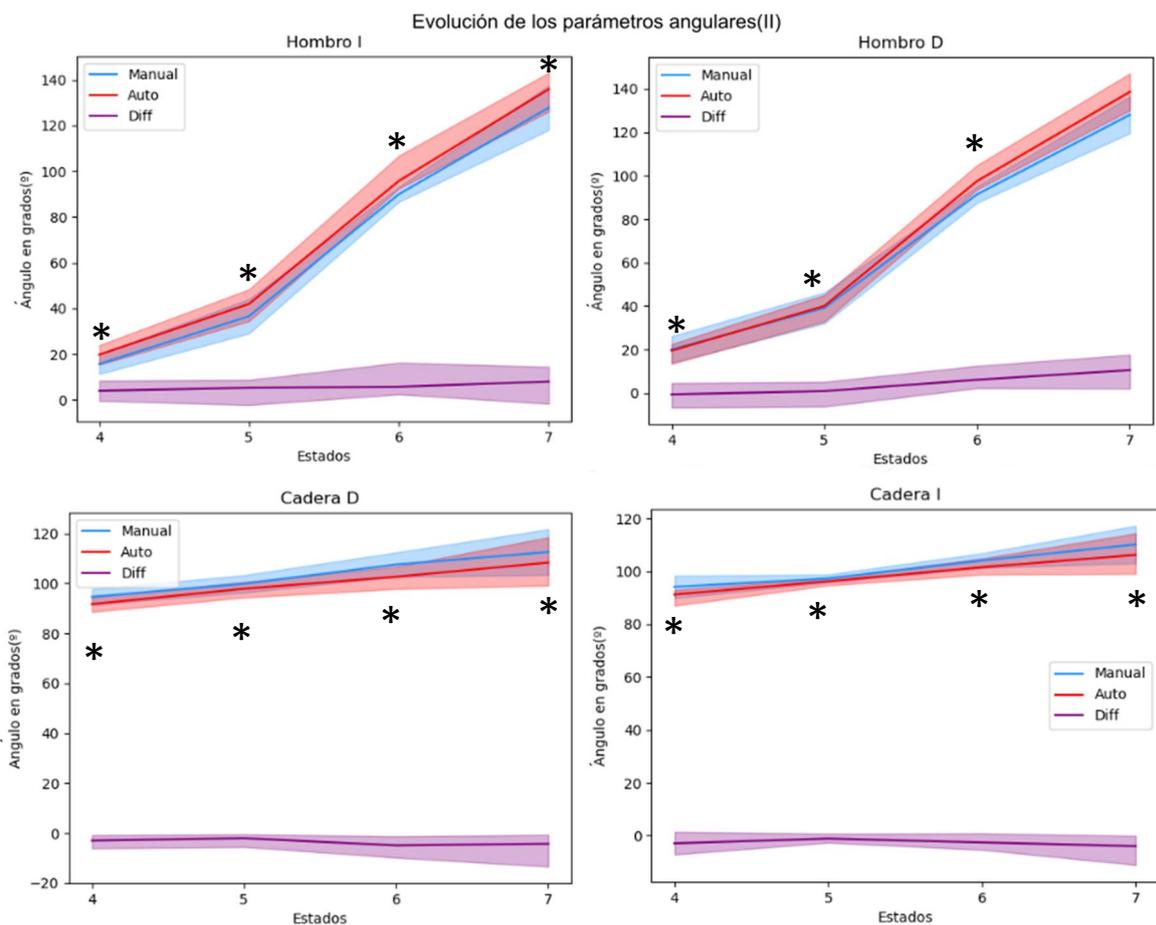


Figura 15. Gráfica de la evolución de los parámetros angulares (II): media de los valores angulares de todas las personas para las articulaciones de la pose 2 en los registros automáticos, manuales y las diferencias. Los asteriscos marcan similitud estadística entre método automático y manual.

A continuación, podemos ver en la **figura 16** las distribuciones estadísticas de las diferencias entre ambos métodos para cada articulación. Estas distribuciones se han calculado asumiendo que las diferencias entre ambos métodos no dependen de la pose, es decir, se admite que las diferencias mostrada previamente tengan una ordenada en el origen pero no una pendiente. Sabemos que esta no es una asunción completamente válida en el caso del cuello pero aun así podemos extraer información relevante de esta representación. Además se han unido los datos de las articulaciones simétricas asumiendo que pertenecen a la misma distribución como justifican visualmente las gráficas anteriores.

La gráfica incluye una pequeña tabla con las medias de las diferencias de los registros automáticos y manuales, así como la desviación estándar de los datos.

Esta gráfica confirma la idea de la aplicabilidad de estos conceptos estadísticos ya que observamos que las distribuciones se ajustan razonablemente a gaussianas en todos los casos. Las características particulares de cada distribución se considerarán en profundidad en la discusión.

Las campanas estrechas, como las de caderas y hombros representan unos datos con alta precisión. Los valores de las diferencias se mantienen prácticamente constantes. Además, ambas articulaciones tienen mediciones muy exactas, al situar la mayoría de los valores de las diferencias muy cercanos al cero.

En el caso de los tobillos, la distribución gráfica que vemos nos indica una precisión aceptable, con una desviación estándar que se aproxima a la mitad del valor de la media.

La representación del cuello presenta valores dispersos. Esto está relacionado con el hecho de que la medida automática no varía con el estado debido a los problemas de ruido en la detección de esta articulación. Esto da lugar a un ensanchamiento de la distribución de las diferencias que no se ajusta claramente a una gaussiana y que tiene una desviación estándar del orden del valor de la media.

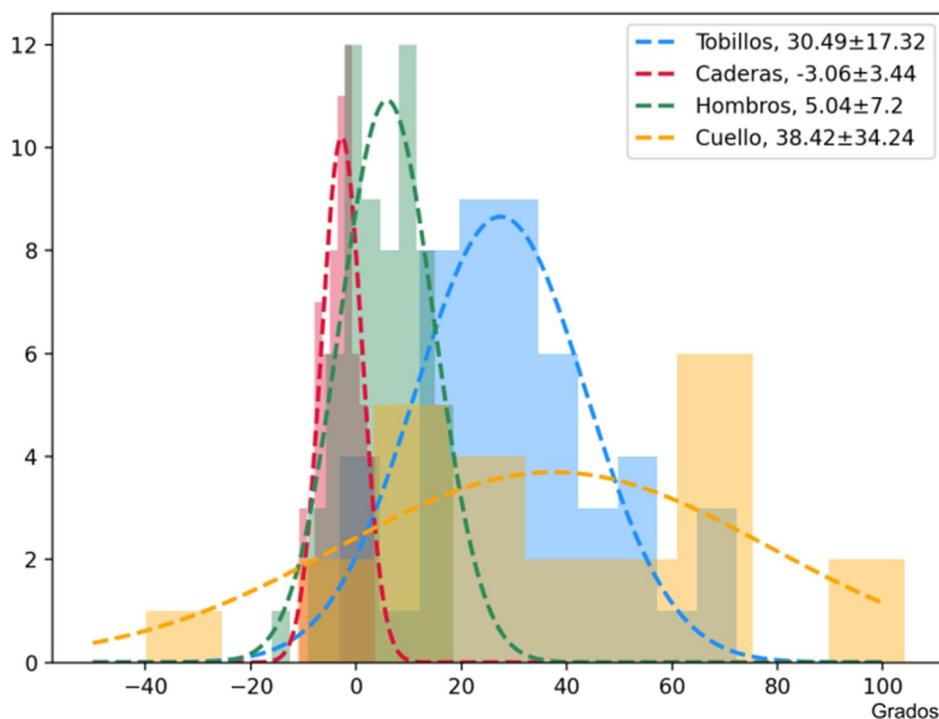


Figura 16. Gráfica de distribución de las diferencias en articulaciones: las cajas de la gráfica muestran la distribución de los valores de la diferencia entre los datos automáticos y manuales. Las líneas de puntos representan la distribución ideal para cada conjunto de datos. La leyenda indica la media y desviación estándar de los datos de las diferencias.

- Optimización del sistema:

Es posible corregir parcialmente las desviaciones encontradas entre ambos métodos de medida. En las **figura 14 y 15** se han representado las diferencias entre ambas medidas en función de los estados de transición. Podemos imaginar que sería posible ajustar estos datos de forma lineal. El origen de la naturaleza lineal de esta dependencia se discutirá más en profundidad en la discusión.

Esto nos permitiría corregir los ángulos calculados para que se correspondan con valores articulares reales, calculando la pendiente y ordenada en el origen. Esto aplica a los tobillos y en menor medida a hombros y caderas. En estos últimos casos la pendiente es prácticamente nula pero sigue habiendo una pequeña ordenada en el origen. Los valores de dichas desviaciones constantes corresponden con los valores de las medias descritos en la tabla de la **figura 16**.

Es importante entender que esta optimización no aplica igual de bien al cuello. Esto se debe a que podemos observar que la evolución del ángulo con el estado es prácticamente inexistente por lo que cualquier relación lineal carece de significado. El problema aquí reside en la falta de precisión por parte del sistema *body tracking* de determinar los *joints* correspondientes a los puntos corporales usados para el cálculo de este ángulo. El análisis de la precisión de este sistema a la hora de colocar los *joints* y las fuentes de ruido presentes se realiza a continuación.

- Análisis del ruido:

Se consideró estudiar la precisión del sistema en la colocación de las *joints* sobre la representación virtual de las personas y la variabilidad de los datos registrados, para comprobar la fiabilidad de nuestros registros.

Para describir la variabilidad de las medidas automáticas, se ha utilizado el concepto de que cada valor medido de esta forma es el promedio de 150 fotogramas. Como se puede esperar, el valor de la posición de cada *joint* obtenido de esta manera, no permanece exactamente constante, sino que varía alrededor de esta posición media. De esta forma, es posible extraer la distribución de probabilidades de estos datos y de ésta su desviación estándar. Si la medida es muy robusta (se identifica con mucha precisión en punto corporal del modelo), la desviación estándar será pequeña y viceversa. Esto da lugar al curioso concepto de estudiar como varían estas desviaciones estándar entre poses, articulaciones y ejes, dando lugar a distribuciones de probabilidad de desviaciones estándar.

En primer lugar se estudiaron las diferencias de precisión entre los ejes del sistema. Para ello se seleccionaron las coordenadas de todas las *joints* del sistema en todas las personas y posiciones. Se obtuvieron las desviaciones estándar en cada eje. Como el sistema infiere los datos del eje z con un mecanismo diferente a los de los ejes x e y, el objetivo principal de estas mediciones era comprobar si los datos correspondientes al eje z presentarían mayor grado de sesgo. En la **figura 17** vemos un diagrama de violines que nos muestra la densidad de probabilidad de las desviaciones estándar en cada uno de los ejes incluyendo todas las medidas (*joints*, sujetos y posturas). Podemos apreciar que en los tres ejes la mayor cantidad de datos presenta una desviación estándar entre los 0 y 25 milímetros. De esta forma, los datos más extremos encontrados corresponden al eje x, aunque son bastante similares entre ellos.

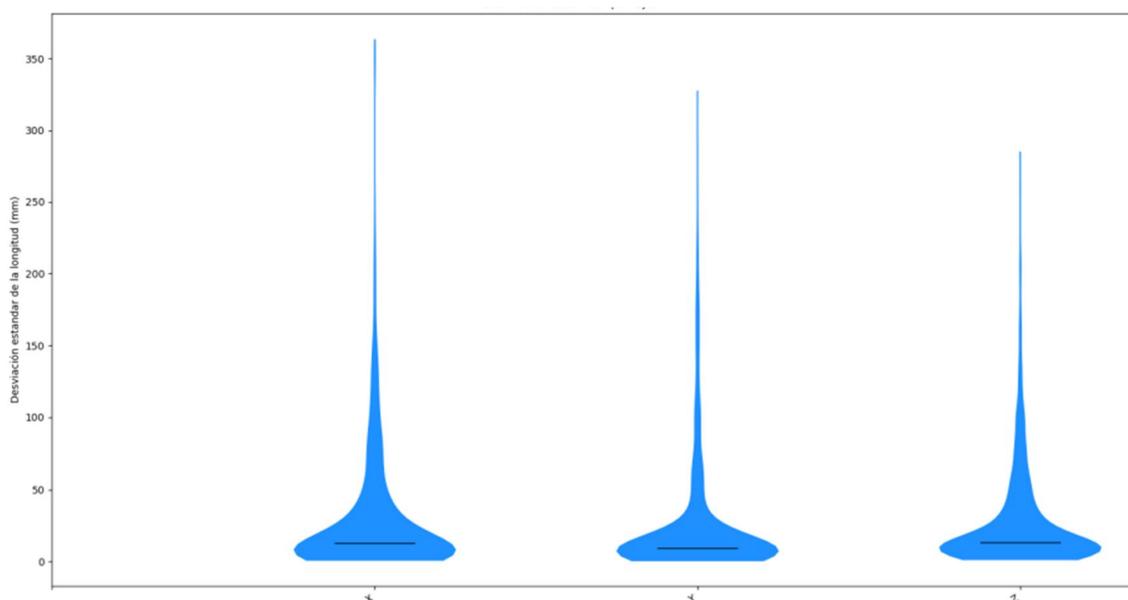


Figura 17. Diagrama de la distribución de las desviaciones estándar en ejes: el diagrama de violines representa la densidad y distribución de los datos de las desviaciones estándar de todas las muestras de los tres ejes.

Una vez observadas estas características, se agruparon estos datos según *joints*. Así, en la **figura 18** el diagrama de violines nos muestra la distribución de desviaciones para cada *joint*, combinando las medidas de los tres ejes, esta vez en conjunto, participantes y poses. Debido a que las personas se mantenían quietas, las desviaciones observadas deben tener su origen en ruidos introducidos en el sistema de *body tracking*. En esta representación podemos ver el ruido basal que aparece para cada *joint* en posiciones estáticas.

Podemos observar un patrón de simetría axial, donde los valores y distribución de densidades tanto de la región izquierda, como derecha de los participantes es similar. Sin embargo, si observamos el diagrama más a fondo podemos ver que aunque la densidad global de los datos se muestre muy similar en el hemicuerpo derecho e izquierdo, los valores de las medianas de los violines son más bajos en el hemicuerpo izquierdo.

A simple vista también podemos ver que las *joints* pertenecientes a los miembros superiores presentan los niveles más altos de desviación estándar.

En la misma figura hemos representado el valor de confianza de cada articulación. Este valor nos informa de la fiabilidad con la que la cámara ha detectado las *joints* y determinado su posición espacial. Estos datos se han tratado de forma similar a las desviaciones, promediando su valor temporal y calculando la distribución entre las medidas de distintas personas, poses y ejes; para cada *joint*. Esto nos permite enfrentar esta información a la de las desviaciones para su interpretación conjunta.

Los valores de confianza pueden adquirir tres parámetros discretos, cero, uno y dos. Cuando muestra el valor 0, significa que la cámara está detectando con gran seguridad la posición de esa *joint*. El valor 1 hace referencia a una captación insegura y probablemente poco real del punto. Por su parte, el 2 indica que la cámara no está siendo capaz de ubicar el punto. En esta representación vemos que el índice de confianza adquiere valores continuos debido a que es el resultado de la media de los valores discretos para los 150 fotogramas.

La mayoría de las articulaciones muestra una distribución de los datos centrada en 0, con algunos valores dispersos aproximándose al 1. Lo que nos indica una gran confianza en la detección de esos datos. Sin embargo, las *joints* asociadas a las muñecas y manos muestran poca precisión. Estos datos, en el miembro superior izquierdo, adquieren valores en todo el espectro entre el 0 y el 2, aunque sorprendentemente con menos densidad entorno al 1. Por su parte, en las correspondientes *joints* pertenecientes a la región derecha, vemos que la densidad es mayor alrededor del 2.

Al igual que en los miembros superiores, en los inferiores las articulaciones de la pierna y tobillo derecho también presentan mayor dispersión del nivel de confianza. A pesar de esta simetría, la mayor parte de los datos están centrados cerca de 0, por lo que su determinación es considerablemente más fiable que alrededor de las manos.

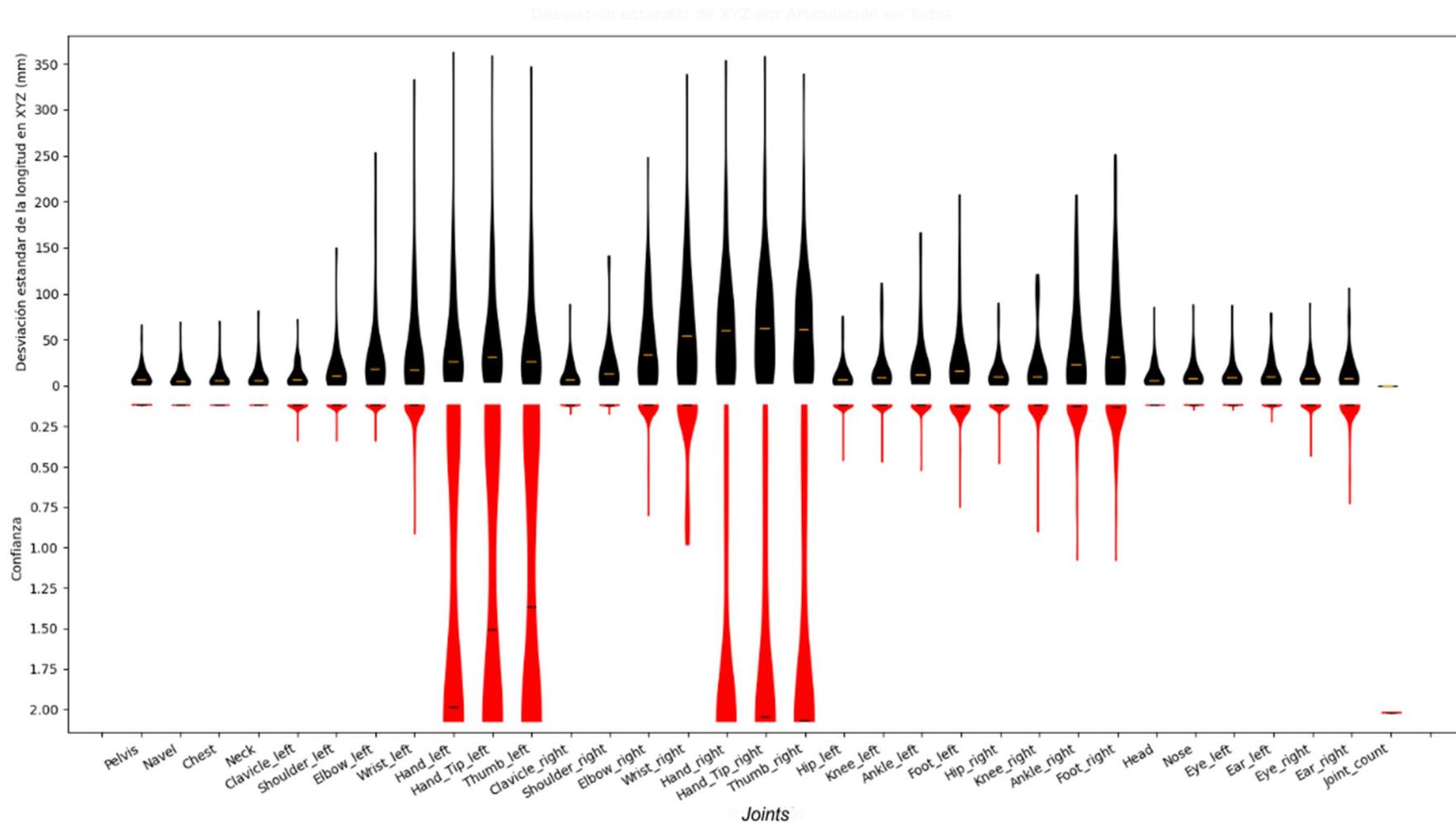


Figura 18. Diagrama de las desviaciones estándar y nivel de confianza en joints: el diagrama doble de violines nos muestra en la región superior la distribución de las desviaciones estándar en cada joint y en la región inferior el nivel de confianza que corresponde a cada una.

Por último, en la **figura 19**, se muestra una selección de 18 ángulos que el sistema ha captado y medido en todas las personas y posiciones mantenidas. Sobre esta, se representan las desviaciones estándar de los ángulos medidos. Estas desviaciones se han tratado del mismo modo que en la gráfica anterior. Promediando para los 150 fotogramas y calculando la distribución sobre personas y poses.

La mayor parte de las articulaciones muestran la densidad de sus datos por debajo de los diez grados, lo que significa que el sistema tiene buena precisión. Sin embargo, en las articulaciones representadas de miembros superiores, hombros y codos, la desviación de los datos llega hasta los 40 grados, siendo el valor más alto. Además, de nuevo se observan distribuciones de densidad y medianas con valores más altos de desviación en el hemicuerpo derecho.

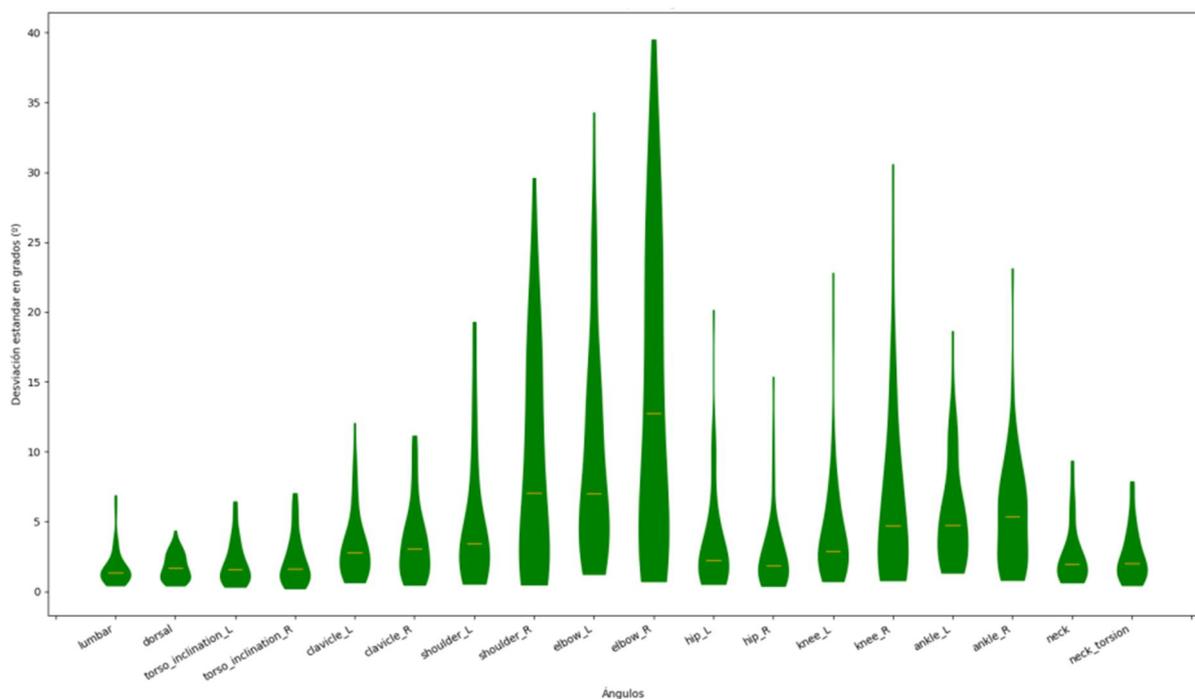


Figura 19. Diagrama de las desviaciones estándar en articulaciones: en el diagrama de violines se representa la distribución de las desviaciones estándar en todos los registros angulares tomados por la cámara.

DISCUSIÓN

Discusión del análisis del ruido durante la toma de datos:

Los resultados obtenidos muestran que el hardware de elección hace un registro eficaz en gran parte de las articulaciones y que es apropiado trabajar con él.

Hemos comprobado (ver sección de análisis del ruido en resultados) que el sistema Azure Kinect es igual de eficaz en el mecanismo de obtención de la coordenada de profundidad que en los ejes x e y. Este resultado es interesante debido a la diferencia tecnológica entre ambos sistemas de medición. Como podemos recordar, la profundidad se determina por un sistema de tiempo de vuelo que tiene su propia fuente de luz infrarroja. Aun así, sería conveniente estudiar las posibles consecuencias de incorporar este mecanismo.

Previamente se habían realizado otros estudios para comprobar la precisión de la cámara Kinect. En Wang and Kurillo (2015) se analizó la precisión y rendimiento de las cámaras Kinect 1 y Kinect 2 en comparación con otros métodos de captura de movimiento. Estas cámaras son las antecesoras del sistema Azure Kinect con el que hemos trabajado en el presente estudio. Este estudio concluyó que la cámara Kinect 2 presentaba mayor precisión que la Kinect 1, sin embargo, la cámara Kinect 2 que tiene un sistema de adquisición de profundidad de datos similar a Azure Kinect, mostró la aparición de grandes desviaciones en la parte baja de las piernas debido a artefactos producidos por la luz infrarroja. En unos estudios realizados por Tölgyessy et al. (2021) demostraron que el sistema Azure Kinect es mejor que las cámaras predecesoras. Sin embargo, en concordancia con los estudios antes mencionados, también encontraron problemas de reflectividad en algunas regiones debido al sistema de tiempo de vuelo.

En Yeung et al. (2021) también estudiaron la agudeza del sensor de profundidad de la cámara Azure Kinect. Esta vez con el registro de la marcha desde diferentes ángulos de visión. Con sus experimentos demostraron que la cámara tiene una precisión alta en registros para la marcha cuando los puntos de la cadera y rodilla son captados en su plano sagital, no tanto así cuando la visión es frontal. Esto nos ha motivado para estudiar la calidad de las medidas para distintas orientaciones de la cámara respecto al paciente. Para ello se eligieron dos posiciones con las orientaciones antes mencionadas (ver [figuras 9 y 10](#)).

Con los resultados de nuestros experimentos hemos comprobado que si una región corporal o hemicuerpo queda menos visible ante la cámara, su registro tiene peor precisión (**figura 20**).

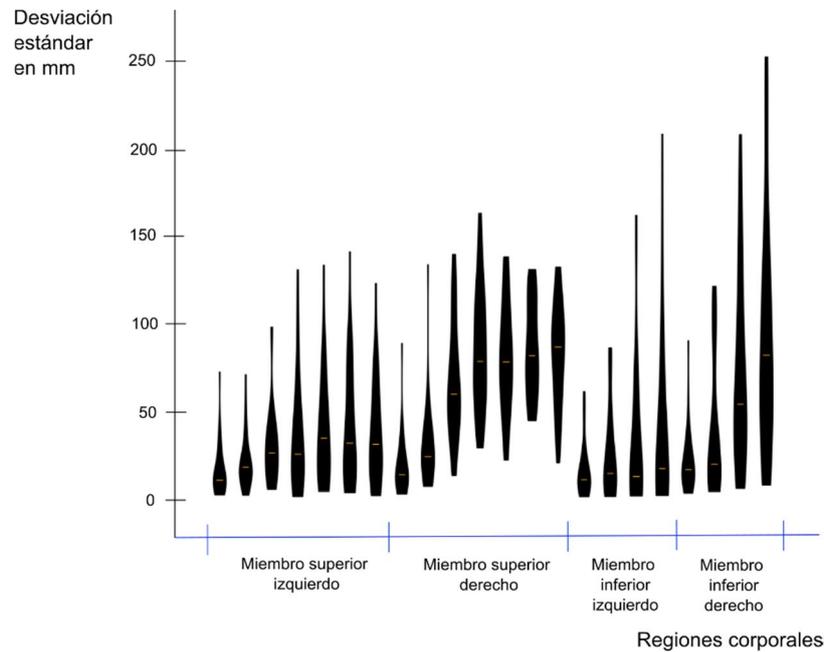


Figura 20. Desviaciones estándar de las joints por regiones corporales en la pose 1: el diagrama muestra la distribución de las desviaciones estándar de las diferentes regiones corporales para la pose uno.

Sin embargo en la **figura 21** podemos ver que ante la vista frontal de una pose, la desviación de las joints es simétrica en ambos hemicuerpos.

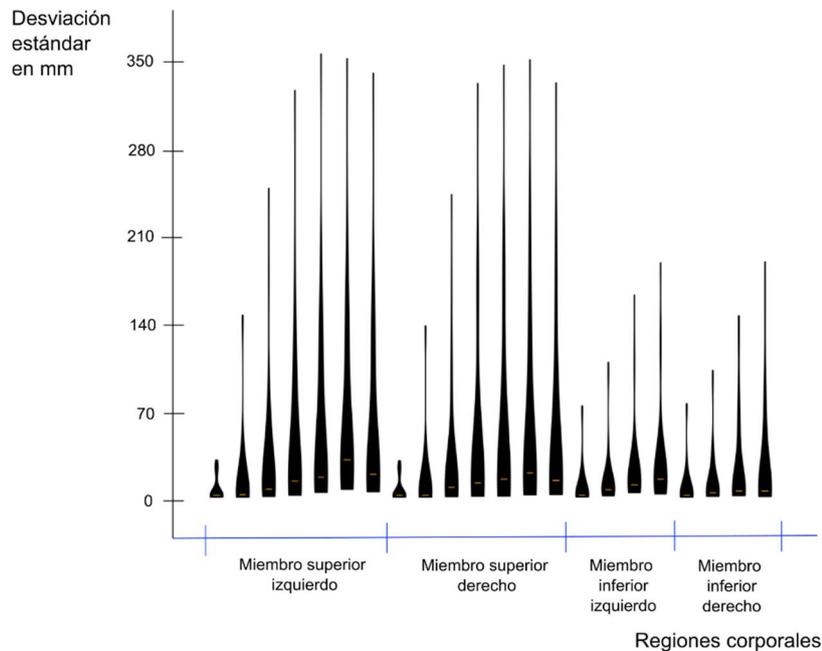


Figura 21. Desviaciones estándar de las joints por regiones corporales en la pose 2: el diagrama muestra la distribución de las desviaciones estándar de las diferentes regiones corporales para la pose uno.

Estos resultados indican que ante una aplicación práctica del sistema, es fundamental la colocación de la cámara en un ángulo apropiado. Por tanto, consideramos importante estudiar en futuros experimentos la dependencia del método de las condiciones del entorno para conocer las condiciones óptimas para el registro de los datos. Para ello habrá que tener en cuenta la colocación de la cámara, su relación con respecto al sujeto de medición, el entorno en el que se encuentren y posibles factores externos que interfieran en la toma de datos.

Además, en Tölgyessy et al. (2021) también estudiaron la agudeza de la cámara Azure Kinect realizando estudios comparativos con Kinect 1 y Kinect 2. Determinaron que es muy importante la elección del diseño de los experimentos para obtener buenos registros. Además observaron que el método presenta algunas limitaciones en espacios abiertos y soleados por interferencias con los infrarrojos del sistema de captura de profundidad.

Por otra parte, se ha comprobado que para algunos *joints* (los de la región de la cabeza) el sistema nos indica un registro con alta confianza (ver [figura 18](#)). Sin embargo, nuestro análisis sugiere que la inteligencia artificial no ubicaba correctamente esos puntos. Esto es debido a que estos se mantienen estáticos siempre, independientemente de si el sujeto se está moviendo.

Discusión de la validación:

En el apartado de resultados hemos comparado el método en estudio con el clásico usando un t de Student. Para las articulaciones de hombros y caderas, los valores de p siempre superiores a 0,05 sugieren que las diferencias estadísticas entre los métodos son despreciables ([tablas 3 y 4](#)). En la [figura 16](#) se observa que las diferencias medias entre ambos métodos son del orden de 5 y 3 grados. Estos grados adquieren una significación clínica despreciable. Todo esto nos indica que el sistema desarrollado constituye una herramienta útil y eficaz.

En cuanto a las articulaciones de los tobillos, la [figura 16](#) muestra datos prometedores. Aunque existe una diferencia basal entre los dos métodos de unos 30 grados, creemos que se debe al desplazamientos del joint que actúa como eje de la articulación en contraste con el real. Por su parte, la desviación estándar de las diferencias es de unos 17 grados, considerablemente mayor que para hombros y caderas, pero suficientemente pequeña comparada con el rango articular. Sin embargo, los resultados del T de Student y la [figura 14](#), muestran que los datos obtenidos por ambos métodos pertenecen a distribuciones estadísticas diferentes.

Creemos que la replicación de la pose por parte de los pacientes y la colocación de los tobillos en la pose seleccionada podrían introducir errores en las mediciones. Por tanto, se espera que en estudios posteriores los valores adquiridos automáticamente sean mucho mejores. Para ello se tendrán en cuenta los ajustes y la optimización propuestos más adelante.

Actualmente, debido a la deficiente calidad en la captura de los puntos de la cabeza, los datos articulares del cuello por el momento no alcanzan la fiabilidad necesaria. En cualquier caso confiamos en que con procesos de optimización se puedan mejorar los registros.

En cuanto al objetivo de comprobar la viabilidad y puesta en acción del método, consideramos que se ha analizado conceptualmente durante en desarrollo de los experimentos. Se concluye que utilizar este sistema ha sido fácil y rápido y que constituye una herramienta viable para poder ser aplicado en el ámbito clínico.

Limitaciones:

Cabe mencionar ahora las limitaciones que nos hemos encontrado en este estudio para intentar solventarlas en experimentos posteriores.

La medición con goniometría presenta sus propias limitaciones y sería muy enriquecedor poder realizar también estudios comparativos de eficacia comparando con métodos de captura de movimiento. Esto no solo eliminaría los errores introducidos por la colocación del goniómetro sino que también permitiría una comparación fotograma a fotograma haciendo posible estudiar registros en posiciones dinámicas.

En otros estudios se analizan comparativas con otras técnicas de captura de movimiento, por ejemplo con *Vicon motion capture* (captura de movimiento con marcadores fluorescentes) o con *Orbbec Astra* (sistema de características similares al Azure Kinect). En nuestro estudio, la goniometría fue el método de elección por ser considerada una buena técnica de referencia y por la facilidad de uso.

Además, debido a la situación sanitaria causada por el SARS-CoV2, la cercanía con el paciente y determinación de estructuras corporales de referencia para la medida fue más complicada y probablemente menos precisa de lo deseado.

Optimización del sistema de medida:

En el apartado de optimización de resultados se planteó que las diferencias entre los ángulos medidos manualmente y los conformados por el trío de *joints* seleccionados para el método automático presentan desplazamientos lineales entre ellos. Estas desviaciones se deben a una elección de *joints* que no corresponde con ejes articulares anatómicos por parte del sistema Azure Kinect. Esto puede ser necesario debido a que para la inteligencia artificial sea más fácil detectar estos puntos que articulaciones reales.

En resumen, las articulaciones descritas para el método manual presentan desviaciones con respecto de las fisiológicas. Sin embargo, el carácter paramétrico de estas desviaciones nos permite calcularlas y corregirlas. Esto puede hacerse ajustando a una recta las diferencias medidas entre ambos métodos a través del rango articular. La ordenada en el origen nos informaría del desplazamiento inicial entre ambos ángulos y la pendiente de la diferencia entre la evolución de ambos durante el rango articular.

Este método de optimización nos permite por tanto, medir con precisión ángulos articulares fisiológicamente correctos a partir de puntos sencillos de detectar por el sistema y por tanto, localizados en el espacio con mayor precisión.

Ventajas y aplicaciones:

Basándonos en el estudio de la bibliografía y el desarrollo de nuestros experimentos, podemos considerar las ventajas derivadas de nuestra tecnología respecto de las técnicas ya existentes.

Se trata de un sistema que no requiere instrumentación, durante los experimentos que se han llevado a cabo se pudo verificar la comodidad y rapidez de trabajo. Además, de esta forma se evitan problemas derivados como una mala colocación de los dispositivos o la posibilidad de que no se mantengan en la posición adecuada.

Los registros se obtienen y pueden ser visualizados a tiempo real. Esta característica aporta una mejor interacción y *feedback*.

La tecnología desarrollada permite obtener casi cualquier parámetro de cinemática humana deseado, sin limitaciones. Se pueden modelar las características del sistema según las necesidades. Además el precio del sistema Azure Kinect es más económico que el de los sistemas de captura de movimiento convencionales.

Por todas estas características, nuestra tecnología adquiere gran potencial en el ámbito de la captura y análisis postural y de movimiento. Por tanto, las aplicaciones que surgen son inmensas.

La principal aplicación que motivó este trabajo fue el análisis y valoración de la ergonomía en cirujanos. Un grupo de neurocirujanos del hospital de Alicante nos transmitió su interés en una técnica que ayudase a valorar los problemas musculoesqueléticos que sufren derivados de sus posiciones durante el trabajo. Con esto nos mostraron la necesidad de adaptar la tecnología de la que disponíamos para que pudiera ayudarles a mantener una postura que previniera lesiones durante la cirugía.

Otro gran sector de aplicación consideramos que es en la investigación de la biomecánica de la marcha. La ausencia de marcadores e instrumental adicional y el registro de los datos a tiempo real convierten este método en un sistema ideal para la captura de actividades motrices. Es por este motivo que hemos estimado que también podría ser una herramienta muy útil para el estudio de actividades y gestos deportivos.

Finalmente, otro ámbito que podría aprovecharse de esta tecnología es la rehabilitación en fisioterapia. Para la valoración de los pacientes sería muy útil contar con una herramienta cómoda, rápida y objetiva, que no esté sujeta a interpretación del personal. Además, como se comentó en la introducción, está siendo fuertemente impulsada la rehabilitación virtual. En este tipo de terapia una tecnología como la desarrollada permitiría la interacción del paciente con un entorno virtual.

A parte del ámbito sanitario, existen otros sectores que también podrían verse beneficiados por estas técnicas. Por ejemplo, en nuestro laboratorio se está estudiando la aplicación de este sistema para la domótica y para el control de videojuegos.

Perspectivas futuras:

En primer lugar, es importante mencionar que las articulaciones estudiadas se han propuesto como ejemplos representativos de lo que esperamos encontrar en el resto. Aun así, en estudios futuros se pretenden ampliar los experimentos al resto de articulaciones en un abanico más amplio de posturas.

Como se ha comentado anteriormente, el caso concreto de la aplicación del método para ergonomía en neurocirujanos ha motivado este trabajo. Por tanto, nos gustaría poder implementar en la tecnología desarrollada escalas de valoración automáticas para la ergonomía. Esta escala podría

usarse para la determinación de cuándo un cirujano mantiene una postura inadecuada durante demasiado tiempo.

Además, se pretende seguir trabajando en mejoras para el sistema. Como ya se ha comentado, resulta de vital importancia analizar como las características del entorno pueden afectar a los registros para que así se obtengan con mayor fiabilidad y precisión.

Por su parte la optimización del sistema para la determinación de ángulos fisiológicos precisos en algunas articulaciones también queda pendiente.

Para ello se realizarán sucesivos experimentos para encontrar las correcciones pertinentes óptimas e intentar desarrollar la mejor versión posible del sistema.

También es importante añadir que se planea desarrollar una interfaz gráfica para proporcionar una interacción más sencilla con el usuario y que pueda servir como una herramienta para la aplicación en la práctica clínica. Esto también permitiría un mecanismo de personalización del sistema para cada usuario.

CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio muestran que se ha conseguido desarrollar un método viable y práctico para el registro y análisis postural y cinemático humano.

El sistema de captura estudiado ha demostrado obtener registros de una manera eficaz en la mayoría de las regiones corporales.

La tecnología desarrollada constituye una herramienta útil para las articulaciones de los hombros y las caderas usadas como ejemplos del estudio.

BIBLIOGRAFÍA

- Rueda, Lluís. 2016. "Principios de Biomecánica." *Apunts.Medicina de l'sport*: 39–44.
- Ergonomos.es. 2021. ¿Qué es la ergonomía? - Asociación Española de Ergonomía. [online] Available at: <<http://www.ergonomos.es/ergonomia.php>> [Accessed 15 June 2021].
- Taboadela, C., 2007. *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. 1st ed. [ebook] Buenos Aires, pp.57, 68, 95, 103. Available at: <<http://www.medisoftware.com.ve/Download/Normas/libro-goniometria.pdf>> [Accessed 3 May 2021].
- Hussain, M Manzoor. 2019. "Digital Human Modeling in Ergonomic Risk Assessment of Working Postures Using RULA." : 2714–25.
- Lisbeth, Lesly et al. 2018. "Sistemas de Captura y Análisis de Movimiento Cinemático Humano : Una Revisión Sistemática Human Motion Capture and Analysis Systems : A Systematic Review." 16(2).
- Leeds Beckett University. 2011. "CAVE - Semester One". Applied Animation – Week 05. [online] Available at: <<https://casfxblock2.wordpress.com/2011/07/11/applied-animation-week-05/>> [Accessed 11 June 2021].
- Scano, Alessandro et al. 2020. "Analysis of Upper-Limb and Trunk Kinematic Variability: Accuracy and Reliability of an RGB-D Sensor." *Multimodal Technologies and Interaction* 4(2): 1–23.
- Wang, Qifei, and Gregorij Kurillo. 2015. "Evaluation of Pose Tracking Accuracy in the First and Second Generations of Microsoft Kinect." : 381–90.
- Alaoui, Hamza, Mohamed Tarik Moutacalli, and Mehdi Adda. 2020. "AI-Enabled High-Level Layer for Posture Recognition Using the Azure Kinect in Unity3D." *4th International Conference on Image Processing, Applications and Systems, IPAS 2020*: 155–61.
- Manghisi, Vito Modesto et al. 2017. "Real Time RULA Assessment Using Kinect v2 Sensor." 65: 481–91.
- Chang, Chien-Yen et al. 2012. "Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect." : 159–62.
- Cukovic, Sasa., Radu Emanuil. Petrusse, Lea. Buchweitz, and Gerrit. Meixner. 2020. "Supporting Diagnosis and Treatment of Scoliosis: Using Augmented Reality to Calculate 3D Spine Models in Real-Time-ARScoliosis." : 1926–31.
- Docs.microsoft. 2021. *Especificaciones de hardware de Azure Kinect DK*. [online] Available at: <<https://docs.microsoft.com/es-es/azure/kinect-dk/hardware-specification>> [Accessed 11 June 2021].

- Azure.microsoft. 2021. *Azure Kinect DK: desarrollo de modelos de IA | Microsoft Azure*. [online] Available at: <<https://azure.microsoft.com/es-es/services/kinect-dk/#industries>> [Accessed 11 June 2021].
- Yeung, Ling Fung et al. 2021. "Effects of Camera Viewing Angles on Tracking Kinematic Gait Patterns Using Azure Kinect, Kinect v2 and Orbbec Astra Pro V2." *Gait and Posture* 87: 19–26. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.04.005>.
- Alaoui, Hamza, Mohamed Tarik Moutacalli, and Mehdi Adda. 2020. "AI-Enabled High-Level Layer for Posture Recognition Using the Azure Kinect in Unity3D." *4th International Conference on Image Processing, Applications and Systems, IPAS 2020*: 155–61.
- Tölgyessy, Michal, Martin Dekan, Ľuboš Chovanec, and Peter Hubinský. 2021. "Evaluation of the Azure Kinect and Its Comparison to Kinect v1 and Kinect V2." *Sensors (Switzerland)* 21(2): 1–25.